

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE**

**EQUILÍBRIO EM ADULTOS E IDOSOS: RELAÇÃO
ENTRE TEMPO DE MOVIMENTO E ACURÁCIA
DURANTE MOVIMENTOS VOLUNTÁRIOS NA POSTURA
EM PÉ**

Silvana Aparecida Wieczorek

**SÃO PAULO
2003**

**EQUILÍBRIO EM ADULTOS E IDOSOS: RELAÇÃO ENTRE TEMPO DE
MOVIMENTO E ACURÁCIA DURANTE MOVIMENTOS VOLUNTÁRIOS NA
POSTURA EM PÉ**

SILVANA APARECIDA WIECZOREK

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Educação Física.

ORIENTADOR: PROF. DR. MARCOS DUARTE

AGRADECIMENTOS

Ao amigo e orientador, Prof. Marcos Duarte pela oportunidade, pelo conhecimento e principalmente, pela paciência.

Aos colegas e amigos do Laboratório de Biofísica da EEFEUSP, em especial à Sandra, pelo envolvimento com o trabalho e pela amizade; ao Paulo, pelos conselhos dados durante as longas conversas sobre o presente e o futuro profissional e pessoal; Aninha, Sandro, Ulysses, Brenda, Rogério, Roziley, Reginaldo e Alexandre, pelas contribuições, pelo companheirismo e pelas boas risadas.

Aos amigos Luis, Yomara e Thaís por sempre me incentivarem na vida acadêmica e pessoal. Às amigas Vanessa, Eliane, Lucianinha e Juliana, pela nossa grande amizade. Aos amigos Welber e Janina, por estarem presente na fase final desse trabalho.

À minha família e ao Mabi, por sempre me incentivarem em tudo.

À todas as pessoas que participaram da coleta de dados na qualidade de sujeitos da pesquisa. Em especial aos alunos da Prof^a. Rosana e também aos alunos do Prof. Xaru. Muito obrigada pela disponibilidade!!!

À Maria de Lurdes, da secretaria da Pós-Graduação. À Selma e à Maria Lúcia, bibliotecárias da EEFEUSP, pela ajuda na busca de artigos e na formatação do trabalho.

À FAPESP pelo apoio financeiro.

SUMÁRIO

	Página
1. INTRODUÇÃO	1
2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	3
3. JUSTIFICATIVA.....	4
4. REVISÃO DE LITERATURA.....	4
4.1 Função do sistema de controle postural.....	6
4.2 Sistemas sensoriais envolvidos no equilíbrio postural	7
4.3 Sistemas neural e músculo-esquelético envolvidos no equilíbrio postural	9
4.4 Equilíbrio na postura em pé.....	10
4.4.1 Estabilometria	12
4.5 Equilíbrio postural em idosos	13
4.5.1 Alterações sensoriais que afetam o equilíbrio de idosos.....	14
4.5.2 Alterações neurais e músculo-esqueléticas que afetam o equilíbrio de idosos.....	16
4.6 Avaliação do equilíbrio postural em idosos	17
4.7 Avaliação do equilíbrio postural através da relação entre velocidade e acurácia.	19
4.7.1 Relação entre velocidade e acurácia nos movimentos de idosos	25
4.8 Feedback visual no controle do equilíbrio postural.....	27
4.9 Comportamento do CP nas direções ântero-posterior e médio-lateral na postura em pé	28
5. MATERIAIS E MÉTODOS	30
5.1 Seleção da Amostra	30

5.2	Protocolo Experimental	32
5.2.1	Instrumentação	32
5.2.2	Tarefas	35
5.2.3	Coleta de dados	37
5.3	Análise dos dados	39
5.3.1	Variáveis	39
5.3.2	Procedimentos estatísticos	42
5.3.3	Limitações do estudo	43
6.	TESTES PRELIMINARES E EXPERIMENTO PILOTO	44
7.	RESULTADOS.....	46
7.1	Relação entre tempo de movimento e acurácia para os adultos.....	52
7.2	Relação entre tempo de movimento e acurácia para os idosos	56
7.3	Comparação entre os tempos de movimento dos adultos e dos idosos para as duas direções.....	60
8.	DISCUSSÃO.....	61
9.	CONCLUSÃO	64
10.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	65
	ANEXO.....	75

LISTA DE FIGURAS

	Página
FIGURA 1 - Estabilograma representativo durante postura em pé estática (linha contínua). Nesta figura, pode-se observar a representação da trajetória do CP e os vetores de força horizontal (Zatsiorsky & Duarte, 2000).	13
FIGURA 2 - Gráfico representativo da equação de FITTS: TM é o tempo de movimento médio, ID é o índice de dificuldade dado por $\log_2(2A/L)$. A constante “a” é o <i>intercepto</i> , o valor do TM onde a linha cruza o eixo do TM e a constante “b” é a <i>inclinação</i> da reta.....	21
FIGURA 3 - Tempo de movimento médio (TM) em função do índice de dificuldade (ID) para diferentes amplitudes de movimento (A): 3; 4,5; 6 e 9 cm. Regressões lineares e correspondentes coeficientes de correlação (<i>r</i>) são apresentados para cada A (DANION, DUARTE & GROSJEAN, 1999).....	24
FIGURA 4 - Desenho de uma plataforma de força e convenção de eixos.....	32
FIGURA 5 - Apresentação da janela interativa criada no software LabView para executar a aquisição e o processamento dos dados do CP.	34
FIGURA 6 - Representação do experimento de feedback visual com deslocamento do CP e detalhes da informação visual dada na tela do monitor a frente do sujeito para as direções ântero-posterior e médio-lateral.	36
FIGURA 7 - Colete de segurança usado pelos idosos durante o experimento.	37
FIGURA 8 - Representação da elipse calculada pelo método estatístico de análise dos componentes principais de um participante adulto. As escalas dos eixos são dadas em cm.	39
FIGURA 9 - Representação dos limites de estabilidade ântero-posterior (LE a-p) (seta vertical) e médio-lateral (LE m-l) (seta horizontal) em relação ao apoio dos pés.	40

FIGURA 10 - Representação do deslocamento do CP durante o movimento voluntário para deslocamento do cursor (que representa o CP) entre dois alvos (cada alvo representado por duas linhas paralelas). As flechas mostram um pico (seta para baixo) e um vale (seta para cima) que foram considerados como erros.....	41
FIGURA 11– Valores médios e desvios-padrão das distâncias (em centímetros) entre os dedos hálux e entre os calcanhares dos pés dos 10 adultos e dos 10 idosos.	48
FIGURA 12 - Estabilograma (oscilação do CP) de um participante adulto (lado esquerdo) e de um participante idoso (lado direito) durante a tarefa de postura em pé estática.....	49
FIGURA 13 - Relação entre tempo de movimento médio em milissegundos (ms) e seis diferentes índices de dificuldade (IDs) para os adultos na direção ântero-posterior (A-P).....	52
FIGURA 14 - Relação entre tempo de movimento médio em milissegundos (ms) e seis diferentes índices de dificuldade efetivos (IDes) para os adultos na direção ântero-posterior (A-P).	53
FIGURA 15 - Relação entre tempo de movimento médio em milissegundos (ms) e seis diferentes índices de dificuldade (IDs) para os adultos na direção médio-lateral (M-L).	54
FIGURA 16 - Relação entre tempo de movimento médio em milissegundos (ms) e seis diferentes índices de dificuldade efetivos (IDes) para os adultos na direção médio-lateral (M-L).....	55
FIGURA 17 - Relação entre tempo de movimento médio em milissegundos (ms) e seis diferentes índices de dificuldade (IDs) para os idosos na direção ântero-posterior (A-P).....	56
FIGURA 18 - Relação entre tempo de movimento médio em milissegundos (ms) e seis diferentes índices de dificuldade efetivos (IDes) para os idosos na direção ântero-posterior (A-P).	57

FIGURA 19 - Relação entre tempo de movimento médio em milisegundos (ms) e seis diferentes índices de dificuldade (IDs) para os idosos na direção médio-lateral (M-L).	58
FIGURA 20 - Relação entre tempo de movimento médio em milisegundos (ms) e seis diferentes índices de dificuldade efetivos (IDes) para os idosos na direção médio-lateral (M-L).....	59

LISTA DE TABELAS

	Página
TABELA 1 - Características da amostra.	46
TABELA 2 - Resultados dos questionários Baecke para adultos e Baecke para idosos.	47
TABELA 3 - Limites de estabilidade (LE) médio para cada grupo.	50
TABELA 4 - Erro médio (em porcentagem) para os adultos e os idosos, nas direções ântero-posterior (A-P) e médio-lateral (M-L) em todas as condições testadas.	51

LISTA DE ANEXOS

	Página
ANEXO I - Declaração do comitê de ética com aceitação do projeto de pesquisa. ...	75
ANEXO II - Termo de consentimento livre e esclarecido.	76
ANEXO III - Anamnese.	77
ANEXO IV - Questionário de atividade física para adultos.	79
ANEXO V - Questionário de atividade física para idosos.....	81
ANEXO VI - Ficha de coleta.....	83

RESUMO

EQUILÍBRIO EM ADULTOS E IDOSOS: RELAÇÃO ENTRE TEMPO DE MOVIMENTO E ACURÁCIA EM MOVIMENTOS VOLUNTÁRIOS NA POSTURA EM PÉ

Autora: SILVANA APARECIDA WIECZOREK

Orientador: Prof. Dr. MARCOS DUARTE

Avaliar o desempenho em tarefas que desafiam o equilíbrio é fundamental para o acompanhamento e o diagnóstico de possíveis alterações no controle da postura. Ainda não há um entendimento satisfatório sobre o controle da postura e as alterações do equilíbrio relacionadas ao envelhecimento, o que justifica a busca de novos protocolos para avaliar o equilíbrio de idosos. No presente trabalho foi estudado o desempenho de adultos e de idosos durante uma tarefa de equilíbrio dinâmico na postura em pé: movimento voluntário cíclico nas direções ântero-posterior (a-p) e médio-lateral (m-l). Foi utilizado o recurso de feedback visual do centro de pressão para testar o paradigma proposto por FITTS (1954) que relaciona o tempo de movimento (TM) e a acurácia do movimento. Os resultados confirmaram a relação direta entre TM e acurácia para os adultos na direção a-p, como já reportado na literatura. Essa relação também foi observada para a direção m-l. Para os idosos, a relação entre TM e acurácia também foi observada para as duas direções, embora para a direção m-l esta relação não tenha sido sempre significativa. Os adultos apresentaram TMs maiores na amplitude de 4 cm e os idosos apresentaram TMs maiores na amplitude de 8 cm. Os adultos foram mais acurados do que os idosos. Os idosos não variaram a acurácia do movimento em função da

dificuldade das condições. Os TMs dos adultos e dos idosos na direção m-l foram maiores do que os TMs na direção a-p. Em geral, o desempenho dos adultos bem como o dos idosos foi afetado pela acurácia do movimento, mas de forma diferenciada.

Palavras-chave: controle postural, centro de pressão, controle motor, biomecânica.

ABSTRACT

BALANCE IN ADULTS AND ELDERLY: RELATION BETWEEN MOVEMENT TIME AND ACCURACY IN VOLUNTARY MOVEMENTS DURING STANDING

Author: SILVANA APARECIDA WIECZOREK

Advisor: Prof. Dr. MARCOS DUARTE

Evaluation of the performance in tasks that defy the balance is fundamental for the accompaniment and the diagnosis of possible alterations in posture control. There isn't a satisfactory understanding about posture control and balance alterations in elderly people, what justifies the search for new protocols to evaluate balance. In this work it was studied the performance of adults and elderly persons in a dynamic balance task during standing: cyclic voluntary movements in the antero-posterior (a-p) and medio-lateral (m-l) directions. The visual feedback of the center of pressure was used to test the FITTS' paradigm (1954), which relates movement time (MT) with movement accuracy. The results confirmed a direct relation between MT and accuracy for adults in the a-p direction, as reported in the literature. This relation was also observed in the m-l direction. For the elderly persons, the relation between MT and accuracy was also observed in both directions, however this relation was not significant for the m-l direction. The adults presented MTs larger in the 4-cm amplitude and the elderly persons presented larger MTs in the 8-cm amplitude. The adults were more accurate than the elderly persons. The elderly persons did not vary the performed movement accuracy as a function of the task difficulty. In general, the performance of the adults as well as of the elderly persons was affected by the task accuracy, but in different ways.

Keywords: postural control, center of pressure, motor control, biomechanics.

1. INTRODUÇÃO

Uma das principais, senão a principal postura adotada no nosso cotidiano é a postura em pé. Manter o equilíbrio do corpo na postura em pé é tão importante e tão complexo quanto controlar os movimentos de segmentos corporais isolados. O controle da postura resulta da integração de vários tipos de informação sensorial (visual, vestibular e somatossensorial) e das propriedades passivas e ativas do sistema músculo-esquelético e de parte do sistema nervoso, que juntos compõem o sistema de controle postural (SHUMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 1995).

Nos últimos anos, há inúmeras evidências descrevendo a diminuição do desempenho de idosos em habilidades motoras, o que tem um efeito importante nas atividades diárias dos idosos (GOGGIN & STELMACH, 1990; GRIMBY, 1995). Com o envelhecimento ocorrem alterações no sistema de controle postural podendo provocar diminuição de desempenho na habilidade de manter o equilíbrio, o que pode provocar quedas e, conseqüentemente, lesões ou até mesmo fatalidades.

Muitos fatores podem contribuir para a diminuição do equilíbrio dos idosos e é difícil estabelecer mudanças no equilíbrio relacionadas ao envelhecimento que sejam independentes de doenças (ALEXANDER, 1994). Além disso, há uma grande heterogeneidade entre os idosos de mesma idade, em função das características genéticas e dos hábitos adotados durante toda a vida.

A abordagem mais atual para avaliar o equilíbrio em idosos investiga variáveis específicas relacionadas ao controle da postura em pé e procura determinar qual alteração em suas funções contribui para a perda da estabilidade e da mobilidade. Em geral, essa avaliação envolve a privação de uma ou mais fontes sensoriais (COHEN, HEATON & CONGDON, 1996; SHEPARD, 1993) ou envolve perturbações induzidas na superfície de apoio através do uso de plataforma de força móvel (HORAK, HENRY & SHUMWAY-COOK, 1997; MAKI, HOLLIDAY & FERNIE, 1990).

O principal parâmetro mensurado em estudos de equilíbrio em plataforma de força é o centro de pressão (CP), que é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais atuando na superfície de apoio (WINTER, 1995).

Uma das formas de estudar o controle postural é avaliar o equilíbrio dinâmico durante tarefas que representam desafio ao avaliado, por exemplo, tarefas que envolvem movimentos voluntários de corpo inteiro. Para estudar o equilíbrio durante movimentos voluntários de corpo inteiro na postura em pé, DANION, DUARTE e GROSJEAN (1999) avaliaram o desempenho de adultos através de uma tarefa dinâmica (movimento voluntário cíclico na direção ântero-posterior). Eles utilizaram o recurso de feedback visual do CP para testar o paradigma proposto por FITTS (1954) que relaciona a velocidade e a acurácia do movimento. Este paradigma é bastante explorado para movimentos de segmentos corporais isolados, mas pela primeira vez foi utilizado no estudo do equilíbrio postural.

No estudo de DANION, DUARTE e GROSJEAN (1999), que será descrito em detalhes a partir da página 19, os resultados mostraram que os movimentos voluntários na postura em pé de adultos saudáveis segue, em parte, a lei de FITTS: para uma amplitude de movimento específica, o tempo de movimento (TM) aumenta linearmente com o índice de dificuldade (ID): $TM = a + b \cdot ID$, onde a e b são constantes empíricas, $ID = \log_2(2A/L)$, \log_2 é a função logarítmica na base 2 e A e L são respectivamente a amplitude e a largura dos alvos. Mas uma violação desta relação foi observada quando se comparou diferentes amplitudes de movimento para um mesmo índice de dificuldade: para amplitudes menores o tempo de movimento é maior do que para amplitudes maiores e este efeito é acentuado quanto mais difícil é a tarefa.

Estudos sobre a relação entre tempo de movimento e índice de dificuldade realizados com idosos verificaram que esses indivíduos são mais afetados pelo aumento do índice de dificuldade do que os adultos (YORK & BIEDERMAN, 1990). Ainda não foi investigado se esse resultado, e a violação encontrada por DANION, DUARTE e GROSJEAN (1999) ocorre também para indivíduos idosos e como se daria essa violação, uma vez que idosos apresentam maior dificuldade em controlar a postura em função das alterações físicas próprias do envelhecimento, tais como: diminuição da força muscular, enrijecimento das articulações, além dos déficits visuais, vestibulares e somatossensoriais, dentre outras alterações. Além disso, no estudo de DANION, DUARTE e GROSJEAN (1999) foi investigado apenas movimentos realizados na direção ântero-posterior e não se sabe se resultados

similares seriam encontrados para os movimentos realizados na direção médio-lateral. Isso porque a literatura reporta que as oscilações do CP nestas duas direções durante o equilíbrio estático são diferentes.

Nesse contexto, três questões principais foram estudadas no presente estudo durante a tarefa de movimento voluntário cíclico na postura em pé:

- (1) A relação entre tempo de movimento e acurácia também ocorre em idosos?
- (2) Como o tempo de movimento se comporta em idosos em comparação com adultos?
- (3) Como o tempo de movimento se comporta na direção ântero-posterior em comparação com a direção médio-lateral em adultos e em idosos?

Desta forma, o objetivo geral deste estudo é avaliar e comparar o desempenho de adultos e de idosos no controle do equilíbrio durante movimentos voluntários, cíclicos e direcionados para alvos, na postura em pé, que demandam, ao mesmo tempo, velocidade e acurácia.

2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Os objetivos específicos deste estudo foram:

- Verificar se ocorre a relação entre tempo de movimento e acurácia para os idosos;
- Quantificar e comparar os tempos de movimento dos adultos e dos idosos; e
- Quantificar e comparar os tempos de movimento para adultos e para idosos nas direções ântero-posterior e médio-lateral.

3. JUSTIFICATIVA

Avaliar o desempenho em tarefas de movimento que demandam equilíbrio é fundamental para o acompanhamento e o diagnóstico de possíveis alterações do controle do equilíbrio em pessoas idosas. Ainda não há um entendimento satisfatório sobre o controle da postura e as alterações do equilíbrio relacionadas ao envelhecimento, o que justifica a busca de novos protocolos para avaliar o equilíbrio de idosos. Em adição, o estudo do equilíbrio em condições próximas ao do dia a dia, especificamente o controle de movimentos voluntários durante a postura em pé, pode permitir um melhor entendimento do controle postural nos seres humanos.

4. REVISÃO DE LITERATURA

Na literatura específica pode-se observar que alguns termos, tais como: **posição, postura, equilíbrio e estabilidade**, nem sempre são usados com o mesmo significado. Para que não haja problemas na interpretação desses termos ao longo deste texto, será estabelecida a definição adotada aqui para cada um deles, mas antes são apresentadas algumas definições usadas por pesquisadores da área do movimento humano.

Mecanicamente o corpo humano pode ser definido como um sistema de segmentos corporais rígidos conectados por articulações. De acordo com ZATSIORSKY (1998), pode-se definir a **posição** de um corpo pela sua (a) localização; (b) orientação ou atitude; e (c) configuração articular ou **postura**. O termo *localização* se refere à determinação de um ponto do corpo no espaço, usualmente determinado pelo centro de massa (CM)¹ ou pelo centro de gravidade (CG)². *Orientação* significa a posição do corpo como um todo (por exemplo: corpo ereto). Quando o termo **postura** é adotado para um corpo com vários segmentos, como é o caso do corpo humano, este se refere à configuração dos ângulos

¹ CM é um único ponto associado com todo o corpo, em torno do qual a massa corporal está igualmente distribuída em todas as direções. Na análise de um corpo submetido à força da gravidade, o CM pode também ser considerado como o CG.

² CG é o centro das forças gravitacionais agindo sobre todos os segmentos do corpo humano, se move como se a força gravitacional sobre todo o corpo agisse apenas neste ponto e é um conceito análogo ao CM.

articulares formados pelos segmentos corporais, sem considerar o sistema de referência externo (gravidade) (ZATSIORSKY, 1998). No entanto, para WINTER (1995) **postura** é o termo que descreve a orientação de qualquer segmento corporal relativo ao vetor aceleração da gravidade. É uma medida angular em relação à direção vertical. Este autor afirma que: “a **postura** muda em função da variação da posição do CG dos segmentos corporais em relação à linha vertical da gravidade”. GHEZ (1991) definiu **postura** como a posição de todo o corpo e dos membros relativos a um outro membro e suas orientações no espaço.

De um modo geral, os autores concordam que a postura se refere à configuração articular embora haja uma discordância sobre a relação da postura com o vetor aceleração da gravidade. Ao longo do texto os termos **posição** e **postura** são utilizados de acordo com a definição de ZATSIORSKY (1998), devido ao maior rigor da sua definição comparada com as demais.

Um corpo está em estado de **equilíbrio** quando a somatória de todas as forças externas a ele é igual a zero e quando a somatória de todos os torques externos que atuam sobre ele também é zero. Um corpo pode estar em *equilíbrio estático* ou em *equilíbrio dinâmico*. Estes estados de equilíbrio são caracterizados, respectivamente, pela ausência ou pela presença de velocidade. Se um corpo retorna a um estado de equilíbrio estático após ter sido deslocado por uma força, o corpo está em *equilíbrio estático estável*. Entretanto, se uma pequena força pode deslocar o corpo e desequilibrá-lo, o corpo está em *equilíbrio estático instável* (HALLIDAY, RESNICK & WALKER, 1993). O estado de equilíbrio também pode ser caracterizado como *indiferente ou neutro*, quando uma força age sobre o corpo e este não sofre deslocamento ou esse deslocamento não implica numa alteração da instabilidade do corpo. Por exemplo, quando estamos sentados e apoiados no encosto de uma cadeira, estamos em equilíbrio estático (ausência de velocidade).

Na postura em pé ereta estática, podemos dizer que o nosso corpo está em *equilíbrio quase-estático instável*, isto é, nosso corpo apresenta uma pequena e constante oscilação. Neste contexto, WINTER (1995) define **equilíbrio** como um termo genérico que descreve a dinâmica da postura corporal para evitar uma queda. Ele está relacionado às forças inerciais atuantes no corpo e às características inerciais (massa, comprimento) dos segmentos corporais. Para NICHOLS (1997),

equilíbrio é um termo ambíguo que descreve a habilidade de manter ou mover o corpo numa postura em que haja distribuição do peso de modo que não ocorra uma queda. Para HORAK, HENRY e SHUMWAY-COOK (1997) **equilíbrio** postural é a condição em que todas as forças atuantes no corpo estão equilibradas no CM que é controlado relativamente à base de apoio, numa posição particular ou durante movimentos. O controle do equilíbrio pode ser uma reação em resposta às forças externas que deslocam o CM, ou uma antecipação às forças desestabilizadoras geradas internamente, impostas pelos movimentos do próprio corpo. As forças externas, incluindo gravidade e forças relacionadas à interação com o ambiente; e as forças internas, que são geradas durante os movimentos do corpo, por exemplo a respiração, e que dão origem a forças externas na superfície de apoio, desestabilizam o corpo por acelerarem seu CM.

Pelo fato do termo equilíbrio usado neste texto significar estritamente equilíbrio postural, as definições de NICHOLS (1997) e de HORAK, HENRY e SHUMWAY-COOK (1997) se complementam e descrevem bem este termo.

4.1 *Função do sistema de controle postural*

Para manter o equilíbrio em qualquer postura o corpo humano precisa receber informações sobre a sua posição no espaço e sobre o ambiente. Essas informações são recebidas pelo corpo através dos sistemas neural: que integra a informação sensorial para acessar a posição e o movimento do corpo no espaço e músculo-esquelético: que gera forças para controlar a posição do corpo; coletivamente conhecido como o sistema de controle postural (SHUMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 1995).

Para controlar a postura, o sistema de controle postural precisa realizar três funções: sustentação, estabilização e equilíbrio. Os músculos apropriados devem ser contraídos para sustentar o corpo contra a gravidade; os segmentos sustentados devem ser estabilizados quando outros estão sendo movidos; e o corpo deve ser corretamente equilibrado na sua base de apoio. Isto significa que num ambiente estacionário, a projeção do CG sobre a superfície deve ficar dentro da base de apoio (ROTHWELL, 1994). Para realizar estas três funções, o sistema de controle postural necessita de informações sobre as posições relativas dos segmentos do

corpo em relação à força da gravidade ou outra força externa. Essas informações são adquiridas pelos sensores somatossensorial, vestibular e visual, e integradas num processo complexo e ainda não totalmente entendido. Essas informações sensoriais são levadas ao sistema nervoso central (SNC) e são integradas ao sistema motor para produzir os movimentos corporais. O resultado dessa integração entre sistemas sensoriais e sistemas motores produz um maior ou menor grau de controle do equilíbrio.

4.2 *Sistemas sensoriais envolvidos no equilíbrio postural*

Cada sistema sensorial envolvido no controle do equilíbrio (visual, somatossensorial e vestibular) possui vários caminhos distintos e é formado anatomicamente e funcionalmente por subsistemas diferentes que realizam tarefas especializadas. Cada um deles, apesar de alguma sobreposição, é especializado em trabalhar dentro de um certo domínio de freqüências e de amplitudes e, neste aspecto, os três sistemas não são inteiramente redundantes. Não é totalmente claro se a seleção de uma certa informação sensorial para o controle da postura é realizada com uma certa hierarquia, por exemplo, se há prioridade da informação vestibular sobre a informação visual ou se todas as três informações são usadas em paralelo (NASHNER, 1981).

Os órgãos do sistema vestibular responsáveis pelo equilíbrio são localizados parcialmente dentro do labirinto. A porção vestibular do labirinto é formada por dois conjuntos principais de estruturas, que são os principais órgãos do equilíbrio: (1) os *órgãos otólitos: o utrículo e o sáculo*; e (2) os *ductos semicirculares* (três sensores de direção mais ou menos perpendiculares entre si). Células receptoras especializadas nestes dois órgãos, as células ciliadas vestibulares, são capazes de traduzir deslocamentos em sinais neurais. Essas células respondem ao movimento acelerado da cabeça, ou às mudanças na aceleração resultante de uma alteração na posição da cabeça. Os órgãos otólitos detectam a aceleração linear quando a cabeça move e são importantes para determinar a posição da cabeça em relação à gravidade. A maioria dos otólitos respondem aos movimentos lentos da cabeça, assim como aqueles que ocorrem durante a oscilação da postura. Os ductos

semicirculares detectam aceleração angular da cabeça e são particularmente sensitivos a movimentos rápidos da cabeça assim como aqueles que ocorrem durante o andar ou durante um desequilíbrio (escorregão ou passo em falso) (GHEZ, 1991). O sistema vestibular contribui para manter o corpo equilibrado, para coordenar os movimentos da cabeça e do corpo. Mas, os sinais vestibulares sozinhos não são capazes de fornecer ao SNC uma sensação verdadeira de como o corpo está se movendo no espaço. Por exemplo, o SNC não pode distinguir entre um simples aceno com a cabeça (movimento da cabeça sem movimento do tronco) e uma inclinação para frente (movimento da cabeça junto com o tronco) usando somente informações vestibulares (HORAK & SHUPERT, 1994).

O sistema visual é o mais complexo de todos os sistemas sensoriais. Ele detecta a luz que permite identificar imagens do ambiente que informam sobre a forma, a cor e o movimento de objetos e do próprio corpo. O mecanismo de percepção visual inicia-se na retina. A luz entra na córnea e é projetada na parte de trás do olho, atingindo a retina. A luz é transformada num sinal elétrico e é conduzida através do sistema nervoso. A detecção do movimento é baseada no movimento da imagem observada e pelo movimento conjunto da cabeça e dos olhos (GHEZ, 1991). As informações visuais produzem uma referência para a verticalidade (desde que haja muitos objetos ao redor alinhados verticalmente, por exemplo: janelas e portas) e contribuem para manter a oscilação natural do corpo distante dos limites da base de apoio, informando como fixar a posição da cabeça e do tronco quando o CG é perturbado pela translação da superfície de apoio (BUCHANAN & HORAK, 1999). As informações visuais são importantes para o controle do equilíbrio, mas não são absolutamente necessárias, uma vez que a maioria de nós é capaz de manter o equilíbrio quando fecha os olhos ou quando está numa sala escura. Além disso, as informações visuais não são sempre uma fonte acurada de informação sobre a orientação do próprio movimento uma vez que o sistema visual tem dificuldade de distinguir entre o movimento de um objeto e o movimento do próprio corpo (SHUMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 1995). Grande parte do que sabemos sobre a organização funcional do sistema visual é derivada de experimentos que são similares àqueles usados para investigar o sistema somatossensorial.

O sistema somatossensorial é formado basicamente por receptores periféricos. Os receptores somatossensoriais que têm especial relação com o controle postural são os receptores de toque e de posição. Estes sensores estão na pele, nos músculos, tendões, ligamentos, nos tecidos conectivos das articulações e nos órgãos internos. A sensação de toque é estimulada mecanicamente na superfície do corpo e a sensação de posição é dada pelo estímulo mecânico dos músculos e articulações. A maioria desses receptores são mecanoreceptores, eles respondem às distorções físicas como alongamento e flexão e são encontrados principalmente na pele, respondem ao tato e deformações da pele. Além dos mecanoreceptores, há os receptores proprioceptivos que respondem sobre onde está o corpo no espaço, a direção e a intensidade do movimento. Há duas sub-modalidades de propriocepção nos membros: a percepção da posição estacionária e a percepção do movimento dos membros. Estas sensações são importantes para a manutenção do equilíbrio, para controlar os movimentos dos membros, e para avaliar a forma de objetos. Três principais tipos de receptores periféricos sinalizam a posição estacionária, a velocidade e a direção do movimento dos membros: (1) os mecanoreceptores localizados nas cápsulas articulares, (2) os fusos musculares, mecanoreceptores no músculo que são especializados em sinalizar o alongamento do músculo, e (3) os mecanoreceptores cutâneos. A maioria das células do sistema somatossensorial possui sensibilidade seletiva para somente uma modalidade: toque, pressão, temperatura, ou dor (GHEZ, 1991).

4.3 *Sistemas neural e músculo-esquelético envolvidos no equilíbrio postural*

Os sistemas músculo-esquelético e neuromuscular, assim como o sistema sensorial, também possuem vias especializadas.

O sistema neuromuscular contribui para o controle do equilíbrio através da coordenação das forças efetivas no controle da posição do corpo no espaço. Esse sistema é responsável basicamente por produzir as atividades neurais necessárias para manter o tônus muscular e por ativar os músculos antigravitacionais para manter o tônus postural (SHUMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 1995). Essas

atividades neurais podem produzir reflexos ou movimentos voluntários. Em essência, o papel dos reflexos posturais é corrigir qualquer distúrbio do equilíbrio. Os distúrbios produzidos por forças externas ao corpo são corrigidos pelos reflexos posturais, e os distúrbios provocados por movimentos voluntários podem ser corrigidos pela ação postural antecipatória. Qualquer movimento do CG é detectado pela via aferente e é corrigido pela contração dos músculos posturais. Pelo fato de que todas as forças numa pessoa em pé são transmitidas aos pés, os reflexos posturais frequentemente envolvem a contração de muitos músculos (ROTHWELL, 1994).

Os componentes músculo-esqueléticos são responsáveis pela amplitude do movimento articular, pela flexibilidade da coluna, pela rigidez passiva dos músculos e articulações, e pelas relações biomecânicas entre os segmentos corporais articulados.

4.4 Equilíbrio na postura em pé

O sistema de controle postural necessita gerar, dosar e coordenar as forças musculares para controlar a posição do corpo no espaço. Deste modo, um dos problemas no estudo do controle do equilíbrio na postura em pé é entender como os sistemas sensorial e motor trabalham juntos para controlar a postura.

Durante a postura em pé estática, a tarefa do sistema de controle postural é manter a posição do CG do indivíduo dentro da base de apoio. A estabilidade é alcançada gerando-se momentos de força sobre as articulações do corpo para neutralizar o efeito da gravidade ou qualquer outra perturbação, num processo contínuo e dinâmico, durante a permanência em determinada postura. Nessa postura a projeção do CG se move continuamente, aproximadamente 1 cm na direção ântero-posterior e 0,5 cm na direção médio-lateral. (ROTHWELL, 1994).

Para controlar a postura é preciso uma rigorosa demanda de estabilidade. Os limites de estabilidade são operacionalmente a área no plano horizontal em que o CG pode ser movido de forma segura sem mudar a base de apoio. Eles variam de acordo com: 1) a biomecânica do corpo, isto é, com a morfologia e a configuração do corpo, torque articular, velocidade em que o torque pode ser desenvolvido, e a amplitude de movimento articular; 2) as demandas da tarefa e a base de apoio do

corpo; e 3) as condições da superfície de suporte, incluindo características como: inclinação, tamanho e fricção. Como a biomecânica do corpo, as demandas das tarefas, e as características da superfície de apoio mudam, as respostas posturais também mudam. Uma pessoa que está em pé, com os pés firmemente apoiados no chão, pode se inclinar para frente ou para trás (cerca de oito graus para frente e quatro graus para trás), sem perder o equilíbrio ou dar um passo (McCOLLUM & LEEN, 1989). Um limite real da estabilidade, para qualquer indivíduo e em qualquer situação, é determinado por limitações biomecânicas, como a firmeza e o tamanho da base de apoio, e por restrições neuromusculares, como a força e a rapidez da resposta muscular (SHUMWAY-COOK & McCOLLUM, 1991).

Para controlar a posição do corpo no espaço são usadas estratégias de movimento: do tornozelo, do quadril e do passo. Essas estratégias são usadas para manter o equilíbrio em várias circunstâncias, tais como: em resposta a obstáculos externos, como quando damos um passo para recuperar o equilíbrio; para evitar uma perturbação; em resposta a interrupções inesperadas no ciclo do andar; e durante movimentos voluntários do CG. A estratégia do movimento do tornozelo é bastante utilizada para controlar a oscilação na postura em pé. Esta estratégia parece ser mais usada em situações em que a perturbação do equilíbrio é menor e a superfície de apoio é firme. O uso da estratégia do tornozelo requer pequena amplitude de movimento e grande força nos músculos dos tornozelos (HORAK, SHUPERT & MIRKA, 1989). A estratégia do quadril produz movimento amplo e rápido nas articulações do quadril com rotações em anti-fase em relação ao tornozelo. HORAK e NASHNER (1986) sugerem que a estratégia do quadril é usada para restaurar o equilíbrio em resposta às perturbações maiores, mais rápidas, ou quando a superfície de apoio é menor do que os pés. Quando uma perturbação postural é suficientemente forte para deslocar o CG para fora da base de apoio, um passo é dado para que o CG volte para dentro da base de apoio (estratégia do passo).

As necessidades para manter o controle postural são freqüentemente hierárquicas, com uma tarefa apresentando maior desafio do que outras. Portanto, as respostas de controle postural tendem a ser específicas à tarefa e à perturbação (WINTER, PATLA & FRANK, 1990).

O equilíbrio é freqüentemente avaliado durante quatro tarefas, quais

sejam: 1) postura em pé estática, 2) postura em pé com perturbação, 3) postura em pé durante a execução de movimentos voluntários (segmentos corporais isolados), e 4) postura em pé durante a execução de movimentos voluntários (segmentos corporais isolados) com perturbação (WINTER, PATLA & FRANK, 1990). Além dessas quatro condições também podemos incluir a postura em pé natural ou irrestrita, ou seja, postura em que qualquer movimento é permitido (WHISTANCE, ADAMS, VAN GEEMS & BRIDGER, 1995).

O principal parâmetro mensurado em estudos de equilíbrio postural, em plataforma de força, é o centro de pressão (CP). O CP é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais atuando na superfície de apoio, e representa um resultado coletivo do sistema de controle postural e da força da gravidade. Quando uma pessoa fica em pé sobre uma plataforma de força o CP pode ser avaliado, e os movimentos do CP então tornam-se indicadores de estabilidade. O CP é uma medida de deslocamento e é influenciado pela posição do CG. Esta grandeza é classicamente associada aos estudos de controle postural por causa de sua relação com o CG. Mas CG e CP são distintos. O deslocamento do CG é causado pelo movimento dos segmentos corporais e o deslocamento do CP é provocado pela variação da força de reação do solo, pela aceleração do CG, pelo momento de inércia do corpo e pelas forças musculares aplicadas no tornozelo (WINTER, 1995). A oscilação do CG é a grandeza que realmente indica o balanço do corpo e a grandeza CP é resultado da resposta neuromuscular ao balanço do CG e indica a posição do vetor resultante da força de reação do solo.

4.4.1 Estabilometria

A medida e o registro da contínua oscilação do corpo humano é chamada de estabilometria, ou estabilografia, ou ainda estatocinesiografia (TEREKHOV, 1976). Essa medida é obtida através do uso de plataforma de força e o parâmetro mensurado é o CP. A medida do CP durante a postura em pé tem sido por décadas a principal ferramenta biomecânica para o entendimento do equilíbrio corporal. A quantificação mais precisa e adequada do balanço corporal tem sido implementada devido ao desenvolvimento tecnológico das plataformas de força e ao avanço em

processamento de sinais. A FIGURA 1 mostra um estabilograma, o mapeamento do CP ântero-posterior (a-p) versus o CP médio-lateral (m-l), durante a postura em pé estática.

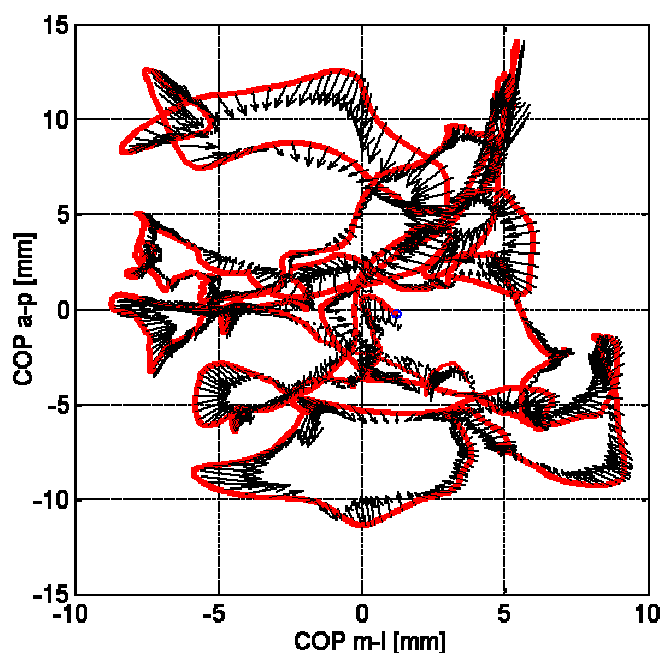


FIGURA 1 - Estabilograma representativo durante postura em pé estática (linha contínua). Nesta figura, pode-se observar a representação da trajetória do CP e os vetores de força horizontal (Zatsiorsky & Duarte, 2000).

4.5 Equilíbrio postural em idosos

O processo de envelhecimento é caracterizado por uma série de alterações físicas, dentre elas, alterações que afetam o equilíbrio do corpo. Algumas alterações são próprias do processo de envelhecimento normal e outras são decorrentes de doenças crônicas, essas alterações devem ser diferenciadas, pois as primeiras são consideradas adaptações positivas. Dentre vários autores, COHEN e WOLF (1997) têm apontado o surgimento de novos padrões de movimento ao longo do curso da vida, em decorrência de déficits múltiplos que acompanham o processo de envelhecimento normal.

A perda ou a distorção da informação sensorial usada para manter o equilíbrio, tanto em situações estáticas quanto dinâmicas, aliadas a alterações no processamento central e no sistema efetor, podem causar um aumento da oscilação e/ou uma falha ou um atraso nas respostas corretivas, podendo gerar quedas. A

queda é uma das principais causas de morte entre pessoas idosas. É difícil isolar uma única causa de queda para um determinado idoso, por exemplo: vertigem, neuropatia sensorial, ou hipotensão postural. Em geral, as quedas em idosos têm fatores múltiplos de contribuição, incluindo fatores intrínsecos (fisiológicos e músculo-esqueléticos) e fatores extrínsecos (ambientais). LIPSITZ, JONSSON, KELLEY e KOESTNER (1991) acompanharam um grupo de idosos acima de 70 anos de idade de uma comunidade por um ano e registraram todas as quedas que ocorreram. Eles encontraram que o número de fatores associados com o aumento do risco de quedas, incluindo a redução de atividade física, a reduzida força muscular, e a reduzida estabilidade na postura em pé. Outros fatores significantes identificados foram: artrite nos joelhos, acidente vascular cerebral, prejuízos da marcha, hipotensão, e o uso de drogas psicotrópicas. A conclusão deste estudo foi que a maioria das quedas em idosos envolvem múltiplos fatores de risco, e que muitos desses fatores podem ser evitados.

4.5.1 Alterações sensoriais que afetam o equilíbrio de idosos

A deterioração dos sistemas sensoriais importantes para o controle do equilíbrio (somatossensorial, vestibular e visual) contribuem para o declínio da estabilidade dos idosos. As pessoas podem apresentar declínios na função sensório-motora relacionados ao envelhecimento, mesmo na ausência de qualquer doença diagnosticada. Muitos idosos com histórico de quedas não apresentam doenças músculo-esqueléticas ou neurológicas (LORD, SHERRINGTON & MENZ, 2001).

Em relação às alterações no sistema somatossensorial, tem sido encontrado que a sensação vibratória é menor nos membros inferiores comparada aos membros superiores em todas as idades e apresenta um maior declínio com o aumento da idade (KENSHALO, 1979). Da mesma forma, tem sido reportado significativo declínio na percepção de posição das articulações dos membros inferiores (LORD, SHERRINGTON & MENZ, 2001; SKINNER, BARRACK & COOK, 1984). A sensação cutânea e a propriocepção apresentam limiares de excitabilidade

aumentados com o envelhecimento (KOKMEN, BOSSEMEYER, WILLIAMS, 1978³ apud WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK & NASHNER, 1986).

O sistema visual também apresenta declínios funcionais devido ao envelhecimento. Várias mudanças ocorrem dentro da estrutura dos olhos, por exemplo, menos luz é transmitida pela retina. Além disso, ocorre normalmente uma perda de sensibilidade ao contraste visual, que causa problemas na percepção de contorno e de profundidade, e essas informações são importantes para o controle da postura. A perda de acuidade visual pode resultar de uma catarata, degeneração macular, já a perda da visão periférica pode ser resultado de uma isquemia na retina ou de uma doença cerebral. Declínios na sensibilidade à claridade, na adaptação ao escuro, na percepção de profundidade são significantes com o aumento da idade (PITTS, 1982). Há também uma redução significativa na sensibilidade visual espacial nos idosos, especialmente em baixas freqüências e para alvos que se movem lentamente (SEKULER, HUTMAN & OWSLEY, 1980).

Em adultos jovens, mesmo problemas vestibulares severos freqüentemente não afetam o controle do equilíbrio significativamente devido a capacidade dos outros sensores produzirem informação para o SNC. O desequilíbrio pode ocorrer em ambientes onde a ação sensorial é reduzida ou não acurada. Por exemplo, quando os sujeitos com perda vestibular são instruídos a equilibrar-se sob condições com informações visuais e somatossensoriais reduzidas ou conflitantes, eles apresentam oscilação excessiva ou perda do equilíbrio (HORAK, SHUPERT & MIRKA, 1989). Acredita-se que o comprometimento do sistema vestibular esteja envolvido na instabilidade elevada dos idosos, porque estudos anatômicos revelaram uma redução gradual na densidade dos receptores das células ciliadas labirínticas a partir dos 30 anos de idade, e também um declínio no número de células ganglionares receptoras vestibulares, começando entre os 55 e os 60 anos de idade (JOHNSON & HAWKINS, 1972⁴ apud WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK & NASHNER, 1986).

³ E. Kokmen, R.W. Bossemeyer, W.J. Williams, Quantitative evaluation of joint motion sensation in an aging population. **Journal of Gerontology**, v. 33, p.62-67, 1978.

⁴ L. Johnson, J.E. Hawkins, Sensory and neural degeneration with aging, as seen in micridissections of the human inner ear. **Ann. Otol.**, v. 891, p. 179-193, 1972.

4.5.2 Alterações neurais e músculo-esqueléticas que afetam o equilíbrio de idosos

Uma das principais alterações músculo-esqueléticas ocasionadas pelo envelhecimento é a diminuição da força muscular (BACKMAN, JOHANSSON, HAGER, SJOBLOM & HENRIKSSON, 1995). KING e TINETTI (1995) realizaram um estudo com idosos e encontraram que 13% das quedas foram causadas por fraqueza muscular ou por distúrbio do equilíbrio e da marcha, enquanto em idosos que vivem em casas de repouso, esses fatores predisponentes contribuíram em 25% das quedas, demonstrando que existe uma associação entre fragilidade, ou déficits múltiplos, instabilidade e quedas.

A relação entre força e função física é grande. Entretanto, a quantidade de força muscular necessária para as funções físicas é dependente da tarefa. Por exemplo, para uma mulher saudável de 80 anos de idade, o limiar de força no quadríceps é muito próximo da quantidade de força necessária para levantar de uma cadeira (YOUNG, 1986).

Outra alteração músculo-esquelética observada durante o processo de envelhecimento é a diminuição da amplitude do movimento (STUDENSKI, DUNCAN & CHANDLER, 1991) e a diminuição da flexibilidade na coluna em indivíduos muito idosos podendo provocar uma postura curvada, que pode ser agravada pela presença de osteoporose. Esta postura curvada provoca mudanças no alinhamento postural. Outras condições, assim como a existência de artrite, pode causar a diminuição da amplitude de movimento em muitas articulações do corpo (HORAK, SHUPERT & MIRKA, 1989).

As alterações neuromusculares devido ao envelhecimento provocam mudanças na postura em pé, mudanças nas estratégias motoras durante perturbações na postura em pé, e provocam adaptações de movimentos em função de mudanças na tarefa e no ambiente. Devido a contribuição de muitos subsistemas neurais para o controle do equilíbrio, não são conhecidas todas as alterações no sistema nervoso relacionadas ao envelhecimento (WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK & NASHNER, 1986).

4.6 Avaliação do equilíbrio postural em idosos

A avaliação do equilíbrio em idosos, na maioria das vezes, é uma avaliação funcional. Muitos pesquisadores, dentre eles TINETTI (1986), BERG, WOOD-DAUPHINEE, WILLIAMS e GAYTON (1989), e MATHIAS, NAYAK e ISAAC (1986), têm avaliado habilidades funcionais relacionadas ao equilíbrio para identificar idosos que têm alto risco de queda. Habilidades funcionais incluem tarefas como: sentar, ficar na postura ereta, andar sem apoio, levantar e alcançar à frente, realizar um giro de 360 graus, e levantar-se de uma cadeira. Esses estudos têm utilizado um grande número de testes capazes de medir o desempenho em tarefas funcionais de equilíbrio, assim como as atividades da vida diária. A avaliação funcional pode fornecer informação sobre o nível de desempenho da pessoa comparado ao padrão estabelecido em pessoas saudáveis (dentro da mesma faixa etária). Os resultados desses testes podem indicar a necessidade de terapia, servem de base para conhecer o nível de desempenho, e quando esses testes são repetidos em intervalos regulares, podem fornecer informação sobre mudanças no estado funcional.

A abordagem mais atual para avaliar o equilíbrio em idosos investiga variáveis específicas relacionadas ao controle da postura e procura determinar qual deterioração em suas funções contribui para a perda da estabilidade e da mobilidade. Nessas avaliações normalmente são utilizados aparelhos sofisticados e testes específicos, tais como: testes que envolvem a privação de uma ou mais fontes sensoriais (COHEN, HEATON & CONGDON, 1996; SHEPARD, 1993) e testes que envolvem perturbações induzidas na superfície de apoio através do uso de plataforma de força móvel (MAKI, HOLLIDAY & FERNIE, 1990).

A medida de oscilação do CP na postura em pé estática tem sido bastante utilizada para avaliar o equilíbrio. TOUPET, GAGEY e HEUSCHEN (1992) avaliaram a oscilação espontânea em diferentes faixas etárias usando plataforma de força. Quinhentos sujeitos, de 40 a 80 anos de idade, que não apresentavam patologia, apresentaram aumento na oscilação postural em cada década de vida. Portanto, a maior quantidade de oscilação espontânea foi observada nos idosos de 80 anos de idade.

No estudo realizado por FERNIE, GRYFE, HOLLIDAY e LLEWELLYN (1982), foi avaliada a amplitude e a velocidade da oscilação numa população de idosos que vivem em casa de repouso e eles encontraram que a velocidade da oscilação (mas não a amplitude) foi significativamente maior para aqueles que caíram uma ou mais vezes dentro do período de um ano do que para aqueles que não haviam caído. Mas, a maioria dos autores associam instabilidade postural ao aumento na amplitude do CP (HORAK, SHUPERT & MIRKA, 1989).

Para MAKI, HOLLIDAY e TOPPER (1994), a ocorrência de quedas e a instabilidade postural em idosos estão relacionadas ao controle da estabilidade lateral. Esses autores encontraram que a amplitude da oscilação lateral está associada a ocorrência de quedas em idosos. Os resultados desses autores sugerem que os dados do CP médio-lateral podem produzir informação importante sobre a estabilidade. Entretanto, outros autores não têm encontrado diferenças relacionadas à idade na direção médio-lateral, mas têm apresentado diferenças na direção ântero-posterior (BLASZCZYK, HANSEN & LOWE, 1993; MECCACI, BENVENUTI, FERRANDINO, LANDINI, BARONI, HALLET & STANHOPE, 1999).

SCHIEPPATI, MAURICE, GRASSO, NARDONE e GALANTE (1994) encontraram que o deslocamento máximo ântero-posterior do CP é significativamente menor nos idosos do que nos jovens. Diferenças na velocidade de oscilação entre jovens e idosos também têm sido reportadas (MAKI, HOLLIDAY & FERNIE, 1990; TOUPET, GAGEY & HEUSCHEN, 1992;).

De um modo geral, esses estudos sugerem que os idosos tendem a oscilar mais do que os adultos jovens durante a postura em pé estática. Uma possível conclusão desses estudos é que o aumento da oscilação encontrada nos idosos é um indicativo do declínio do controle do equilíbrio devido ao envelhecimento. Mas é importante perceber que a oscilação pode não ser um bom indicador do descontrole do equilíbrio. Há vários tipos de pacientes com desordens neurológicas severas, como a doença de Parkinson, desordens vestibulares, ou neuropatias periféricas, que têm oscilação normal na postura em pé estática (HORAK, 1992). Portanto, deve-se ter cautela na interpretação dos resultados de estudos que usam medidas de oscilação espontânea como indicadores do controle do equilíbrio.

Os idosos respondem à perturbação usando a estratégia de movimento do quadril em vez da estratégia de movimento do tornozelo mais freqüentemente do que os adultos jovens. Os movimentos do quadril são tipicamente usados por adultos jovens quando estão se equilibrando sobre uma superfície pequena, que não permite o uso do torque do tornozelo para compensar a oscilação (HORAK, SHUPERT & MIRKA, 1989). Esses autores sugerem que algumas quedas dos idosos estão particularmente associadas com escorregões, como resultado do uso da estratégia do quadril em condições em que a superfície é lisa.

É difícil estabelecer mudanças relacionadas à idade no controle postural que sejam independentes de doenças. As diferenças entre adultos jovens e idosos aparentemente saudáveis para respostas de oscilação e passo, estratégias de movimento corporal, e tempo de permanência em pé não são substanciais (MAKI, HOLLIDAY & FERNIE, 1990).

4.7 Avaliação do equilíbrio postural através da relação entre velocidade e acurácia

Um dos principais caminhos para avaliar habilidades motoras é medir a velocidade do movimento. A idéia básica é que a pessoa que pode realizar mais movimentos numa certa quantidade de tempo, ou que possa produzir uma certa quantidade de movimentos em menos tempo, é a mais habilidosa, desde que os movimentos tenham a mesma qualidade. A qualidade de um movimento está diretamente relacionada com o grau de acurácia em que esse movimento foi realizado. A acurácia no movimento humano significa realizar um movimento com seu ponto final próximo a um alvo.

Um fenômeno bem conhecido em comportamento motor é o compromisso entre velocidade e acurácia. Este compromisso significa que quando uma pessoa tenta fazer um movimento mais rapidamente, ela normalmente o executa com menos acurácia. Portanto, a velocidade do movimento é diminuída para que a acurácia não seja prejudicada. Em algumas situações, a quantidade de erros que a pessoa produz para realizar a tarefa é dependente da velocidade com que ela a realiza. No entanto,

a velocidade do movimento é dependente da quantidade de erros que o experimentador tolera (SCHMIDT & LEE, 1999).

Os primeiros estudos sobre a relação entre velocidade e acurácia utilizaram tarefas em que o objetivo era mover um membro (dedo ou braço) o mais rápido possível para atingir um alvo, fazendo o mínimo de erros possível (FITTS, 1954).

A primeira tentativa de estudar cientificamente a relação entre um movimento rápido e sua acurácia provavelmente partiu de Woodworth, que publicou em 1899 um manuscrito com experimentos sobre controle do movimento. De um modo geral, Woodworth (1899) verificou que a acurácia diminui quando a velocidade do movimento aumenta. Cinquenta e cinco anos depois, a natureza desta relação entre velocidade e acurácia foi descrita como uma lei matemática formal por FITTS (1954).

FITTS (1954) estabeleceu uma relação entre a amplitude (A) do movimento (distância entre os centros dos alvos), a largura (L) do alvos (distância entre as linhas que delimitam os alvos), e o tempo de movimento (TM) médio resultante (TM é o intervalo de tempo entre o início de uma resposta de movimento até o movimento ser completado) através da seguinte equação:

$$TM = a + b \cdot \log_2(2A/L)$$

A equação de Fitts tem a forma geral de uma equação linear ($y = a + bx$), onde “y” é o TM médio, “x” é $\log_2(2A/L)$, e “a” e “b” são constantes empíricas. Portanto, um gráfico em que o TM médio é apresentado contra o $\log_2(2A/L)$ é linear. A constante “a” é o *intercepto*, o valor do TM onde a linha cruza o eixo do TM. A constante “b” é a *inclinação* da reta (FIGURA 2). A inclinação é o TM adicional causado pelo aumento do índice de dificuldade ($ID = \log_2(2A/L)$) e se refere à sensibilidade do sujeito para diferentes IDs.

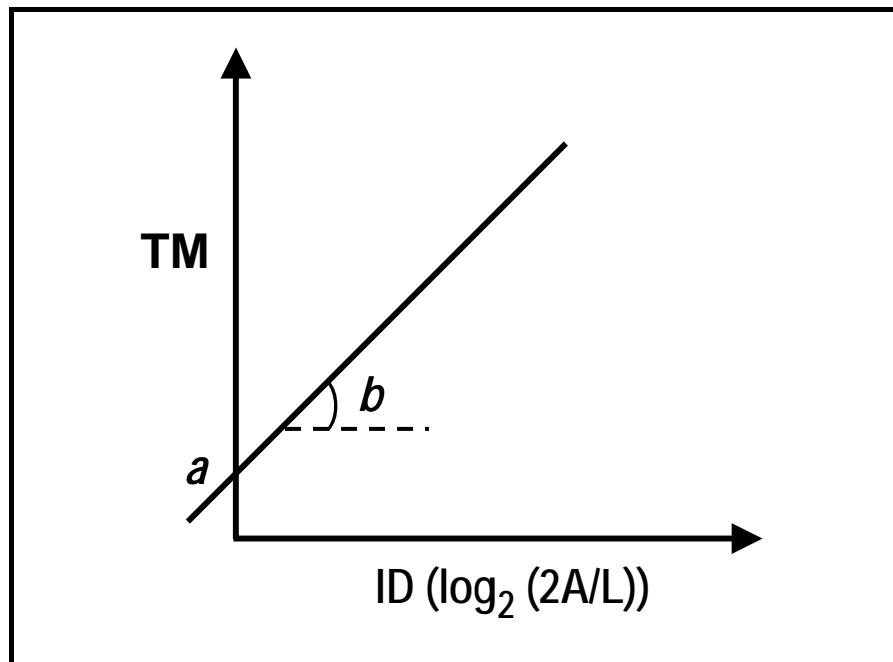


FIGURA 2 - Gráfico representativo da equação de FITTS: TM é o tempo de movimento médio, ID é o índice de dificuldade dado por $\log_2(2A/L)$. A constante “a” é o *intercepto*, o valor do TM onde a linha cruza o eixo do TM e a constante “b” é a *inclinação* da reta.

Para interpretar a equação de FITTS é preciso, primeiro, notar que o valor do ID determina quanto tempo foi necessário para cada um dos movimentos. Este valor está relacionado a quão difícil foi para o sujeito a combinação entre A e L, por esta razão, FITTS (1954) chamou este valor de índice de dificuldade. Então, para FITTS (1954), a dificuldade de um movimento está relacionada com a distância que o membro se moveu e com quão estreito é o alvo que o membro atingiu. A “dificuldade” do movimento é teoricamente a mesma quando dobramos A e dobramos L ao mesmo tempo, o que resulta na mesma proporção de $2A/L$, mesmo valor de ID e mesmo TM médio predito.

Os estudos têm mostrado que a inclinação da reta aumenta progressivamente com o aumento do tamanho dos membros usados. Os dados dos experimentos sugerem que os segmentos maiores e mais pesados (por exemplo: os braços) são mais sensíveis às mudanças no ID do que os dedos. Diferenças na inclinação da reta têm sido também apresentadas para outras variáveis. Por exemplo, as inclinações maiores são tipicamente encontradas para idosos. O

impacto no TM médio nos maiores IDs é maior para idosos do que para adultos jovens (WALKER, PHILBIN & FISK, 1997; WELFORD, NORRIS & SHOCK, 1969).

Por outro lado, a inclinação da reta pode ser reduzida consideravelmente com a prática. KELSO (1984) encontrou que a inclinação foi reduzida para aproximadamente zero após 40 mil tentativas conduzidas durante 20 dias de prática. Assim a inclinação da equação de FITTS (1954) representa uma interação do ID com a “controlabilidade” inerente da variável independente (isto é, membro usado, idade, ou nível de habilidade). Entretanto é importante lembrar que mesmo que os valores das inclinações e dos TMs sejam diferentes sob várias condições da tarefa, a lei de FITTS é assegurada.

Como muitas outras formulações da relação entre velocidade e acurácia (HOFFMANN, 1992; MacKENZIE, 1992), esta formulação expressa que quando A/L é constante, o TM deve permanecer inalterado. Ainda que existam estudos que apresentam violações desta relação (CHI & LIN, 1997; FOWLER, DUCK, MOSHER & MATHIESON, 1991), ela tem sido observada numa ampla variedade de tarefas.

Grande parte dos estudos que confirmam a lei de Fitts tem estudado os movimentos dos membros superiores (braços, dedos das mãos, etc.) (FITTS, 1954; FOWLER *et al.*, 1991; CHI & LIN, 1997). Foram encontrados apenas dois estudos que investigaram movimentos voluntários realizados com os membros inferiores (DRURY, 1975; HOFFMANN, 1991), um estudo com movimento voluntário do tronco (KIM, PARNIANPOUR & MARRAS, 1996), e um estudo com movimento voluntário na postura em pé (DANION, DUARTE & GROSJEAN, 1999).

O estudo de DANION, DUARTE & GROSJEAN (1999) mostrou que o desempenho para movimentos cíclicos na postura em pé de adultos saudáveis segue a lei de FITTS descrita acima: para uma A de movimento específica, o TM aumenta linearmente com o ID em uma escala logarítmica. Mas uma violação desta relação foi observada quando se comparou diferentes As de movimento para um mesmo ID: para As maiores o TM é menor do que para As menores e este efeito é acentuado quanto mais difícil é a tarefa. A hipótese para explicar esse fato foi que a variabilidade do sistema de controle postural (o corpo oscila em torno de 1 cm durante a postura em pé estática) provocou esse efeito. Em indivíduos com um maior nível de variabilidade do sistema de controle postural, por exemplo idosos (HORAK,

SHUPERT & MIRKA, 1989), pode ser que este efeito seja mais forte na relação TM e ID da tarefa.

O experimento proposto no estudo de DANION, DUARTE e GROSJEAN (1999) foi baseado no clássico experimento de FITTS e utilizou princípio semelhante ao empregado em aparelhos de feedback visual do CP (ou como na maioria das vezes erroneamente conhecidos como feedback do CG) usados em reabilitação de distúrbios no equilíbrio postural. A posição do CP do indivíduo em pé sobre uma plataforma de força é apresentada como feedback visual em tempo real no monitor de um computador localizado na frente do indivíduo. Na mesma tela, também são mostrados dois alvos separados pela amplitude (de centro a centro) e com uma largura determinada pelo ID e pela A. Diferentes As (3; 4,5; 6 e 9 cm) e IDs (1,4; 1,7; 2,0; 2,3; 2,6; e 2,9) foram testados. A tarefa consistiu em mover o cursor, que representa a posição do CP, de um alvo para outro de forma cíclica, o mais rápido possível e com o mínimo de erros (um erro consiste em não atingir ou ultrapassar os alvos). Os TMs são calculados e os dados são ajustados e analisados segundo a formulação descrita anteriormente.

Como pode ser observado na FIGURA 3 para cada A, a velocidade esteve relacionada à acurácia de acordo com a lei de FITTS: o TM aumentou linearmente em função do ID. O dado para o ID=2,9 e A=6 cm foi considerado *outlier* e não foi incluído na regressão linear. Os coeficientes de correlação foram significantes para todas as amplitudes. Em concordância com a Lei de FITTS, ocorreu um efeito principal do ID. No entanto, ocorreu uma interação significativa entre ID e A, por isso, as linhas de regressão para diferentes valores de A não foram paralelas, o que constitui uma violação da lei de FITTS. Isto é, quando a amplitude aumentou, as inclinações (b) das linhas de regressão linear diminuíram. Uma possível explicação para este efeito de escala está relacionada à quantidade de variabilidade presente no sistema de controle postural durante a postura em pé, que teria sido um fator limitante do desempenho em escalas pequenas (A e L) e IDs altos. Ou seja, mesmo quando as pessoas são solicitadas a manter o CP em sua posição preferida (determinada pela estabilografia estática), o deslocamento médio do CP é de aproximadamente 1 cm. Portanto, a presença desta variabilidade no sistema de

controle postural pode ser um fator limitante do desempenho quando A e L se aproximam deste valor.

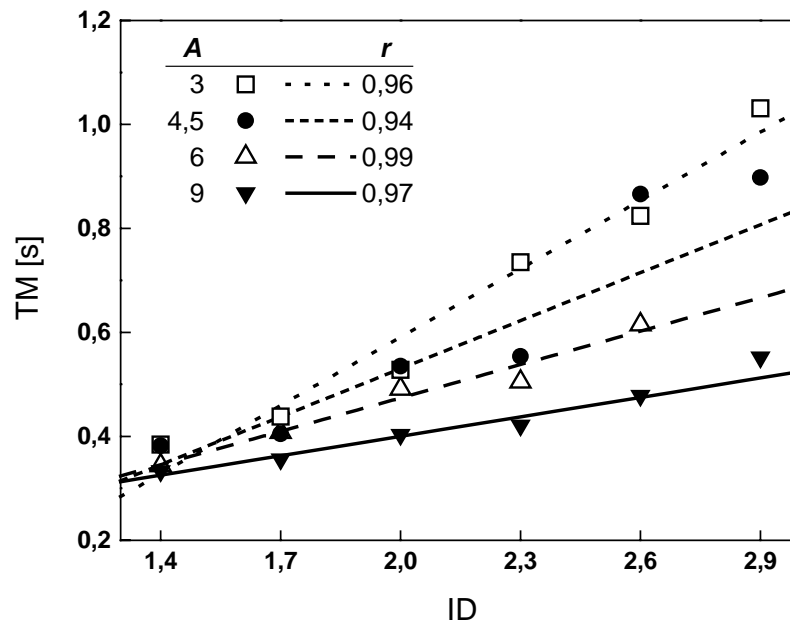


FIGURA 3 - Tempo de movimento médio (TM) em função do índice de dificuldade (ID) para diferentes amplitudes de movimento (A): 3; 4,5; 6 e 9 cm. Regressões lineares e correspondentes coeficientes de correlação (r) são apresentados para cada A (DANION, DUARTE & GROSJEAN, 1999).

Comparando os resultados de DANION, DUARTE e GROSJEAN (1999) aos resultados de outros estudos, verifica-se que na menor A os resultados revelaram que, em ID comparáveis, as pessoas deslocam mais lentamente o corpo inteiro do que os membros superiores (FITTS, 1954; HOFFMANN, 1991) e do que os membros inferiores (DRURY, 1975; HOFFMANN, 1991). Este resultado é provavelmente devido às restrições biomecânicas, tais como: propriedades inerciais e propriedades músculo-esqueléticas do corpo.

Este paradigma experimental é especialmente atrativo para se estudar o controle postural em seres humanos porque avalia o controle do CP durante a postura em pé em uma situação dinâmica onde o movimento do CP aproxima-se dos limites de estabilidade do indivíduo. A principal diferença entre este paradigma experimental e o paradigma experimental que se baseia no uso de aparelhos de

feedback visual do CP utilizados em reabilitação do equilíbrio postural é que o presente paradigma se baseia na formulação proposta pela lei de FITTS, bastante estudada e fundamentada para o movimento humano de diversos segmentos do corpo.

4.7.1 Relação entre velocidade e acurácia nos movimentos de idosos

Numerosos dados têm sido publicados nos últimos anos descrevendo a diminuição no desempenho de idosos em habilidades motoras. As principais medidas utilizadas para registrar estes achados têm sido o tempo de reação e o TM. A diminuição no desempenho de idosos tem sido observada em várias tarefas (GOGGIN & STELMACH, 1990).

Muitos estudos sobre o efeito do envelhecimento na relação entre velocidade e acurácia do movimento observaram que idosos são mais lentos do que adultos (GOGGIN & MEEUWSEN, 1992; SALTHOUSE, 1979; WELFORD, 1982; WELFORD, NORRIS & SHOCK, 1969; YORK & BIEDERMAN, 1990). Entretanto, não é claro porque os idosos são mais lentos. WELFORD, NORRIS e SHOCK (1969) avaliaram movimentos dos braços em sujeitos de 20 a 79 anos de idade e sugeriram que a percepção de posição e de distância percorrida é mais afetada pelo aumento da idade do que os processos de decisão para atingir um alvo de forma acurada. WELFORD (1982) sugeriu que uma parte da lentidão que ocorre com o avanço da idade é devido à ênfase dos idosos em responder de forma acurada. SALTHOUSE (1979) também sugeriu que os idosos preferem ser mais acurados porque eles estão mais interessados em não errar, por isso eles preferem ser mais lentos quando a probabilidade de erro é maior.

GOGGIN e MEEUWSEN (1992) compararam adultos (22-30 anos de idade) e idosos (67-80 anos de idade) no controle de movimentos do braço. O TM aumentou em função do aumento do ID para ambos adultos e idosos. Os idosos foram significativamente mais lentos (TM médio de idosos igual a 676 ms) do que os adultos (TM médio de adultos igual a 418 ms), e os idosos foram mais afetados pelo aumento do ID do que os adultos.

YORK e BIEDERMAN (1990) usaram a tarefa de FITTS, *tapping* (tarefa manual), para verificar o efeito da idade no desempenho desta tarefa. Foram avaliados sujeitos de 20 a 89 anos de idade. Como resultado, observou-se que homens e mulheres entre 20 e 30 anos de idade apresentaram rendimentos similares. Os TMs aumentaram a partir dos 40 anos e continuaram aumentando para os idosos de 80 anos. Os autores afirmaram que os idosos diminuem a velocidade para manter a acurácia na tarefa.

GOGGIN e STELMACH (1990) sugeriram que os idosos têm dificuldade em graduar a velocidade durante uma mesma amplitude de movimento. Os autores conduziram experimentos para determinar se este resultado seria o mesmo quando os movimentos tivessem um alto componente de acurácia espacial em amplitudes diferentes (cinco a 10 cm). Jovens (22-30 anos) e idosos (67-80 anos) realizaram movimentos de braço de acordo com o estudo de FITTS (1954). Os resultados destes experimentos foram similares aos reportados para a tarefa em que a amplitude não foi variada e indicaram que os idosos produziram menor pico de velocidade, apresentaram uma taxa de produção de velocidade mais lenta, e uma fase de desaceleração prolongada. Esses resultados confirmam que os idosos são menos eficientes em graduar a velocidade para movimentos de mesma amplitude de movimento, o que pode indicar um problema em controlar a força muscular.

KETCHAM, SEIDLER, VAN GEMMERT e STELMACH (2002) compararam também a relação entre velocidade e acurácia de movimentos de braços entre adultos (média de idade= 23 anos) e idosos (média de idade= 68 anos) e analisaram separadamente as influências do tamanho do alvo e da amplitude de movimento para determinar se o rendimento dos idosos e dos adultos é diferente. Quando a amplitude do movimento foi aumentada, os idosos não conseguiram manter a velocidade do movimento na mesma magnitude que os adultos e, quando a amplitude entre os alvos foi aumentada, os idosos não conseguiram aumentar a amplitude percorrida. Os resultados revelaram que a manipulação da amplitude entre os alvos e do tamanho dos alvos contribuíram para o aumento do TM dos idosos.

Os idosos erram mais quando tentam realizar movimentos rápidos e tentam corrigir os erros. Como a resposta corretiva é lenta, o idoso tem dificuldade em controlar o movimento (STELMACH & WORRINGHAM, 1985).

4.8 Feedback visual no controle do equilíbrio postural

A influência do feedback visual no controle postural tem sido estudada (HAFSTRÖM, FRANSSON, KARLBERG, LEDIN & MAGNUSSON, 2002). O feedback visual tem sido utilizado para treinar o equilíbrio (HAMMAN, MEKJAVIC, MALLINSON & LONGRIDGE, 1992; WALKER, BROUWER & CULHAM, 2000). Em vários estudos a plataforma de força é usada para quantificar a oscilação do corpo em pessoas saudáveis ou em pacientes com desordens do equilíbrio. Nesses estudos normalmente a pessoa tem o feedback do CP. O recurso de feedback visual da posição do CP tem sido aplicado em treinamento e reabilitação do equilíbrio postural com diferentes graus de sucesso (CLARKE, KRZOK & SCHERER, 1990; HAMANN *et al.*, 1992; NICHOLS, 1997).

Sistemas que promovem feedback visual ou auditivo em pacientes para restabelecer a localização do CP, assim como protocolos de treinamento para aumentar a simetria e a estabilidade são bastante utilizados em fisioterapia. O *Balance Master*, por exemplo, é um sistema comercial típico de feedback visual contínuo da posição do CP. Nesse sistema são utilizadas duas plataformas de força (para que o peso corporal em cada pé seja determinado), um computador e um monitor para visualização do CP, e um software que produz protocolos de treinamento e analisa os dados (HAMMAN *et al.*, 1992; NICHOLS, 1997).

HAMMAN *et al.* (1992) mostraram que sujeitos saudáveis e pacientes com desordens vestibulares periféricas reduzem a oscilação do seu corpo durante um período de treino de 10 dias pela visualização do CP durante a oscilação na direção ântero-posterior. Exercícios posturais usando feedback visual da posição do CP têm mostrado redução na oscilação do corpo em populações de pacientes selecionados. GANTCHEV, DRAGANOVA e DUNEV (1981) também encontraram que o treinamento com feedback visual diminui a oscilação corporal. Mas num estudo anterior (GANTCHEV, DRAGANOVA & DUNEV, 1979), encontraram que durante movimentos posturais voluntários com feedback visual, a amplitude das oscilações do corpo aumentou. Os autores atribuíram este aumento da amplitude das oscilações na presença de feedback visual ao fato de que, para algumas pessoas, o controle

voluntário domina por algum tempo após a introdução do feedback visual e esta seria a razão pela qual 20% dos sujeitos aumentaram suas oscilações.

Quando as informações sensoriais (com exceção da visão) se deterioram naturalmente (por causa de patologias) ou artificialmente (através de experimentos controlados), um caminho para aumentar o equilíbrio postural é oferecer feedback visual da posição do CP em tempo real. A principal vantagem da técnica de feedback visual é que o conhecimento do resultado do comando postural é instantâneo. Tem sido demonstrado que o uso contínuo de feedback diminui o número de erros e garante que os erros sejam corrigidos rapidamente (SCHMIDT & LEE, 1991).

Vários estudos (ELLIOT, CARSON, GOODMAN & CHUA, 1991; PROTEAU & MARTENIUK, 1993; ROSSETTI, STELMACH, DESMURGET, PRABLANC & JEANNEROD, 1994) têm usado feedback visual em tarefas de *tapping* (manual) com o objetivo de determinar a contribuição da acuidade visual no aumento da acurácia do movimento. Se o feedback visual é determinante na tarefa de *tapping*, pode-se inferir que há uma importância similar para a tarefa de controlar a postura, que é uma tarefa mais complexa.

Embora tenha sido reportado que a dependência da informação visual no controle do equilíbrio é maior quando a pessoa está em pé parada numa posição inclinada do que quando está em posição ereta (SCHIEPPATI *et al.*, 1994), ainda não se sabe se isto ocorre durante o movimento voluntário, por exemplo, quando inclina-se o corpo.

4.9 Comportamento do CP nas direções ântero-posterior e médio-lateral na postura em pé

Os estudos que reportam o comportamento do CP na direção médio-lateral apenas se referem a posturografia estática. Muitos estudos descrevem baixos índices de oscilação postural na direção médio-lateral comparada com a direção ântero-posterior (BALASUBRAMANIAM, RILEY & TURVEY, 2000; DUARTE & ZATSIORSKY, 2002; WINTER, PATLA, PRINCE, ISHAC & GIELO-PERCZAK, 1998). Grandes deslocamentos do CP na direção ântero-posterior são comuns nas atividades diárias (dar um passo ou subir um degrau de escada). As mudanças do

CP na direção médio-lateral ocorrem durante as atividades diárias mas elas são menos comuns e são tipicamente de menor magnitude.

Foi encontrado apenas um estudo (LATASH, FERREIRA, WIECZOREK & DUARTE, 2003) realizado com movimentos voluntários na postura em pé. LATASH *et al.* (no prelo) introduziram um método para quantificar as migrações da oscilação espontânea do CP durante movimentos voluntários realizados em diferentes frequências, nas direções ântero-posterior e médio-lateral, com os sujeitos em pé sobre uma superfície instável. Os autores encontraram que, sobre uma superfície instável, as oscilações na direção médio-lateral foram maiores do que na direção ântero-posterior durante a execução de movimentos voluntários.

Foram encontrados dois estudos com dados sobre as direções ântero-posterior e médio-lateral: WINTER, PRINCE, FRANK, POWELL e ZABJEK (1996) estudaram as estratégias de controle motor quando os sujeitos adotam três diferentes posições dos pés: (1) lado a lado, (2) *tandem*, isto é, pés alinhados na direção ântero-posterior, e (3) uma posição intermediária entre essas duas posições chamada de “45 graus”. Na posição lado a lado os autores reportaram que o mecanismo de controle utilizado na direção médio-lateral é o mecanismo de carga e descarga, ou seja, de transferência do peso de um pé para o outro. No estudo de VAN WEGEN, VAN EMMERICK e RICCIO (2002), foi comparada a variabilidade da oscilação do CP nas direções ântero-posterior e médio-lateral durante a manutenção do corpo na postura inclinada para frente e na postura inclinada para trás. Eles encontraram que, durante a inclinação máxima, os idosos (55-69 anos de idade) apresentaram variabilidade aumentada do CP comparada com a postura não inclinada, enquanto os jovens (24-38 anos de idade) apresentaram diminuição na variabilidade do CP. Durante a postura inclinada, os idosos apresentaram estabilidade espaço-temporal reduzida nas duas direções (ântero-posterior e médio-lateral). BLASZCZYK, LOWE e HANSEN (1994) também reportaram que idosos apresentaram maior variabilidade na postura inclinada quando comparado com jovens.

5. MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 Seleção da Amostra

Os critérios de seleção dos sujeitos neste estudo estão relacionados aos aspectos: idade, condição física, estado de saúde, e uso de medicamentos. Foram selecionados 10 adultos com idade entre 18 e 36 anos e 10 idosos com idade entre 62 e 69 anos, fisicamente ativos (realizam exercícios regularmente).

Para selecionar sujeitos que não apresentam alguma doença ou sintoma que indique previamente a existência de déficits no controle do equilíbrio foi elaborada uma anamnese. O critério para a elaboração desta anamnese foi baseado nos conhecimentos adquiridos ao longo da revisão bibliográfica e com o auxílio de alguns profissionais da área da saúde. A anamnese (ANEXO III) foi aplicada com o objetivo principal de obter informações sobre a saúde dos sujeitos (adultos e idosos), sobre algumas das suas características físicas, bem como sobre a ocorrência de quedas durante o último ano. Ela visou, principalmente, excluir do experimento adultos e idosos que apresentam algum problema de saúde que possa influenciar os resultados desse estudo, tais como: doenças neurológicas e neuromusculares, bem como alguns medicamentos (psicoativos, por exemplo: diuréticos e anti-depressivos) e sintomas (por exemplo: tonturas) que alteram o equilíbrio. Portanto, nesta anamnese também foi perguntado quais os medicamentos utilizados pelos sujeitos.

A seleção dos questionários para avaliar o grau de atividade física dos adultos e dos idosos foi baseada na necessidade de obter confiabilidade e validade nesta avaliação, tanto para os adultos quanto para os idosos. Quatro fatores foram determinantes para a escolha dos questionários: primeiro, os questionários deveriam levar em consideração questões em relação as atividades da vida diária e as atividades de lazer, além de exercícios físicos; segundo, o modo de administração deveria ser em forma de entrevista; terceiro, o tempo de aplicação do questionário deveria ser curto para não tornar esta etapa cansativa para os sujeitos; e quarto, os questionários aplicados para os adultos e para os idosos deveriam ser semelhantes.

WASHBURN (2000) apresenta uma revisão sobre os questionários de atividade física aplicados especificamente para idosos. Dentre os quatro questionários investigados e comparados pelo autor, três são administrados em

forma de entrevista (Baecke modificado para idosos, PASE (*Physical Activity Scale for Elderly*) e YPAS (*Yale Physical Activity Survey*)) e apresentam confiabilidade e validade. Destes destacam-se o Baecke modificado e o PASE devido ao menor número de questões, o que torna a sua aplicação mais rápida. HARADA (2001) e colaboradores também realizaram um estudo comparando questionários aplicados para idosos e, novamente, são apresentados o PASE e o YPAS. O terceiro questionário apresentado chama-se CHAMPS (*Community Healthy Activities Model Program for Seniors*). A comparação feita pelos autores mostra como resultado que nenhum dos questionários se destaca em relação aos outros. No entanto, os dois últimos necessitam de maior tempo para serem aplicados, 15 e 20 minutos, respectivamente. Para escolher entre os questionários Baecke modificado e PASE, foi realizado um piloto no qual os dois questionários foram aplicados para um mesmo sujeito e então foi observada a facilidade de aplicação e a clareza das questões. O questionário Baecke modificado apresentou melhores resultados considerando-se as duas características observadas. Além disso, há também a versão do questionário Baecke para adultos. Deste modo, os questionários de atividade física para adultos (Baecke, ANEXO IV) e para idosos (Baecke modificado, ANEXO IV) foram os escolhidos para a seleção da amostra.

Foram aplicados a anamnese e o questionário de atividade física em 60 idosos participantes dos programas de atividade física da Escola de Educação Física e Esporte da USP e do Centro de Práticas Esportivas da USP. O objetivo da aplicação desses dois instrumentos foi criar um banco de dados com a população (idosos) a ser estudada, e também para selecionar idosos para o experimento final.

A partir das informações adquiridas através do banco de dados dos 60 idosos foram selecionados 10 idosos para o experimento final. Os idosos e os adultos selecionados são praticantes de exercício físico, não possuem comprometimentos neuromuscular e neurológico e não são usuários de medicamentos que possam afetar o controle do equilíbrio postural.

5.2 Protocolo Experimental

5.2.1 Instrumentação

A principal grandeza física medida neste estudo foi o CP por meio do instrumento de medida plataforma de força. A plataforma de força consiste de uma placa sob a qual uma série de sensores de força *strain gauge* estão arranjados para medir os três componentes da força, F_x , F_y e F_z , e os três componentes do torque, M_x , M_y e M_z (x , y e z são as direções ântero-posterior, médio-lateral e vertical, respectivamente) agindo sobre a plataforma (FIGURA 4). A posição do CP é dada por $CP_x = (-h \cdot F_x - M_y)/F_z$ e $CP_y = (-h \cdot F_y + M_x)/F_z$, onde h é a altura do material, por exemplo um tapete, sobre a plataforma de força. O dado do CP é uma posição (duas coordenadas) na superfície da plataforma. Estas duas coordenadas são identificadas em relação à orientação do sujeito: direção ântero-posterior (a-p) e direção médio-lateral (m-l).

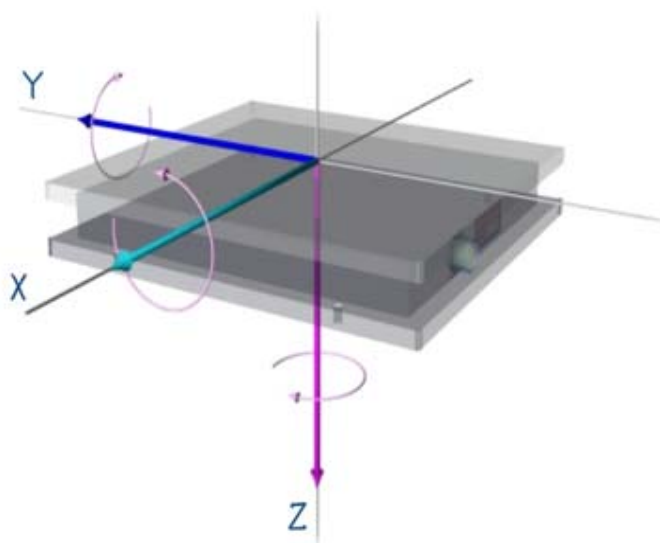


FIGURA 4 - Desenho de uma plataforma de força e convenção de eixos.

Para registrar o CP foi utilizada uma plataforma de força fixada no nível do solo numa sala do Laboratório de Biofísica da Escola de Educação Física e Esporte da USP, onde foi realizado todo o experimento. É uma plataforma de força da marca AMTI (*Advanced Mechanical Technology, Inc.*), modelo OR6-2000, com as seguintes

dimensões: 50,8 cm de largura e 46,4 cm de comprimento. A aquisição e o processamento dos dados bem como a implementação dos alvos e do feedback visual do CP foram realizadas por um programa de aquisição de dados desenvolvido no ambiente de programação LabView 6.0 (*National Instruments, Inc.*). A frequência de aquisição dos dados foi de 100 Hz e os dados foram armazenados em disco para posterior análise por programas específicos escritos no ambiente de programação MatLab 6.1 (*Mathworks, Inc.*).

O programa desenvolvido no software LabView executou basicamente as seguintes funções:

- reconhecer os canais da plataforma;
- apresentar os alvos (linhas vermelhas paralelas) e o CP (cursor representado por um ponto amarelo), isto é, o feedback visual do CP na tela do monitor;
- medir a posição de referência média do CP (em cm) do participante durante a tarefa de manter a postura em pé estática;
- medir os limites de estabilidade (em cm);
- posicionar os alvos para cada participante em função dos seus limites de estabilidade;
- calcular a largura dos alvos através dos valores dos índices de dificuldade da tarefa e dos valores da amplitude entre os alvos;
- randomizar as 12 condições (duas amplitudes e seis IDs);
- representar por meio de gráfico o deslocamento do CP entre os alvos que foi apresentado ao participante como feedback visual;
- calcular a porcentagem de erros para cada condição; e
- salvar automaticamente cada condição.

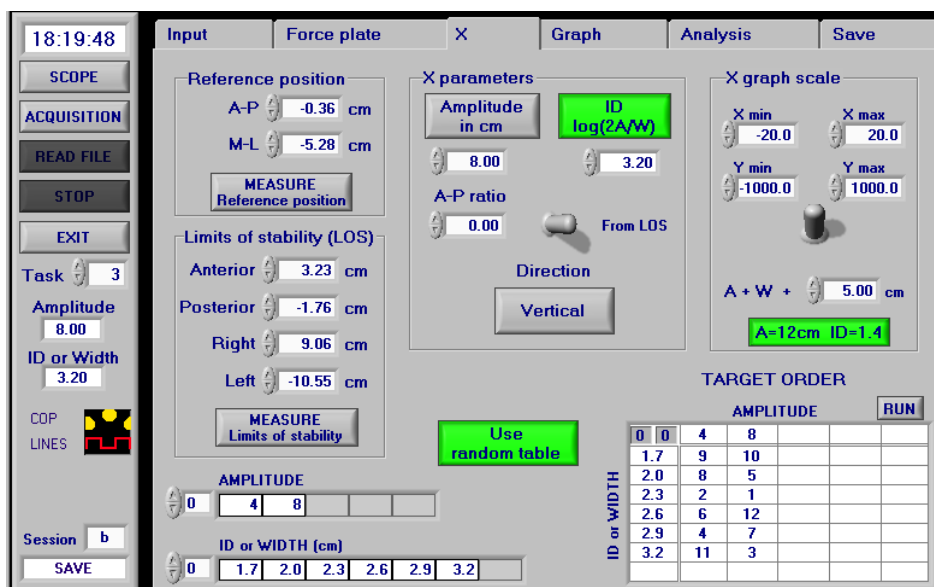


FIGURA 5 - Apresentação da janela interativa criada no software LabView para executar a aquisição e o processamento dos dados do CP.

O programa desenvolvido no software MatLab realizou as seguintes funções:

- abrir os arquivos com os dados do CP de todos os sujeitos para todas as condições;
- calcular as larguras dos alvos;
- calcular a área de deslocamento do CP, como descrita no item 5.3.1;
- calcular os limites de estabilidade, como descrita no item 5.3.1;
- desconsiderar os primeiros 15s de coleta e contar o número de ciclos de movimento realizados durante os 30s seguintes.
- filtrar os dados (como descrito no item 5.3);
- encontrar a posição dos picos e dos vales do CP;
- calcular o TM do ciclo completo (movimento para frente mais movimento para trás) de cada participante;
- calcular a porcentagem de erros em cada condição;
- calcular a amplitude efetiva (A_e), a largura efetiva (L_e) e o índices de dificuldade efetivos (IDes), que serão detalhados no item 5.3.1;

- representar graficamente a trajetória do CP, com média e desvio-padrão, durante 30 s, para cada participante;
- calcular a média do TM para cada condição de todos os participantes;
- salvar todas as condições para cada participante;
- calcular o Coeficiente de Correlação (r) entre TM e ID; e
- apresentar a Regressão Linear entre TM e ID.

5.2.2 *Tarefas*

Os participantes ficaram em pé sobre a plataforma de força, com os pés paralelos e levemente afastados (numa distância de aproximadamente 10 cm). A posição do CP foi dada como feedback visual em tempo real no monitor de um computador localizado a cerca de um metro à frente do participante. Na mesma tela também foram mostrados dois alvos separados (representados por duas linhas para cada alvo), pela amplitude (A) de centro a centro dos alvos e pela largura (L) dos alvos, como representado na FIGURA 5.

A tarefa consistiu em mover o corpo de modo que o CP (representado por um ponto amarelo no monitor), fosse movido de um alvo para outro de forma cíclica, o mais rápido possível e com o mínimo de erros (um erro consiste em não atingir ou ultrapassar os alvos). As amplitudes utilizadas foram 4 e 8 cm, os índices de dificuldade foram 1,7; 2,0; 2,3; 2,6; 2,9; e 3,2 de forma a resultarem, respectivamente, nas larguras dos alvos de 2,4; 2,0; 1,6; 1,3; 1,0; e 0,8 cm (para amplitude de 4 cm) e larguras de alvos de 4,9; 4,0; 3,2; 2,6; 2,1; e 1,7 cm (para amplitude de 8 cm) [$\log_2(2A/L)$]. As amplitudes e as larguras foram distribuídas de forma aleatória produzindo 12 condições diferentes na direção ântero-posterior e 12 condições diferentes na direção médio-lateral.

Para deslocar o CP de um alvo para outro o participante teve que inclinar o corpo para frente (o cursor vai para cima) e para trás (o cursor vai para baixo) nas condições na direção ântero-posterior. Para as condições na direção médio-lateral, o participante teve que inclinar o corpo de um lado para outro (o cursor vai para direita e para a esquerda). Em todas as condições os participantes mantiveram as mãos unidas na frente do corpo e os pés totalmente em contato com a plataforma.

A duração de cada condição foi de 45 segundos, sendo que os primeiros 15 segundos de cada condição não foram considerados para as análises pois no início de cada condição o participante precisa de um tempo para se familiarizar. Cada indivíduo realizou até três tentativas em cada condição, caso a porcentagem de erros excedesse 10%. A duração total do experimento foi de aproximadamente duas horas. Os participantes descansaram a cada seis condições. A tarefa estudada envolveu mínimo risco aos participantes. Não havia cabos elétricos em contato com os participantes e nenhum tipo de substância ou tratamento médico/terapêutico foi utilizado. O método experimental foi totalmente não invasivo.

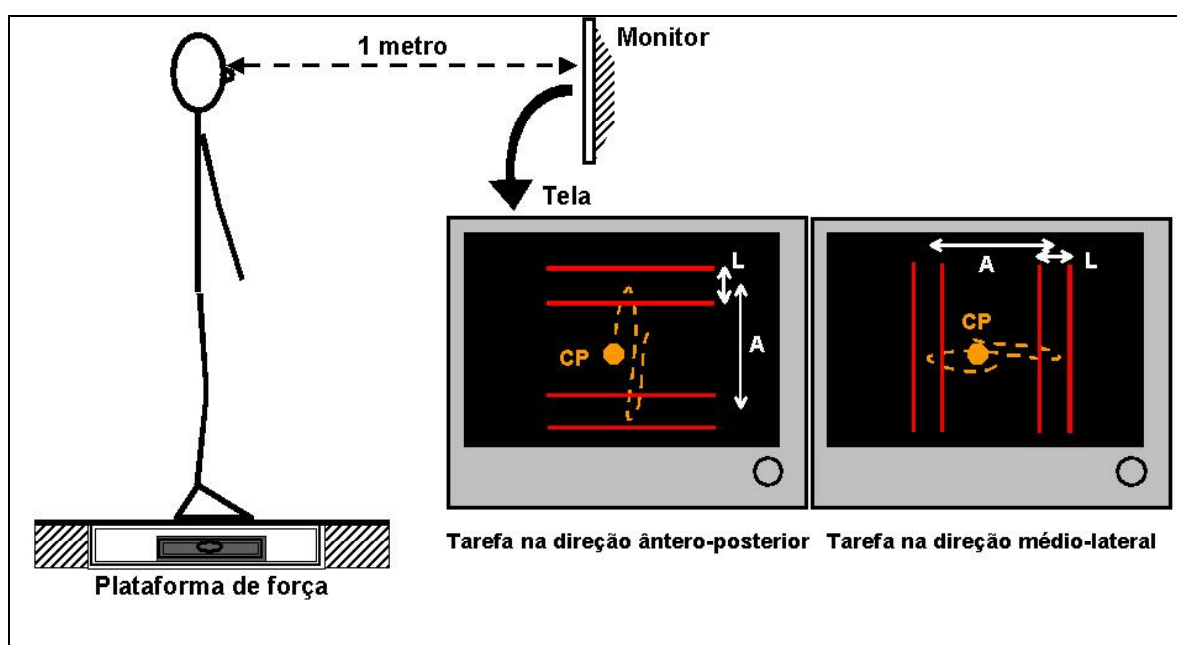


FIGURA 6 - Representação do experimento de feedback visual com deslocamento do CP e detalhes da informação visual dada na tela do monitor a frente do sujeito para as direções ântero-posterior e médio-lateral.

Um sistema de segurança envolvendo um colete, duas travas de segurança, um cabo, e duas roldanas foi desenvolvido para garantir que os participantes não sofressem queda durante a execução da tarefa. Cada ponta do cabo fica presa nos duas travas de segurança localizadas nos ombros do colete e ele desliza num sistema de roldana preso no teto do laboratório. O tamanho deste cabo pode ser graduado de acordo com a estatura do participante para evitar que, se

houver um desequilíbrio, o participante caia de joelhos no chão (ver FIGURA 7).



FIGURA 7 - Colete de segurança usado pelos idosos durante o experimento.

5.2.3 Coleta de dados

Todos os participantes desse estudo passaram pelas mesmas etapas durante a coleta de dados. As etapas envolveram os seguintes procedimentos:

1. **Assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido:** este instrumento apresentou aos participantes do experimento o objetivo e a descrição do estudo. Todos os indivíduos voluntários assinaram o termo de consentimento para a participação neste estudo (ANEXO II).
2. **Realização de medidas antropométricas:** massa e estatura.
3. **Instruções dadas ao participante do experimento:** o participante foi instruído a ficar em pé na plataforma de força, deixando os pés paralelos e afastados (cerca de 10 cm), de modo que a execução da tarefa fosse razoavelmente confortável.

4. **Marcação do contorno dos pés:** o contorno dos pés foi marcado com giz para que o participante pudesse sair da plataforma para descansar e depois voltasse exatamente para a mesma posição. Ao final do experimento foram anotadas as medidas de distância dos pés através deste contorno.

5. **COLETA 1: Postura estática (estabilograma):** o participante foi instruído a olhar para uma bolinha amarela localizada bem no centro da tela do monitor tentando ficar o mais parado possível. A tela do monitor apresentou um fundo preto.

6. **COLETA 2: Limites de estabilidade na direção ântero-posterior:** o participante foi instruído a inclinar lentamente o corpo o máximo possível para frente e depois o máximo possível para trás sem tirar os pés da plataforma.

7. **Familiarização com a tarefa na direção ântero-posterior:** antes de iniciar as coletas de cada condição experimental os participantes foram instruídos a experimentar todas as estratégias de movimento possíveis para deslocar a bolinha amarela (CP) de um alvo para outro. As estratégias de movimento (estratégia do tornozelo, do joelho, do quadril, e do tronco) foram demonstradas pelo experimentador e, em seguida, o participante executou essas estratégias. Foram apresentadas quatro condições selecionadas pela dificuldade de execução (as duas mais fáceis e as duas mais difíceis) para que o sujeito se familiarizasse antes de iniciar as coletas. O participante foi instruído a executar os movimentos de forma cíclica, o mais rápido possível mas evitando erros. O participante foi informado que caso necessário poderia fazer mais pausas para descansar além das pausas previstas a cada seis condições.

8. **COLETA 3: Condições na direção ântero-posterior**

9. **COLETA 4: Limites de estabilidade na direção médio-lateral:** o participante foi instruído a inclinar lentamente o corpo o máximo possível para a direita e depois o máximo possível para a esquerda sem tirar os pés da plataforma.

10. **Familiarização com a tarefa na direção médio-lateral:** semelhante ao item 7

11. **COLETA 5: Condições na direção médio-lateral**

5.3 *Análise dos dados*

O CP foi analisado para os movimentos na direção ântero-posterior (CPa-p) e para os movimentos na direção médio-lateral (CPm-l) separadamente. Os dados do CP foram filtrados com um filtro Butterworth passa-baixa de 5 Hz de quarta ordem. Esse filtro suavizou os dados (o sinal) e evitou que ruídos do ambiente com frequências acima de 5 Hz fossem captados.

5.3.1 *Variáveis*

A **área de deslocamento do CP (cm²)** foi calculada pela área da elipse como indicado por OLIVEIRA, SIMPSON e NADAL (1996). A elipse foi calculada pelo método estatístico de análise dos componentes principais. Através desse método encontra-se a direção da dispersão máxima e mínima da distribuição no plano x-y. O eixo principal é dado pela direção com a máxima dispersão dos dados e o eixo secundário é ortogonal ao eixo principal. O comprimento dos dois eixos da elipse são definidos como 1,96 vezes o desvio-padrão nas respectivas direções, com o objetivo de incluir 95% dos dados entre cada eixo. Como resultado, 85,35 % dos dados ficam dentro do perímetro da elipse (ver FIGURA 8).

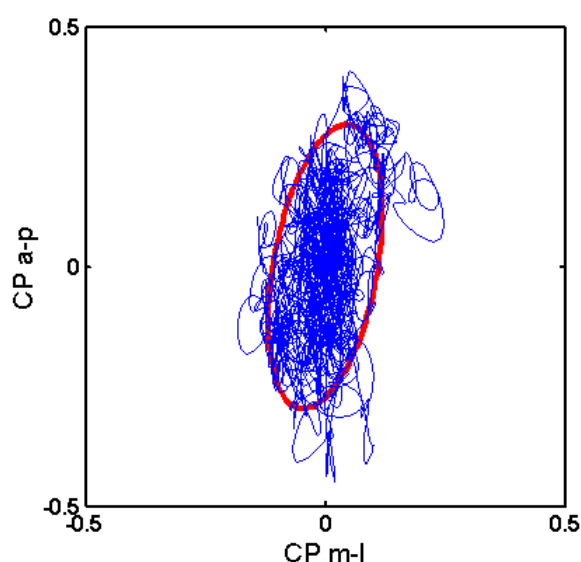


FIGURA 8 - Representação da elipse calculada pelo método estatístico de análise dos componentes principais. As escalas dos eixos são dadas em cm.

Os **limites de estabilidade** (LE) para as direções ântero-posterior (máximo deslocamento do CP para frente e para trás) e médio-lateral (máximo deslocamento do CP para a direita e para a esquerda) foram mensurados para cada participante de modo que os alvos (linhas paralelas) fossem posicionados em função dos limites de estabilidade do participante (ver FIGURA 9) para uma representação dos limites de estabilidade). Como citado anteriormente, essa medida foi importante para determinar a posição dos alvos para cada participante. Além disso, essa medida também foi importante para determinar a maior amplitude de movimento a ser testada, isto é, para definir a maior amplitude que idosos e adultos pudessem realizar a tarefa.

No estudo piloto e em outros testes realizados anteriormente ao estudo piloto foi verificado que os idosos apresentaram limites de estabilidade próximos de 9 cm. Deste modo, foi definido que a maior amplitude de movimento a ser testada, nas duas direções, seria de 8 cm tanto para os adultos quanto para os idosos para que os dados pudessem ser comparados diretamente entre os grupos.

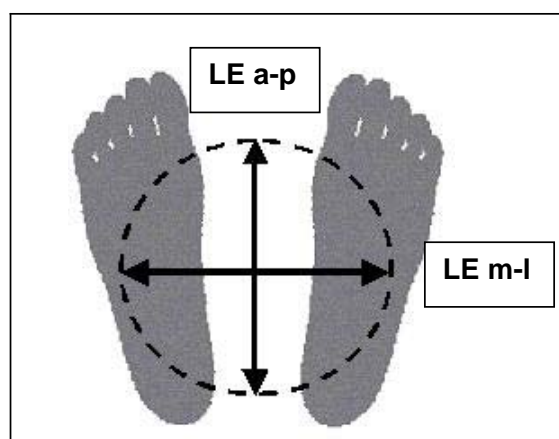


FIGURA 9 - Representação dos limites de estabilidade ântero-posterior (LE a-p) (seta vertical) e médio-lateral (LE m-l) (seta horizontal) em relação ao apoio dos pés.

No experimento principal, as variáveis independentes foram: idade (categórica, dois níveis: adultos e idosos), amplitude de movimento (dois níveis: 4 e 8 cm), índice de dificuldade (seis níveis: 1,7; 2,0; 2,3; 2,6; 2,9; e 3,2) e direção (dois

níveis: ântero-posterior e médio-lateral). As variáveis dependentes foram tempo de movimento e área de deslocamento do CP.

O tempo de movimento foi analisado com base nos ciclos de movimento. Cada ciclo consiste de um vale seguido de um pico e de um vale novamente. Os picos e os vales do sinal do CP foram detectados na série temporal durante os 30 s. O movimento do corpo para frente é representado pela primeira metade do ciclo (vale-pico) e o movimento do corpo para trás é representado pela segunda metade do ciclo (pico-vale) (ver FIGURA 10). Assim, os tempos de movimento de cada ciclo foram computados como um período de movimentos para frente e para trás. O **tempo de movimento médio (ms)** foi calculado pela somatória dos tempos de movimento dividido pelo número total de movimentos durante os 30s.

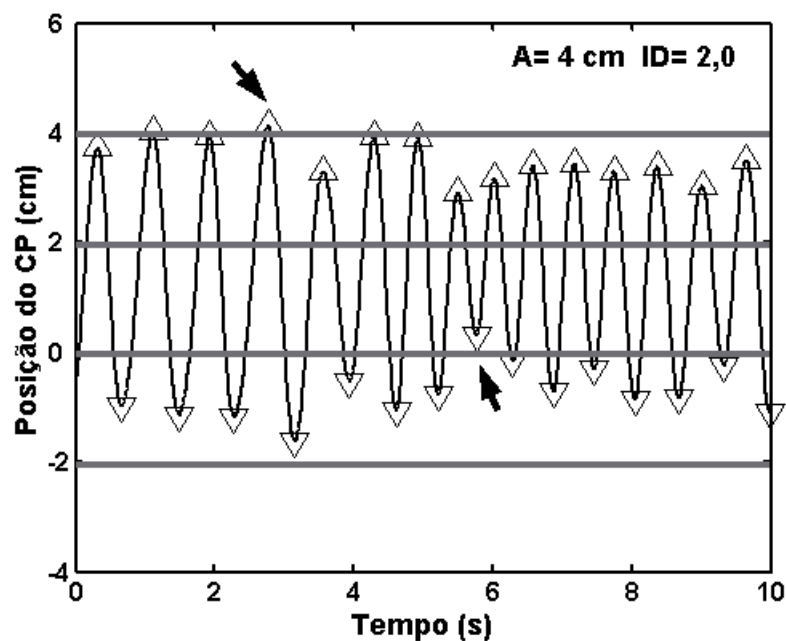


FIGURA 10 - Representação do deslocamento do CP durante o movimento voluntário para deslocamento do cursor (que representa o CP) entre dois alvos (cada alvo representado por duas linhas paralelas). As flechas mostram um pico (seta para baixo) e um vale (seta para cima) que foram considerados como erros.

A instrução dada aos participantes foi de que cada condição deveria ser executada o mais rápido possível tentando evitar erros. Um erro consiste em não

atingir ou ultrapassar os alvos (ver FIGURA 10).

A amplitude real dos movimentos realizados pelos participantes, chamada de amplitude efetiva (A_e), e a dispersão real dos picos e dos vales, chamada de largura efetiva, foram calculadas para todas as condições. Para cada ciclo de movimento, a amplitude efetiva foi calculada como a distância entre os valores extremos do ciclo e então a amplitude efetiva média de todos os ciclos foi calculada para apresentar a amplitude efetiva em cada condição. A largura efetiva foi calculada como quatro vezes o desvio-padrão da amplitude efetiva para cada condição (o intervalo de quatro vezes o desvio padrão contém 95% dos dados). A partir dos valores da amplitude efetiva média e da largura efetiva média foram calculados os índices de dificuldade efetivos (IDes), da mesma maneira que para o índice de dificuldade.

5.3.2 Procedimentos estatísticos

O tratamento estatístico utilizado envolveu estatística descritiva, tais como medidas de tendência central e variabilidade. Após teste de normalidade dos dados, foram definidos os testes de significância entre os grupos. O nível de significância usado para todas as análises estatísticas foi $p < 0,05$.

A análise dos dados foi realizada através dos programas MatLab, Excel e SPSS. O teste *t-Student* para amostras independentes foi utilizado para:

- a) verificar se as variáveis idade, estatura e massa foram diferentes entre os adultos e os idosos;
- b) verificar se houve diferença na área de deslocamento do CP entre os adultos e os idosos; e
- c) verificar se houve diferença nos limites de estabilidade entre os adultos e os idosos.

Para verificar se houve relação entre tempo de movimento e acurácia durante a execução do movimento voluntário cíclico na postura em pé para os adultos e para os idosos foi utilizada uma análise de regressão linear entre tempo de movimento e índice de dificuldade para cada amplitude testada (4 e 8 cm). Em seguida, foi verificada a significância dos coeficientes de correlação nas duas

amplitudes. Esta análise foi feita separadamente em função da idade e da direção.

Para explorar os efeitos do índice de dificuldade e da amplitude foi realizada uma ANOVA dois fatores para medidas repetidas com a variável tempo de movimento.

Para verificar como o tempo de movimento se comportou em função da idade e em função da direção foi utilizada uma ANOVA quatro fatores (idade, amplitude, índice de dificuldade e direção), sendo que as variáveis amplitude, índice de dificuldade e direção são medidas repetidas.

5.3.3 Limitações do estudo

A seleção dos sujeitos não foi totalmente criteriosa na medida em que não houve uma avaliação clínica das funções visual, vestibular e somatossensorial dos participantes, apenas confiaremos nas informações obtidas na anamnese.

Pelo fato da amostra ser composta por idosos que fazem parte de um programa de atividade física, esses idosos podem não apresentar características representativas da população de idosos.

As amplitudes de movimento foram escolhidas em função dos limites de estabilidade dos idosos, portanto, para os adultos as amplitudes escolhidas podem não oferecer o mesmo grau de dificuldade do que para os idosos.

A avaliação do deslocamento do CP na direção ântero-posterior e na direção médio-lateral não nos fornece informação sobre possíveis deslocamentos nas diagonais.

A posição dos pés adotada no experimento pode não ter sido a mais confortável para o sujeito.

A tarefa é complexa, muitos sujeitos não conseguem relacionar o deslocamento do CP com o movimento necessário do corpo para transferir o peso do corpo entre calcanhar e ante-pé.

Os sujeitos apresentaram dificuldade em entender que o deslocamento do CP está diretamente relacionado com a pressão exercida nos pés e não com o movimento de partes do corpo (principalmente tronco).

Inicialmente a porcentagem máxima de erros aceita era de 10%, mas

devido à dificuldade da maioria dos participantes em realizar as diferentes condições, ficou estabelecido que a porcentagem de erros não seria um critério de exclusão dos participantes.

Houve uma dificuldade em selecionar idosos saudáveis com massa semelhante a dos adultos.

6. TESTES PRELIMINARES E EXPERIMENTO PILOTO

Testes realizados antes do experimento piloto possibilitaram a identificação de alguns problemas. O primeiro problema foi com relação ao tempo de coleta devido ao grande número de condições propostas para os participantes. Inicialmente foram propostas 35 condições diferentes de 40 segundos cada. Essas condições foram determinadas em função de cinco amplitudes (3; 4,5; 6; 9 e 12 cm) e de sete índices dificuldades (1,4; 1,7; 2,0; 2,3; 2,6; 2,9 e 3,2). A instrução fornecida aos participantes foi de que cada condição deveria ser executada com a máxima velocidade tentando evitar erros. Um erro consiste em não atingir ou ultrapassar os alvos e a porcentagem máxima de erros aceita é de 10%. Devido a dificuldade de não ultrapassar os 10% de erro, os participantes precisaram repetir mais de uma vez algumas condições e portanto o número de condições coletadas chegou a ser duplicado. O número máximo de repetições para cada tarefa foi de três vezes, conseqüentemente, a duração do experimento aumentou consideravelmente. A duração do experimento para os idosos é muito crítica porque as tarefas exigem muita atenção e tornam-se desmotivantes pelo fato do participante ter que repetir as condições em que a porcentagem de erros ultrapasse 10%. Para realizar as 35 condições os adultos utilizaram cerca de duas horas. Para os idosos o tempo de coleta seria ainda maior com esse número de condições. Como a divisão das condições em diferentes sessões não é possível por causa do necessário período de adaptação para cada sessão e devido à variabilidade do desempenho em dias diferentes, optou-se por diminuir o número de condições para 12 de modo que ainda possibilitasse cumprir os objetivos do estudo.

As 12 condições foram definidas por apenas duas amplitudes (4 e 8 cm) e seis índices de dificuldade (1,7; 2,0; 2,3; 2,6; 2,9 e 3,2). Inicialmente testamos as amplitudes de 4,5 e 9 cm, mas a amplitude de 9 cm não foi possível de ser atingida pelo idoso testado. Na tarefa em que medimos os limites de estabilidade na direção ântero-posterior, os idosos testados não chegaram a deslocar o CP em 9 cm.

No experimento piloto foram adicionadas as tarefas na direção médio-lateral para as mesmas amplitudes e índices de dificuldade testados na direção ântero-posterior. É bem definido na literatura que a oscilação do corpo na direção médio-lateral é menor do que na direção ântero-posterior, uma das possíveis explicações para esse fato é a hipótese de que essa menor oscilação ocorra em função de um maior controle nesta direção. Nesse caso, a acurácia em tarefas de movimento de corpo inteiro na direção médio-lateral seria maior comparada com a acurácia nas tarefas na direção ântero-posterior. Assim, a avaliação do controle do equilíbrio na direção médio-lateral torna o estudo mais completo. Embora o número de condições tenha duplicado para 24, o estudo piloto com idoso nos mostrou que o tempo de coleta total foi de uma hora e meia e que o idoso não apresentou sinais de cansaço ou fadiga.

Outro problema observado nos testes realizados antes do piloto surgiu em função da necessidade de usar um colete de segurança (como descrito no item 0) para evitar a queda dos idosos durante os experimentos. A preocupação inicial era se esse colete restringiria a oscilação natural e também os movimentos para a realização da tarefa, uma vez que o contato do colete com o tronco forneceria informação somatossensorial que poderia ser utilizada no controle postural. Para resolver esse problema, foram investigados 11 adultos utilizando ou não o colete. Não foram encontradas diferenças na área do CP entre as condições em que os indivíduos utilizaram ou não o colete de segurança. O participante ao usar o colete não sofreu nenhuma restrição para realizar os movimentos, pois o colete serviu apenas como uma garantia para evitar quedas. Assim, concluiu-se que o colete não interfere na oscilação natural do indivíduo e portanto, apenas os indivíduos idosos usarão o colete.

O novo protocolo com as condições nas direções ântero-posterior e médio-lateral foi testado no experimento piloto.

7. RESULTADOS

A TABELA 1 apresenta os valores médios para as variáveis idade, estatura e massa para os adultos e para os idosos. Obviamente, devido ao design do estudo a variável idade foi estatisticamente diferente entre os grupos ($t(9) = -22,5$, $p < 0,05$). Não foram encontradas diferenças significantes entre os grupos para as variáveis estatura ($t(9) = -0,5$, $p > 0,05$) e massa ($t(9) = -2,1$, $p > 0,05$).

TABELA 1 - Características da amostra.

AMOSTRA	IDADE (anos)	ESTATURA (cm)	MASSA (kg)
ADULTOS	23,4 ± 5,5	163,2 ± 5,7	57,3 ± 6,6
IDOSOS	64,4 ± 1,9	164,7 ± 7,4	66,9 ± 9,0

Na TABELA 2 são apresentados os escores dos questionários de atividade física Baecke para adultos (BAECKE, BUREMA & FRIJTERS, 1982) e Baecke modificado para idosos (VOORRIPS, RAVELLI, DONGELMANS, DEURENBERG & VAN STAVEREN, 1991). O escore médio para os adultos foi de $8,7 \pm 1,0$ e para os idosos o escore médio foi de $14,9 \pm 3,1$.

Após normalizar os escores individuais em relação ao escore máximo para cada questionário verificou-se que os adultos apresentaram escores entre 42 e 62% e os idosos apresentaram escores entre 17 e 33%. Observa-se que há uma homogeneidade nos escores dentro de cada grupo.

TABELA 2 - Resultados dos questionários Baecke para adultos e Baecke para idosos.

ADULTOS	TRABALHO	ESPORTE	LAZER	TOTAL
rg	2,0	4,5	3,0	9,5
ma	2,6	3,8	3,0	9,4
rp	2,0	3,8	3,3	9,0
af	3,0	3,5	3,3	9,8
ac	2,6	2,5	3,3	8,4
rf	2,7	3,0	2,3	8,0
ms	3,1	4,0	2,5	9,6
lf	3,3	3,0	1,8	8,1
as	2,2	1,0	3,3	6,5
al	3,3	2,3	3,3	8,9
IDOSOS	CASA	ESPORTE	LAZER	TOTAL
mm	1,6	17,0	2,3	20,8
ml	2,1	13,2	1,5	16,8
nl	1,1	9,2	0,8	11,1
nr	1,7	12,2	2,1	16,0
jp	1,2	10,4	1,6	13,2
lm	1,1	10,0	2,6	13,7
lo	1,4	9,4	6,8	17,7
mn	1,6	13,0	1,1	15,7
ma	1,2	8,1	1,2	10,5
or	0,4	11,0	2,0	13,4

Na FIGURA 11 pode-se observar a posição dos pés dos participantes do estudo sobre a plataforma de força. Os pés dos participantes estavam paralelos e afastados em cerca de 10 cm. Nesta figura são apresentados os valores médios e desvios-padrão das seguintes medidas: distância entre os dedos hálux e distância entre os calcanhares, dos adultos e dos idosos.

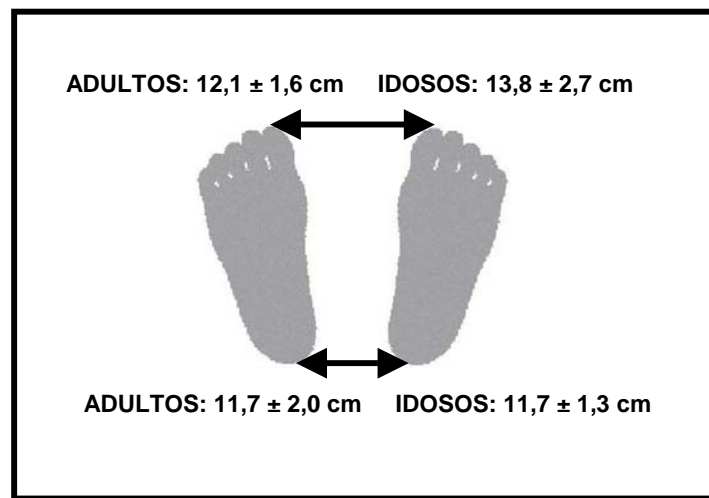


FIGURA 11– Valores médios e desvios-padrão das distâncias (em centímetros) entre os dedos hálux e entre os calcanhares dos pés dos 10 adultos e dos 10 idosos.

COLETA 1: Postura Estática

VARIÁVEL: Área de oscilação do CP ântero-posterior (CPa-p) versus CP médio-lateral (CPm-l).

Na FIGURA 12 são mostrados exemplos de estabilogramas para um adulto e um idoso na postura em pé estática durante um minuto. A média da área de oscilação do CP para os adultos encontrada nesse estudo foi de $0,7 \pm 0,5 \text{ cm}^2$ e para os idosos foi de $1,0 \pm 0,4 \text{ cm}^2$. Apesar de a área de oscilação do CP para os idosos apresentar uma tendência a ser maior do que para os adultos, não foi encontrada diferença estatisticamente significativa ($t(9) = -2,0, p > 0,05$).

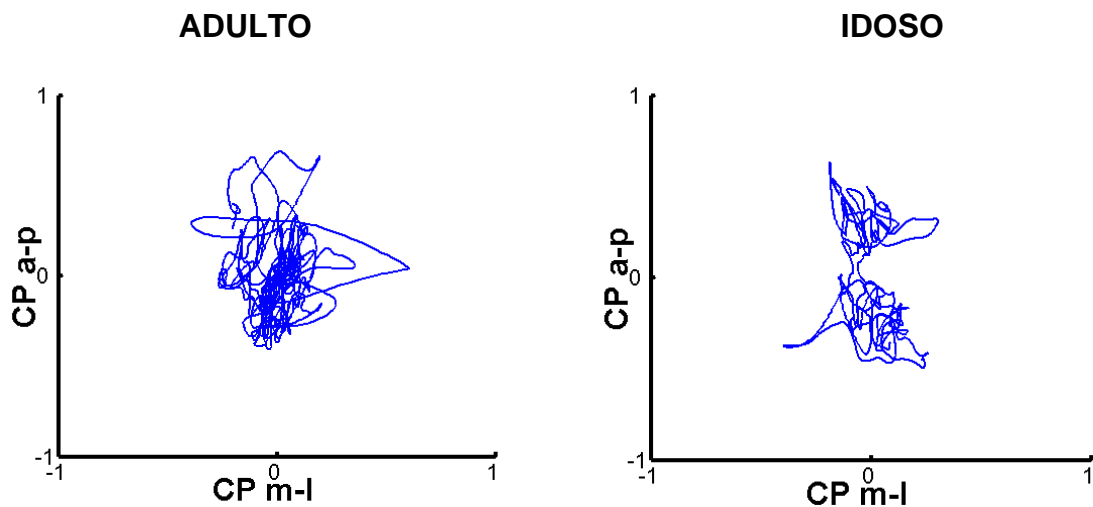


FIGURA 12 - Estabilograma (oscilação do CP) de um participante adulto (lado esquerdo) e de um participante idoso (lado direito) durante a tarefa de postura em pé estática.

COLETA 2: Deslocamento máximo do CP nas direções ântero-posterior e médio-lateral.

VARIÁVEL: Limite de estabilidade na direção ântero-posterior (LE a-p) e na direção médio-lateral (LE m-l).

Na TABELA 3 são apresentados os valores médios dos limites de estabilidade (LE) atingidos pelos adultos e pelos idosos nas duas direções: ântero-posterior e médio-lateral.

Observa-se pelos valores apresentados na TABELA 3 que a proporção entre o deslocamento anterior foi de 65% enquanto que o deslocamento na direção posterior foi de 35% para os adultos. Para os idosos o deslocamento anterior foi de 58% enquanto que o deslocamento na direção posterior foi de 42%. Os adultos deslocaram 49,5% para a direita e 50,5% para a esquerda. Os idosos deslocaram 52% para a direita e 48% para a esquerda.

TABELA 3 - Limites de estabilidade (LE) médio para cada grupo.

AMOSTRA	LE (cm)					
	FRENTE	TRÁS	DIREITA	ESQUERDA	A-P	M-L
ADULTOS	10,8 ± 1,4	5,9 ± 1,4	9,3 ± 1,2	9,5 ± 1,1	16,7 ± 2,0	18,8 ± 2,2
IDOSOS	9,2 ± 2,0	6,7 ± 1,7	8,7 ± 1,6	8,2 ± 1,6	15,9 ± 3,2	17,0 ± 2,9

Não houve diferenças significantes nos limites de estabilidade entre os adultos e os idosos tanto para a direção ântero-posterior ($t(9) = 0,7$, $p > 0,05$), quanto para a direção médio-lateral ($t(9) = 1,5$, $p > 0,05$).

COLETAS 3 e 4: Movimento voluntário na postura em pé na direção ântero-posterior e na direção médio-lateral.

VARIÁVEL: Tempo de movimento (TM) para seis diferentes índices de dificuldade (IDs) (IDs= 1,7; 2,0; 2,3; 2,6; 2,9; e 3,2) e duas amplitudes (A) (A = 4 e 8 cm).

Tanto para as condições na direção ântero-posterior quanto para as condições na direção médio-lateral, os participantes adultos e idosos não conseguiram realizar todas as condições com erros menores do que o inicialmente estabelecido (10%). Se as condições com erros acima de 10% fossem retiradas das análises, haveriam poucos pontos para ajustar a reta de regressão linear. Por esse motivo, mesmo as tarefas com mais de 10% de erros foram analisadas.

Como muitas condições tiveram mais do que 10% de erros, os sujeitos não estavam realizando as amplitudes (A) e os índices de dificuldade (IDs) estabelecidos através dos alvos. Para verificar as amplitudes e os índices de dificuldade realmente utilizados pelos participantes da amostra, foi calculada a amplitude efetiva (Ae), isto é, a distância real percorrida entre os dois alvos, e o índice de dificuldade efetivo (IDe), isto é, a verdadeira relação entre amplitude e largura executada pelos participantes do estudo (como descrito no item 5.3.1).

TABELA 4 - Erro médio (em porcentagem) para os adultos e os idosos, nas direções ântero-posterior (A-P) e médio-lateral (M-L) em todas as condições testadas.

Condições		ERRO MÉDIO (%)			
		ADULTOS		IDOSOS	
		A-P	M-L	A-P	M-L
4 cm	1,7	4	11	6	7
	2,0	5	14	12	13
	2,3	5	15	16	13
	2,6	12	18	26	18
	2,9	16	25	30	27
	3,2	24	30	37	40
8 cm	1,7	1	7	1	0
	2,0	1	10	1	2
	2,3	1	11	6	2
	2,6	4	12	8	5
	2,9	3	13	10	8
	3,2	6	19	20	14

7.1 **Relação entre tempo de movimento e acurácia para os adultos**

Na FIGURA 13 é apresentada a relação entre tempo de movimento médio dos adultos na direção ântero-posterior e seis diferentes índices de dificuldade. Para cada amplitude, a variável tempo de movimento estava diretamente correlacionada com a variável índice de dificuldade ($A=4$ cm, $r = 0,93$, $p < 0,05$ e $A=8$ cm, $r = 0,96$, $p < 0,05$). Pode-se observar FIGURA 13 que os tempos de movimento aumentaram linearmente com o aumento dos índices de dificuldade, e que esse aumento nos tempos de movimento foi mais acentuado para a amplitude de 4 cm.

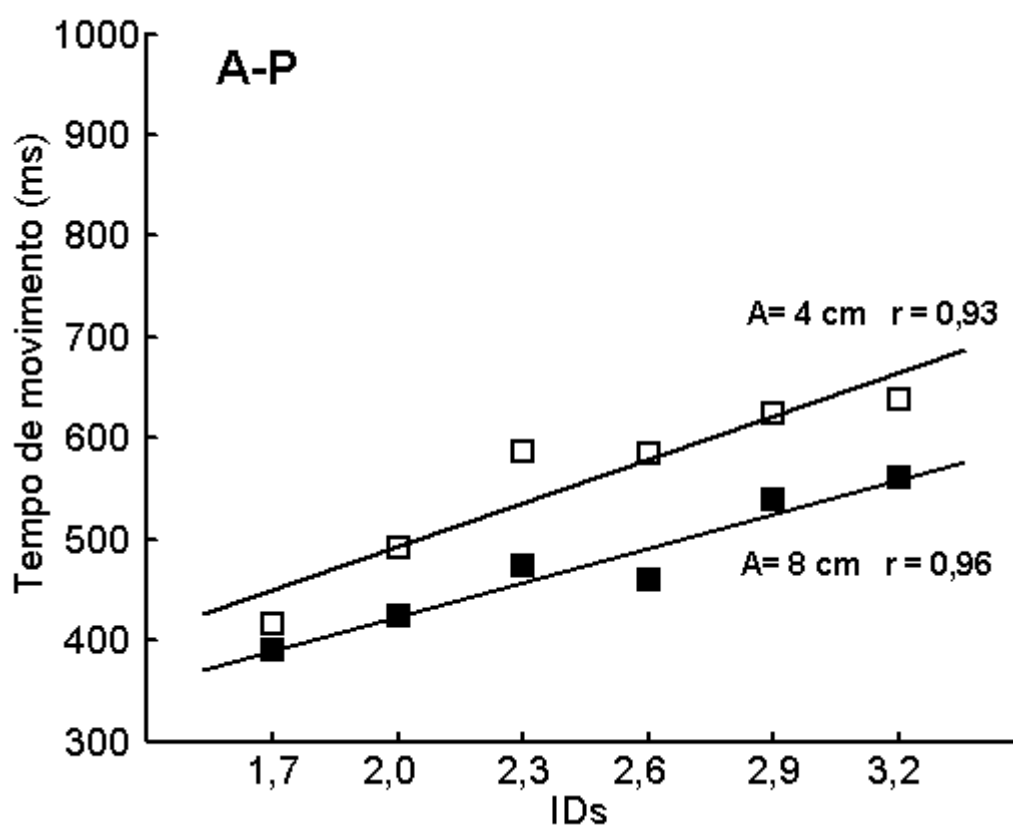


FIGURA 13 - Relação entre tempo de movimento médio em milissegundos (ms) e seis diferentes índices de dificuldade (IDs) para os adultos na direção ântero-posterior (A-P).

Na FIGURA 14 é apresentada a relação entre tempo de movimento médio dos adultos na direção ântero-posterior e seis diferentes índices de dificuldade efetivos (IDes). Para cada amplitude efetiva (Ae), a variável tempo de movimento estava diretamente correlacionada com a variável índice de dificuldade (Ae=4,2 cm, $r = 0,96$, $p < 0,05$ e Ae=8,4 cm, $r = 0,98$, $p < 0,05$). Pode-se observar que os tempos de movimento aumentaram linearmente com o aumento dos índices de dificuldade, e que esse aumento nos tempos de movimento foi mais acentuado para a amplitude efetiva de 4,2 cm. Também pode-se observar que na amplitude efetiva de 4,2 cm os índices de dificuldade efetivos ficaram entre 1,7 e 2,3. Já para a amplitude efetiva de 8,4 cm os índices de dificuldade efetivos ficaram entre 2,0 e 2,9.

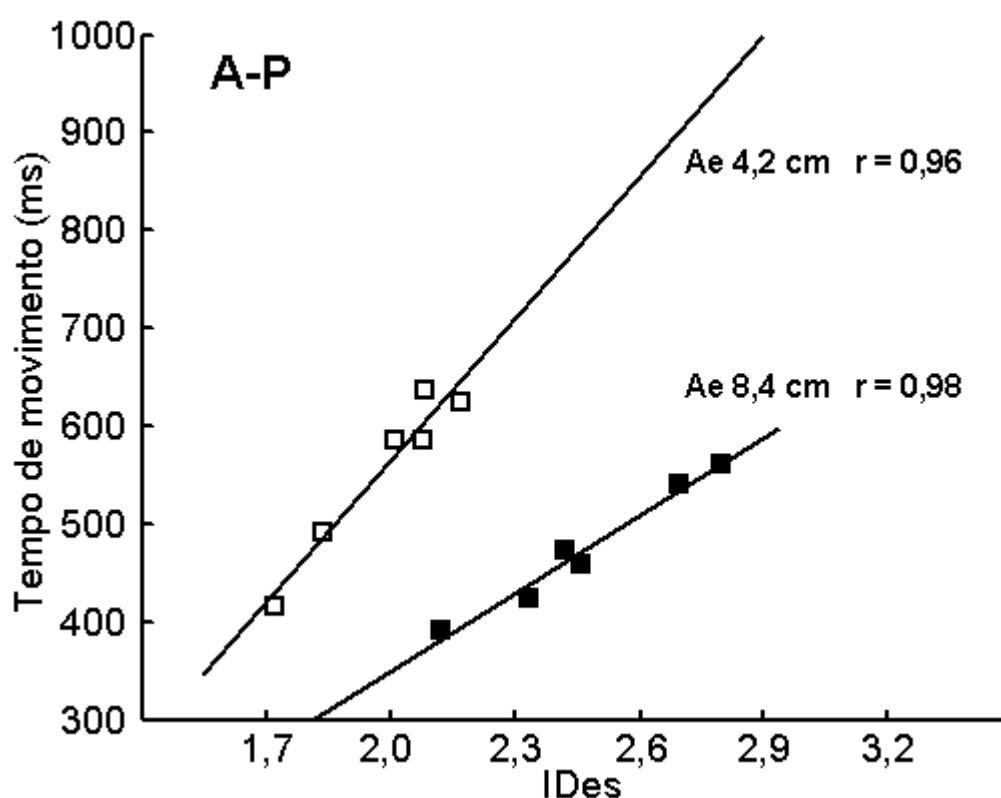


FIGURA 14 - Relação entre tempo de movimento médio em milissegundos (ms) e seis diferentes índices de dificuldade efetivos (IDes) para os adultos na direção ântero-posterior (A-P).

Na FIGURA 15 é apresentada a relação entre tempo de movimento médio dos adultos na direção médio-lateral e seis diferentes índices de dificuldade. Para cada amplitude, a variável tempo de movimento estava diretamente correlacionada com a variável índice de dificuldade ($A=4\text{ cm}$, $r = 0,99$, $p < 0,05$ e $A=8\text{ cm}$, $r = 0,99$, $p < 0,05$). Assim como para a direção ântero-posterior (FIGURA 13), os tempos de movimento aumentaram linearmente com o aumento dos índices de dificuldade, e esse aumento nos tempos de movimento foi mais acentuado para a amplitude de 4 cm.

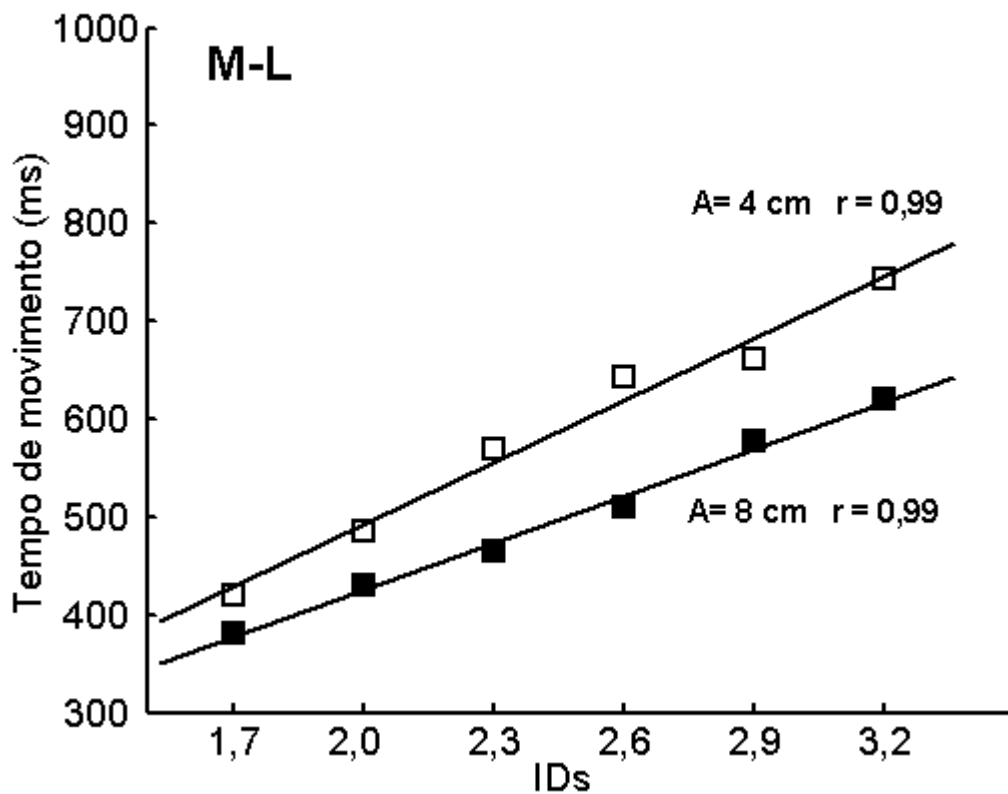


FIGURA 15 - Relação entre tempo de movimento médio em milissegundos (ms) e seis diferentes índices de dificuldade (IDs) para os adultos na direção médio-lateral (M-L).

Na FIGURA 16 é apresentada a relação entre tempo de movimento médio dos adultos na direção médio-lateral e seis diferentes índices de dificuldade efetivos. Para cada amplitude efetiva, a variável tempo de movimento estava diretamente correlacionada com a variável índice de dificuldade ($Ae=4,3$ cm, $r = 0,77$, $p < 0,05$ e $Ae=8,7$ cm, $r = 0,84$, $p < 0,05$). Na amplitude efetiva de 4,3 cm os índices de dificuldade efetivos ficaram entre 1,7 e 2,0. Já para a amplitude efetiva de 8,7 cm os índices de dificuldade efetivos ficaram entre 2,3 e 2,9.

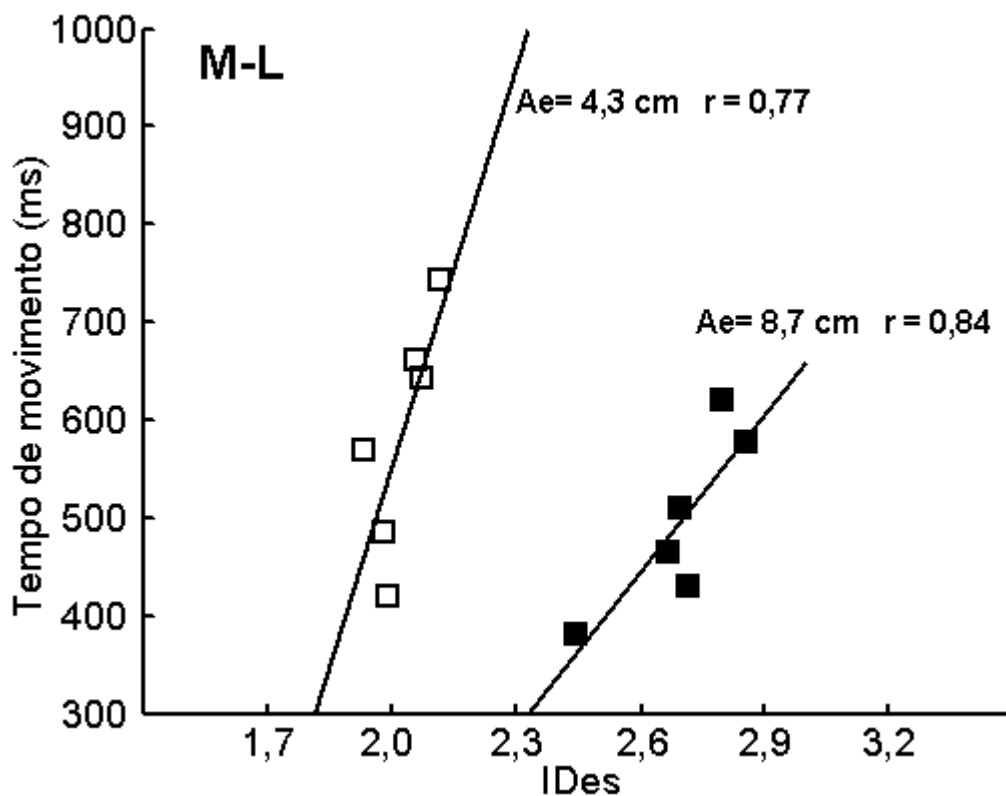


FIGURA 16 - Relação entre tempo de movimento médio em milisegundos (ms) e seis diferentes índices de dificuldade efetivos (IDes) para os adultos na direção médio-lateral (M-L).

7.2 *Relação entre tempo de movimento e acurácia para os idosos*

Na FIGURA 17 é apresentada a relação entre tempo de movimento dos idosos na direção ântero-posterior e seis diferentes índices de dificuldade. Para a amplitude de 4 cm, a variável tempo de movimento estava diretamente correlacionada com a variável índice de dificuldade ($A=4$ cm, $r = 0,75$, $p < 0,05$), mas para a amplitude de 8 cm a variável tempo de movimento não estava diretamente correlacionada com a variável índice de dificuldade ($A=8$ cm, $r = 0,46$, $p > 0,05$). Pode-se verificar que os tempos de movimento não tiveram um aumento tão acentuado com o aumento dos índices de dificuldade como os adultos (comparar com FIGURA 13). Ao contrário do observado para os adultos, o aumento dos tempos de movimento foi mais acentuado para a amplitude de 8 cm.

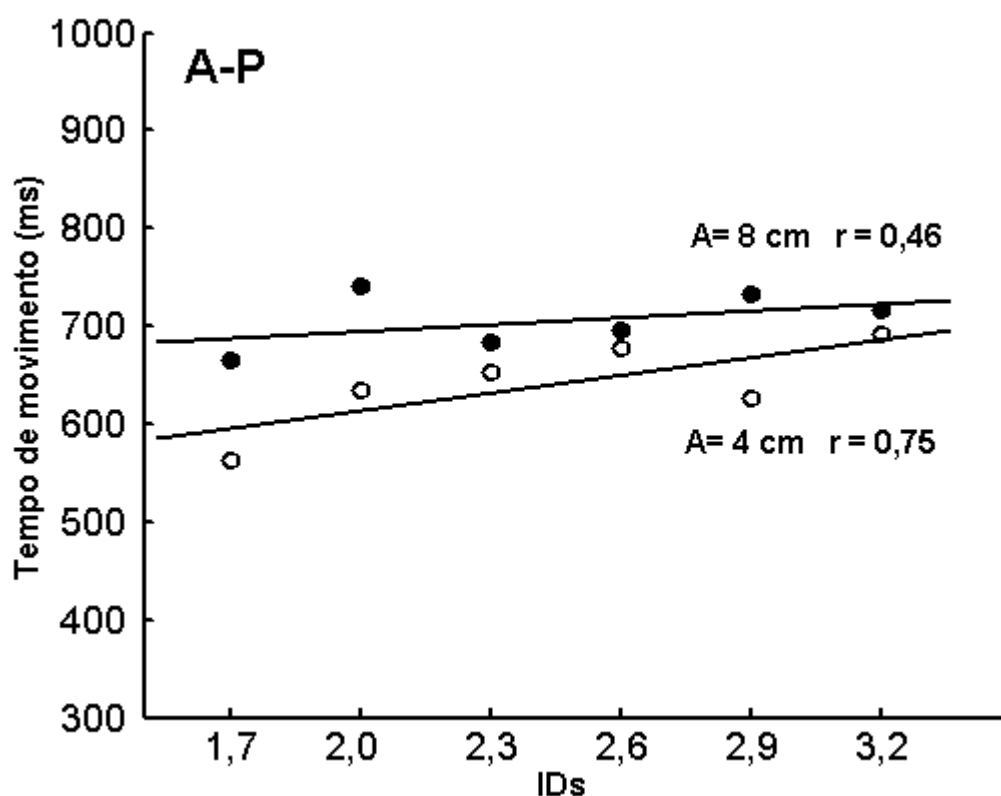


FIGURA 17 - Relação entre tempo de movimento médio em milissegundos (ms) e seis diferentes índices de dificuldade (IDs) para os idosos na direção ântero-posterior (A-P).

Na FIGURA 18 é apresentada a relação entre tempo de movimento médio dos idosos na direção ântero-posterior e seis diferentes índices de dificuldade efetivos (IDes). Para as duas amplitudes efetivas, a variável tempo de movimento não estava diretamente correlacionada com a variável índice de dificuldade efetivo ($Ae=4,5$ cm, $r = -0,70$, $p > 0,05$ e $Ae=8,5$ cm, $r = 0,55$, $p > 0,05$). Na amplitude efetiva de 4,5 cm os índices de dificuldade ficaram aglomerados entre 1,7 e 2,0. Para a amplitude efetiva de 8,5 cm os índices de dificuldade ficaram aglomerados entre 2,3 e 2,9. Isto significa que os idosos apresentaram praticamente o mesmo grau de dificuldade para realizar todas as condições testadas na direção ântero-posterior.

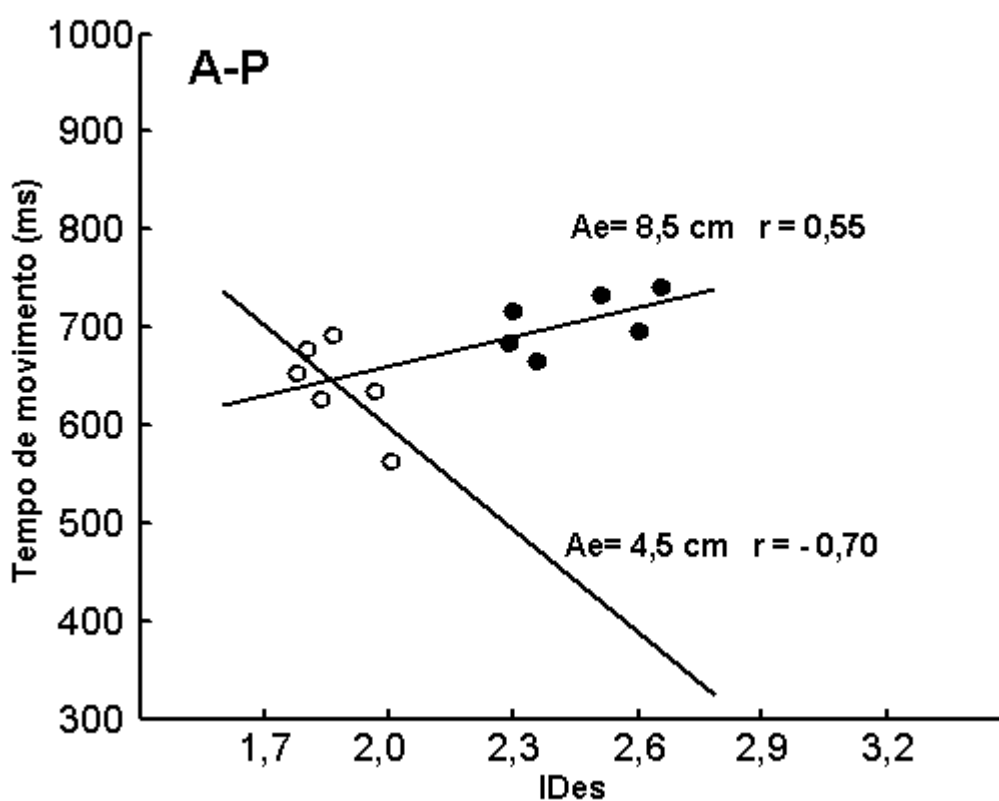


FIGURA 18 - Relação entre tempo de movimento médio em milissegundos (ms) e seis diferentes índices de dificuldade efetivos (IDes) para os idosos na direção ântero-posterior (A-P).

Na FIGURA 19 é apresentada a relação entre tempo de movimento dos idosos na direção médio-lateral e seis diferentes índices de dificuldade. Para a amplitude de 4 cm, a variável tempo de movimento estava diretamente correlacionada com a variável índice de dificuldade ($A=4$ cm, $r = 0,86$, $p < 0,05$), mas para a amplitude de 8 cm a variável tempo de movimento não foi diretamente correlacionada com a variável índice de dificuldade ($A=8$ cm, $r = 0,70$, $p > 0,05$). Novamente, pode-se verificar que os tempos de movimento não tiveram um aumento tão acentuado com o aumento dos índices de dificuldade como os adultos (comparar com FIGURA 15). Ao contrário do observado para os adultos, o aumento dos tempos de movimento foi mais acentuado para a amplitude de 8 cm, também para a direção médio-lateral.

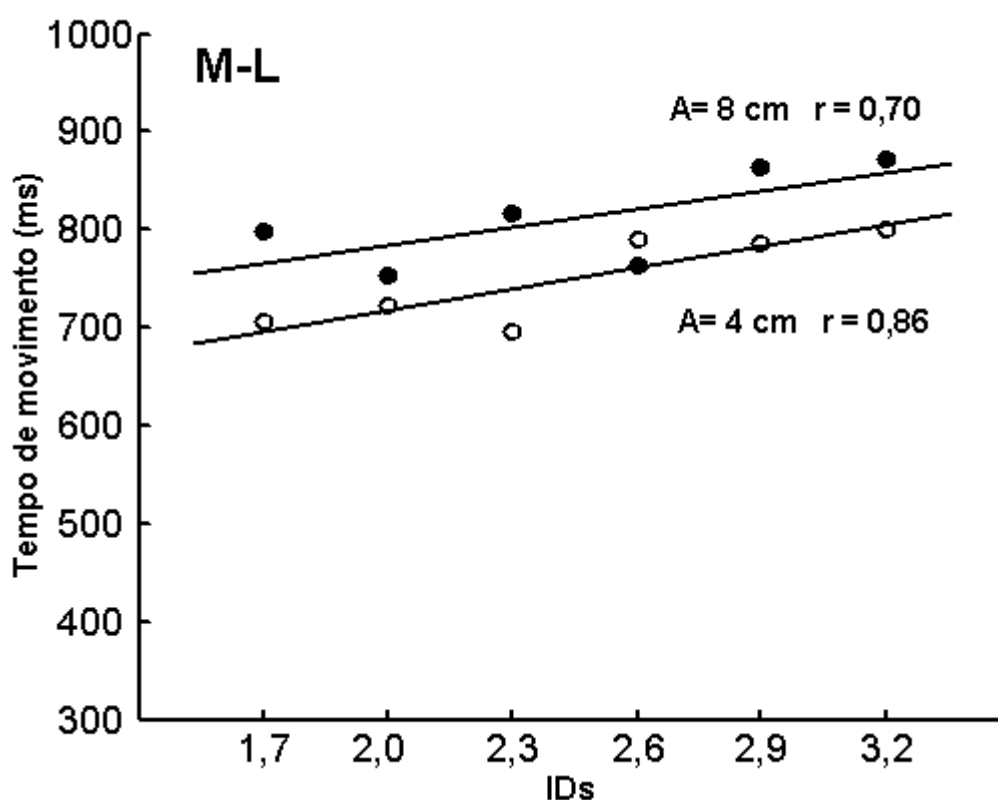


FIGURA 19 - Relação entre tempo de movimento médio em milissegundos (ms) e seis diferentes índices de dificuldade (IDs) para os idosos na direção médio-lateral (M-L).

Na FIGURA 20 é apresentada a relação entre tempo de movimento dos idosos na direção médio-lateral e seis diferentes índices de dificuldade efetivos. Para as duas amplitudes efetivas a variável tempo de movimento não estava diretamente correlacionada com a variável índice de dificuldade ($A_e=4,6$ cm, $r = -0,04$, $p > 0,05$ e $A_e=8,7$ cm, $r = -0,07$, $p > 0,05$). Assim como para a direção ântero-posterior, os índices de dificuldade efetivos ficaram aglomerados tanto para a amplitude efetiva de 4,6 cm (entre 1,7 e 2,3) quanto para a amplitude efetiva de 8,7 cm (entre 2,6 e 2,9). Portanto, na amplitude efetiva de 8,7 cm os idosos apresentaram maior dificuldade para realizar as condições testadas do que na amplitude efetiva de 4,6 cm.

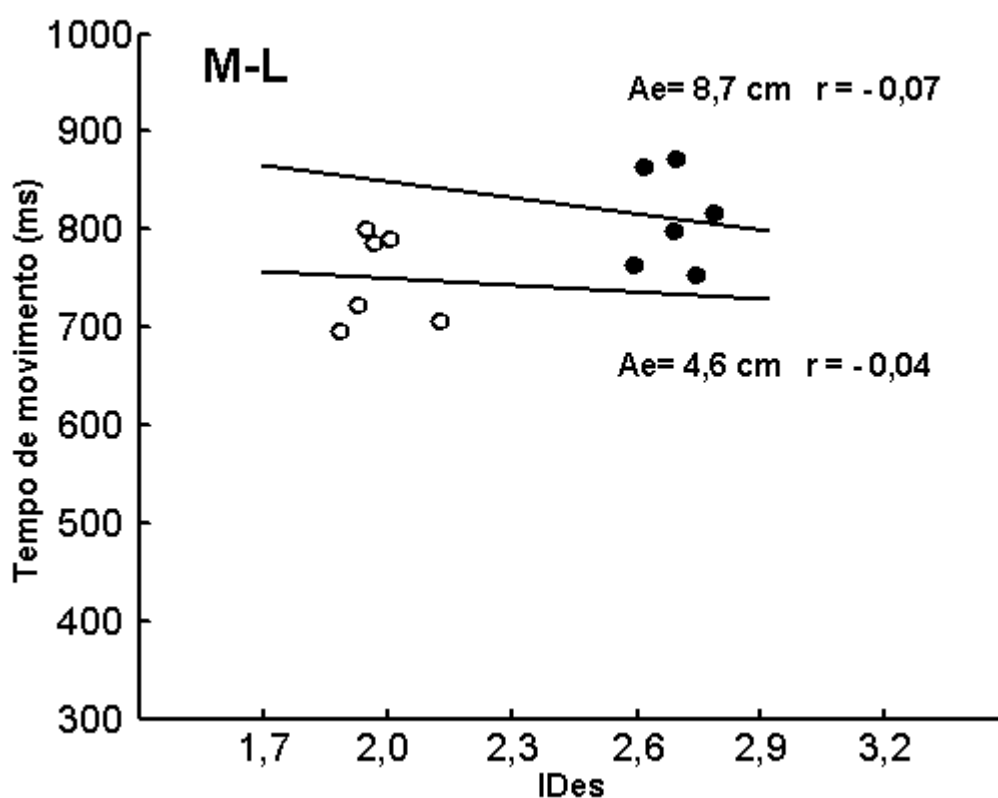


FIGURA 20 - Relação entre tempo de movimento médio em milissegundos (ms) e seis diferentes índices de dificuldade efetivos (IDes) para os idosos na direção médio-lateral (M-L).

7.3 Comparação entre os tempos de movimento dos adultos e dos idosos para as duas direções

Os tempos de movimento foram maiores na direção médio-lateral do que na direção ântero-posterior ($F(1,18)=13,1$; $p<0,05$).

As condições com menores índices de dificuldade foram realizadas em tempos de movimento menores do que as condições com maiores índices de dificuldade ($F(5,14)=4,9$; $p<0,05$), o que era esperado.

Os tempos de movimento dos idosos foram maiores do que dos adultos ($F(1,18)=7,1$; $p<0,05$).

Somente para a variável amplitude os tempos de movimento não foram estatisticamente diferentes. Mas observando-se os gráficos pode-se verificar que, para os idosos, na amplitude de 8 cm os tempos de movimento tendem a ser maiores do que na amplitude de 4 cm. Para os adultos, os tempos de movimento tendem a ser maiores na amplitude de 4 cm do que na amplitude de 8 cm.

Ao analisar a interação entre as variáveis amplitude e idade pode-se verificar que os tempos de movimento na amplitude de 8 cm foram maiores do que na amplitude de 4 cm para os idosos. Para os adultos ocorreu o contrário, ou seja, os tempos de movimento na amplitude de 4 cm foram maiores do que na amplitude de 8 cm ($F(1,18)=14,6$; $p<0,05$).

Ao analisar a interação entre as variáveis direção e idade verifica-se que os tempos de movimento aumentaram na direção médio-lateral para os adultos e para os idosos, no entanto, esse aumento foi maior para os idosos ($F(1,18)=4,7$; $p<0,05$).

8. DISCUSSÃO

Embora vários estudos reportem que idosos apresentam área de deslocamento do CP maior do que adultos (TOUPET, GAGEY & HEUSCHEN, 1992), nesse estudo verificou-se que não houve diferença significativa na área de deslocamento do CP entre os adultos e os idosos avaliados. Além disso, diferentemente do encontrado por alguns autores (SCHIEPPATI *et al.*, 1994), os limites de estabilidade dos idosos não foram significativamente menores do que dos adultos. Provavelmente esses resultados diferem do encontrado na literatura devido à grande variabilidade na oscilação do CP durante a postura em pé estática entre sujeitos, e por termos estudado idosos ativos.

Para os adultos os tempos de movimento aumentaram significativamente de forma linear com o aumento do índice de dificuldade para as duas amplitudes e para as duas direções. Os resultados para a direção ântero-posterior concordam com estudos anteriores (DANION, DUARTE & GROSJEAN, 1999; DUARTE, FERREIRA & WIECZOREK, submetido à publicação) e para a direção médio-lateral são os primeiros achados. Para os idosos, embora também tenha sido observado um aumento linear para o tempo de movimento com o aumento no índice de dificuldade, este aumento não foi significativo na maioria dos casos. A não observação de resultados significativos do ponto de vista estatístico possivelmente está relacionado ao fato de que os idosos ao realizarem as diferentes tarefas na verdade não as fizeram com diferentes índices de dificuldade, mas sim com índices de dificuldade muito próximos. Isto pode ser visto na FIGURA 18 e na FIGURA 20 em que os tempos de movimento foram dados em função das amplitudes efetivas (A_e) e com os índices de dificuldade efetivos (IDes). Os idosos apresentaram aproximadamente os mesmos IDes independente dos diferentes IDs especificados. Isto é, os idosos não se adaptaram às diferentes restrições de largura dos alvos e tenderam a produzir um mesmo padrão de movimento. Era esperado que os idosos fossem mais afetados pelo aumento do índice de dificuldade do que os adultos ao realizarem movimentos voluntários na postura em pé, devido a existência de uma maior variabilidade no sistema de controle postural presente no idoso (HORAK, SHUPERT & MIRKA, 1989).

A inclinação da linha de regressão linear é maior para os adultos do que para os idosos. Os idosos parecem ser menos afetados pelo aumento do índice de dificuldade do que os adultos, ou seja, o desempenho dos idosos foi menos afetado nos diferentes índices de dificuldade do que o desempenho dos adultos. Provavelmente, pelo fato da tarefa ser complexa os idosos mantiveram os tempos de movimento altos em todas as condições. Em outros estudos realizados com idosos utilizando a tarefa proposta por FITTS (1954) com movimentos de braço (GOGGIN & STELMACH, 1990; KETCHAM *et al.*, 2002; YORK & BIEDERMAN, 1990), foi encontrado que os idosos diminuem a velocidade para manter a acurácia na tarefa. Esses autores reportam que talvez os idosos prefiram ser mais acurados do que serem mais rápidos ou que talvez eles simplesmente não consigam ser mais rápidos. Neste estudo os idosos também foram mais lentos do que os adultos, mas ao contrário dos outros estudos, os idosos foram menos acurados porque eles não diferenciaram os IDs e na média apresentaram mais erros do que os adultos. Por exemplo, nas tarefas de maior ID os idosos apresentaram em torno de 10% de erros a mais do que os adultos (ver TABELA 4).

Os adultos apresentaram maiores tempos de movimento para realizar as condições na menor amplitude (4 cm) para as duas direções e este efeito foi mais acentuado quanto maior o índice de dificuldade. Esse resultado pode ser explicado devido ao fato que em amplitudes e larguras pequenas o desempenho pode ser limitado pela oscilação natural do corpo. Mesmo durante a manutenção da postura em pé estática o deslocamento médio do CP é de aproximadamente 1 cm, o que corresponde à variabilidade do sistema de controle postural. Durante movimentos voluntários de amplitudes pequenas e alvos estreitos esta variabilidade dificultaria mais o controle do movimento do que em amplitudes grandes.

Diferente dos adultos, os idosos apresentaram maiores tempos de movimento para realizar as condições na maior amplitude (8 cm) também para as duas direções. Isto poderia ser justificado se os idosos tivessem apresentado menores limites de estabilidade do que os adultos como tem sido reportado na literatura (SCHIEPPATI *et al.*, 1994). No entanto, os adultos e os idosos não apresentaram diferenças significantes nos limites de estabilidade para as duas direções. Outra possível explicação para os idosos terem apresentado maiores

tempos de movimento na amplitude de 8 cm, seria a maior variabilidade apresentada pelos idosos durante a execução de movimentos voluntários. GOGGIN e STELMACH (1990) sugeriram que os idosos têm dificuldade em manter a velocidade e manter uma mesma amplitude de movimento, o que pode indicar um problema em controlar a força muscular. Talvez em amplitudes maiores isto seja mais acentuado. No entanto, os gráficos dos IDes mostram que os idosos não realizaram os mesmos IDs que os adultos, portanto o desempenho dos dois grupos não pode ser comparado neste caso.

Os estudos que reportam o comportamento do CP na direção médio-lateral apenas se referem a posturografia estática e muitos desses estudos descrevem baixos índices de oscilação postural na direção médio-lateral comparada com a direção ântero-posterior (BALASUBRAMANIAM, RILEY & TURVEY, 2000; DUARTE & ZATSIORSKY, 2002; WINTER *et al.*, 1998). Recentemente, num estudo realizado em nosso laboratório, adultos na postura em pé durante movimentos voluntários, sobre uma superfície instável, apresentaram maiores oscilações na direção médio-lateral do que na direção ântero-posterior (LATASH *et al.*, 2003). Esse resultado também foi observado nesse estudo em que os adultos e os idosos apresentaram tempos de movimento maiores nas condições realizadas na direção médio-lateral.

Os dados apresentados na literatura mostram que durante a postura em pé estática a oscilação do CP na direção médio-lateral é menor do que na direção ântero-posterior (DUARTE & ZATSIORSKY, 2002; WINTER *et al.*, 1998), o que poderia significar um maior controle da postura nesta direção. Esses dados poderiam nos induzir a pensar que durante movimentos voluntários na direção médio-lateral as pessoas controlariam mais facilmente a postura, no entanto, os resultados obtidos neste estudo mostraram que o desempenho dos participantes foi pior nesta direção, principalmente para os idosos.

Os tempos de movimento na direção médio-lateral foram maiores para os idosos do que para os adultos. Provavelmente os idosos apresentem maior dificuldade em controlar os movimentos na direção médio-lateral do que os adultos. Uma possível justificativa para explicar porque os idosos são mais lentos na direção médio-lateral poderia ser o fato da amplitude efetiva dos idosos ser maior nessa

direção do que na direção ântero-posterior, mas isso não foi verificado porque a diferença entre a amplitude efetiva dos idosos e a amplitude efetiva dos adultos foi de apenas 0,4 cm.

9. CONCLUSÃO

Durante a tarefa de movimento voluntário cíclico na postura em pé foi verificado que ocorreu a relação entre tempo de movimento e acurácia para os adultos, como já reportado na literatura. Essa relação também foi confirmada para a direção médio-lateral. Isto é, os adultos aumentaram os tempos de movimento em função do aumento dos índices de dificuldade.

Para os idosos a relação entre tempo de movimento e acurácia não foi observada para as duas direções. Os idosos não diferenciaram seu desempenho em função dos índices de dificuldade especificados. Isto revelou uma incapacidade de adaptação dos idosos às diferentes condições impostas, o que pode sugerir uma menor eficiência do sistema de controle postural dos idosos investigados na tarefa proposta.

Os tempos de movimento dos adultos e dos idosos na direção médio-lateral foram maiores do que os tempos de movimento na direção ântero-posterior. Portanto, o controle do movimento voluntário na direção médio-lateral para os dois grupos foi menor do que na direção ântero-posterior. Provavelmente isso ocorreu em função dos deslocamentos laterais serem menos utilizados nas atividades da vida diária do que os deslocamentos na direção ântero-posterior.

Certamente, a tarefa foi complexa para os dois grupos, mas para os idosos parece ter sido mais complexa pois eles não diferenciaram os índices de dificuldade. Isto é, os idosos foram menos acurados mesmo sendo mais lentos. Assim, novos estudos são necessários para verificar qual a relação entre tempo de movimento e acurácia para os idosos quando submetidos ao treinamento nas tarefas de movimento cíclico voluntário, na postura em pé. Talvez com o treinamento os idosos consigam diferenciar os índices de dificuldade.

10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALEXANDER, N. B. Postural control in older adults. **Journal of the American Geriatrics Society**, New York, v. 42, n. 1, p. 93-108, 1994.

BACKMAN, E.; JOHANSSON, V.; HAGER, B.; SJOBLUM, P. HENRIKSSON, K.G. Isometric muscle strength and muscular endurance in normal persons age between 17 and 70 years. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, Stockholm, v. 27, p. 109-117, 1995.

BAECKE, J.A.H., BUREMA, J.; FRIJTERS, J.E.R. A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. **The American Journal of Clinical Nutrition**, New York, v. 36, p. 936-942, 1982.

BALASUBRAMANIAM, R.; RILEY, M.A.; TURVEY, M.T. Specificity of postural sway to the demands of a precision task. **Gait & Posture**, Amsterdam, v. 11, n. 1, p. 12-24, 2000.

BERG, K.; WOOD-DAUPHINEE, S.; WILLIAMS, J. GAYTON, D. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. **Physiotherapy Canada**, Toronto, v. 41, n. 6, p. 304-308, 1989.

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

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

BUCHANAN, J.J.; HORAK, F.B. Emergence of postural patterns as a function of vision and translation frequency. **Journal of Neurophysiology**, Bethesda, v. 81, p. 2325-2339, 1999.

CLARKE, A.H.; KRZOK, W.; SCHERER, H. Posturography with sensory feedback – a useful approach to vestibular training? In: BRANDT, T.; PAULUS, W.; BLES, W.; DIETERISH, M.; KRAFCYK, S.; STRAUBE, A. (Eds.). **Disorders of posture and gait**. Stuttgart: George Thieme Verlag, 1990, p. 281-284.

COHEN, B.R.; WOLF, S.L. Environmental and Behavioral circumstances associated with falls at home among healthy elderly individuals. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Philadelphia, v. 78, p. 179-186, 1997.

COHEN, H.; HEATON, L.G.; CONGDON, S.L.; JENKINS, H.A. Changes in sensory organization test scores with age. **Age and Ageing**, London, v. 25, p. 39-44, 1996.

CHI, C.F.; LIN, C.L. Speed and accuracy of eye-gaze pointing. **Perceptual and Motor Skills**, Missoula, v. 85, n. 2, p. 705-718, 1997.

DANION, F.; DUARTE, M.; GROSJEAN, M. Fitts law in human standing: the effect of scaling. **Neuroscience Letters**, Limerick, v.227, n.2, p.131-133, 1999.

DRURY, C.G. Application of Fitts' law to foot-pedal design, **Human Factors**, New York, v. 17, p. 368–373, 1975.

DUARTE, M.; FERREIRA, S.S.; WIECZOREK, S.A. Speed accuracy trade-off in voluntary movements during standing. **Experimental Brain Research**, New York, (Submetido à publicação).

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

ELLIOTT, D.; CARSON, R.G.; GOODMAN, D.; CHUA R. Discrete versus continuous visual control of manual aiming. **Human Movement Science**, Amsterdam, v. 10, p. 393-418, 1991.

FERNIE, G.R.; GRYFE, C.I.; HOLLIDAY, P.J.; LLEWELLYN, A. The relationship of postural sway in standing: the incidence of falls in geriatric subjects. **Age and Ageing**, London, v. 11, p. 11-16, 1982.

FITTS, P.M. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement, **Journal of Experimental Psychology**, Washington, v. 47, n. 6, p. 381–391, 1954.

FOWLER, B.; DUCK, T.; MOSHER, M.; MATHIESON, B. The coordination of bimanual aiming movements: evidence for progressive desynchronization. **The Quarterly Journal of Experimental Psychology**, London, v. 43A, n. 2, p. 205-221, 1991.

GANTCHEV, G.; DRAGANOVA, N.; DUNEV, S. The role of sensory feedback in the control of postural tonic activity. **Agressologie**, Paris, v. 20B, p. 155-156, 1979.

_____. Role of the visual feedback in postural control. **Agressologie**, Paris, v. 22A, p. 59-62, 1981.

GHEZ, C. Posture. In: KANDEL, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSELL, T.M. (Eds.). **Principles of neural science**. 3.ed. London: Prentice-Hall International, 1991.

GOGGIN, N.L.; MEEUWSEN, H.J. Age-related differences in the control of special aiming movements. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, Reston, v. 63, n. 4, p. 366-372, 1992.

GOGGIN, N.L.; STELMACH, G.E. Age-related deficits in cognitive-motor skills. In: LOVELAGE, E.A. (Ed.). **Aging and Cognition: mental process, self awareness and interventions**. Elsevier Science North-Holland, 1990, p. 135-155.

GRIMBY, G. Physical Performance, physical activity and quality of life in the elderly people. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, Copenhagen, v. 5, n. 3, p. 127-128, 1995.

HAFSTRÖM, A.; FRANSSON, P.; KARLBERG, M.; LEDIN, T.; MAGNUSSON, M. Visual influence on postural control, with and without visual motion feedback. **Acta Otolaryngologica**, Stockholm, v. 122, p. 392-397, 2002.

HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER J. Equilibrium and Elasticity. In: HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER J. (Eds.). **Fundamentals of physics extended, with modern physics**. 4.ed. John Wiley & Sons, 1993, p. 354-356.

HAMMAN, R.G.; MEKJAVIC, I.; MALLINSON, A.I.; LONGRIDGE, N.S. Training effects during repeated therapy sessions of balance training using visual feedback. **Archives Physical Medical and Rehabilitation**, Philadelphia, v. 73, p. 738-744, 1992.

HARADA, N. D.; CHIU, V.; KING, A.C.; STEWART, A.L. An evaluation of three self-report physical activity instruments for older adults. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, v. 33, n. 6, p. 962-970, 2001.

HOFFMANN, E.R. A comparison of hand and foot movement times. **Ergonomics**, Basingstoke, v. 34, n. 4, p. 397-406, 1991.

_____. Fitts' law with transmission delay. **Ergonomics**, Basingstoke, v. 35, n. 1, p. 37-48, 1992.

HORAK, F.B. Effects of neurological disorders on postural movement strategies in the elderly. In: VELLAS, B.; TOUPET, M.; RUBENSTEIN, L.; ALBAREDE, J.L.; CHRISTEN, Y. (Eds.). **Falls, balance and gait disorders in the elderly**. Paris: Elsevier, 1992, p. 137-152.

HORAK, F.B.; NASHNER, L.M. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. **Journal of Neurophysiology**, Bethesda, v. 55, n. 6, p. 369-381, 1986.

HORAK, F.B.; SHUPERT, C. The role of the vestibular system in postural control. In: HERDMAN, S. (Ed.). **Vestibular rehabilitation**. New York: FA Davis, 1994, p. 22-46.

HORAK, F.B.; SHUPERT, C.L.; MIRKA, A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. **Neurobiological of Aging**, New York, v. 10, p. 727-745, 1989.

KELSO, J.A.S. Phase transitions and critical behavior in human bimanual coordination. **American Journal of Physiology: regulatory, integrative and comparative physiology**. New York, v. 15, p. R1000-R1004, 1984.

KENSHALO, D.R. Changes in the vestibular and somesthetic systems as a function of age: Sensory systems and communication in the elderly. **Aging**, Washington, v. 10, p. 269-282, 1979.

KETCHAM, C.J.; SEIDLER, R.D.; VAN GEMMERT, A.W.; STELMACH, G.E. Age-related kinematic differences as influenced by task difficulty, target size, and movement amplitude. **Journal of Gerontology: psychological sciences**. Washington, v. 57, n. 1, p. 54-64, 2002.

KIM, J.Y.; PARNIANPOUR, M.; MARRAS, W.S. Quantitative assessment of the control capability of the trunk muscles during oscillatory bending motion under a new experimental protocol. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 11, n. 7, p. 385-391, 1996.

KING, M.B.; TINETTI, M.E. Falls in community-dwelling older persons. **Journal of the American Geriatrics Society**, New York, v. 43, n. 10, p. 1146-1154, 1995.

LATASH, M.; FERREIRA, S.M.S.; WIECZOREK, S.A.; DUARTE, M. Movement sway: changes in postural sway during voluntary shifts of the center of pressure. **Experimental Brain Research**, New York, v. 150, p. 314-324, 2003.

LIPSITZ, L.A.; JONSSON, PV; KELLEY, M.M.; KOESTNER, J.S. Causes and correlates of recurrent falls in ambulatory frail elderly. **Journal of Gerontology**, Washington, v. 46, p. M114-122, 1991.

LORD, S.R.; SHERRINGTON, C.; MENZ, H.B. Sensory and neuromuscular risk factors for falls. In: LORD, S.R.; SHERRINGTON, C.; MENZ, H.B. (Eds.). **Falls in older people: risk factors and strategies for prevention**. Cambridge: Cambridge University Press, 2001, p. 40-54.

McCOLLUM, G.; LEEN, T.K. Form and exploration of mechanical stability limits in erect stance. **Journal of Motor Behavior**, Washington, v. 21, n. 3, p. 225-244, 1989.

MackENZIE, I.S. Fitts' law as a research and design tool for in human-computer interaction. **Human-Computer Interaction**, Mahwah, v. 7, p. 91–113, 1992.

MAKI, B.E.; HOLLIDAY, P.J.; FERNIE, G.R. Aging and postural control: a comparison of spontaneous-and induced-sway balance tests. **Journal of the American Geriatrics Society**, New York, v. 38, p. 1-9, 1990.

MAKI, B.E.; HOLLIDAY, P.J.; TOPPER, A.K. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. **Journal of Gerontology**, Washington, v. 49, n. 2, p. M72-84, 1994.

MATHIAS, S.; NAYAK, U.S.L.; ISAAC, B. Balance in elderly patients: the “get-up and go” test. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Philadelphia, v. 67, p. 387-389, 1986.

MECCACI, R.; BENVENUTI, L.; FERRANDINO, L.; LANDINI, L.; BARONI, A.; HALLET, M.; STANHOPE, S.J. Balance control during quiet standing: modifications with aging. **Gait & Posture**, Amsterdam, v. 9, n. 2, p. 122-124, 1999.

NASHNER, L.M. Analysis of stance posture in humans. In: TOWE, A.L.; LUSCHEI, E.S. (Eds.). **Hanbook of behavioral neurobiology, motor coordination**. New York: Plenum, 1981, p. 521-561.

NICHOLS, D.S. Balance Retraining After Stroke Using Force Platform Biofeedback. **Physical Therapy**, Alexandria, v. 77, n. 5, p. 553-558, 1997.

OLIVEIRA, L.F.; SIMPSON, D.M.; NADAL, J. Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. **Physiological Measurement**, Bristol, v. 17, p. 305-312, 1996.

PITTS, D.G. The effects of aging on selected visual functions: dark adaptation, visual acuity, stereopsis, brightness contrast. In: SECULAR, R; KLINE, D.W.; DISMUKES, K. (Eds.). **Aging in human visual functions**. New York: Liss, 1982, p. 131-160.

PROTEAU, L.; MARTENIUK, R.G. Static visual information and the learning and control of a manual aiming movement. **Human Movement Science**, Amsterdam, v. 13, n. 5, p. 515-536, 1993.

ROSSETTI, Y.; STELMACH, G.; DESMURGET, M.; PRABLANC, C.; JEANNEROD, M. The effect of viewing the static hand prior to movement onset on pointing kinematics and accuracy. **Experimental Brain Research**, New York, v. 101, p. 323-330, 1994.

ROTHWELL, J. **Control of human voluntary movement**. 2.ed. London: Chapman & Hall, 1994.

SALTHOUSE, T.A. Adult age and the speed-accuracy trade-off. **Ergonomics**, Basingstoke, v. 22, n. 7, p. 811-821, 1979.

SCHIEPPATI, M.; MAURICE, H.; GRASSO, M.; NARDONE, A.; GALANTE, M. The limits of equilibrium in young and elderly normal subjects and in parkinsonians. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, Limerick, v. 93, p. 286-298, 1994.

SCHMIDT, R.A.; LEE, T.D. Principles of simple movement. **Motor control and learning: a behavioral emphasis**. Champaign: Human Kinetics, 1999.

SEKULER, R.; HUTMAN, L.P.; OWSLEY, C.J. Human aging and spatial vision. **Science**, London, v. 209, p. 1255-1256, 1980.

SHEPARD, R.J. Benefits of exercise in the elderly. In: COE, R.M.; PERRY, H.M. (Eds.). **Aging, musculoskeletal disorders and care of the frail elderly**. New York: Springer, 1993, p. 228-242.

SHUMMWAY-COOK, A.; McCOLLUM, G. Assessment and treatment of balance deficits in the neurologic patient. In: MONTGOMERY, P.; CONNOLLY, B. (Eds). **Motor control and physical therapy**. Chattanooga: Chattanooga Corporation, 1991, p. 123-137.

SHUMMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. **Motor control**: theory and practical applications. Baltimore: Williams & Wilkins, 1995.

SKINNER, H.B.; BARRACK, R.L.; COOK, C.K. Age related declines in proprioception. **Clinical Orthopaedics**, Philadelphia, v. 184, p. 208-211, 1984.

STELMACH, G.E.; WORRINGHAM, C.J. Sensorimotor deficits related to postural stability. Implications for falling in the elderly. **Clinics in Geriatric Medicine**, Philadelphia, v.1, p.679-694, 1985.

STUDENSKI, S.; DUNCAN, P.W.; CHANDLER, J. Postural responses and effector factors in persons with unexplained falls: results and methodologic issues. **Journal of the American Geriatrics Society**, New York, v. 39, p. 229-234, 1991.

TEREKHOV, Y. Stabilometry and some aspects of its applications - a review. **Biomedical Engineering**, New York, v. 6, p.11-15, 1976.

TINETTI, M. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. **Journal of American Geriatrics Society**, New York, v. 34, p. 119-126, 1986.

TOUPET, M.; GAGEY, P.M.; HEUSCHEN, S.; Vestibular patients and aging subjects lose use of visual input and expend more energy in static postural control. In: VELLAS, B.; TOUPET, M.; RUBENSTEIN, L.; ALBAREDE, J.L.; CHRISTEN, Y. (Eds.). **Falls, balance and gait disorders in the elderly**. Paris: Elsevier, 1992, p. 183-198.

VAN WEGEN, E.E.H.; VAN EMMERICK, R.E.A.; RICCIO, G.E. Postural orientation: age-related changes in variability and time-to-boundary. **Human Movement Science**, Amsterdam, v. 21, p. 61-84, 2002.

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

WALKER, C.; BROUWER, B.J.; CULHAM, E.G. Use of visual feedback in retraining balance following acute stroke. **Physical Therapy**, Alexandria, v. 80, n. 9, p. 886-895, 2000.

WALKER, N.; PHILBIN, D. A.; FISK, A.D. Age-related differences in movement control: adjusting submovement structure to optimize performance. **Journal of Gerontology: Psychological Sciences**, Washington, v. 52B, p. 40-52, 1997.

WASHBURN, R. A. Assessment of physical activity in older adults. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, Reston, v. 71, n. 2, p. 79-88, 2000.

WELFORD, A.T. Aging Motor System. In: MORTIMER, J.; PIROZZOLO, F.; MALETTA, G. (Eds.). **Motor skills and aging**. New York: Springer, 1982, p. 152-187.

WELFORD, A.T.; NORRIS, A.H.; SHOCK, N.W. Speed and accuracy of movement and their changes with age. **Acta Psychologica**, Amsterdam, v. 30, p. 3-15, 1969.

WHISTANCE, R. S., ADAMS, L. P., VAN GEEMS, B. A., BRIDGER, R. S. Postural adaptations to workbench modifications in standing workers. **Ergonomics**, Basingstoke, v. 38, p. 2485-2503, 1995.

WINTER, D.A. **ABC of balance during standing and walking**. Waterloo: Biomechanics, 1995.

WINTER, D.A.; PATLA, A. E.; FRANK, J. S. Assessment of balance control in humans. **Medical Progress Through Technology**, Boston, v. 16, n. 1-2, p. 31-51, 1990.

WINTER, D.A.; PATLA, A.E.; PRINCE, F.; ISHAC, M.; GIELO-PERCZAK, F. Stiffness control of balance in quiet standing. **Journal of Neurophysiology**, Bethesda, v. 80, p. 1211-1221, 1998.

WINTER, D.A.; PRINCE, F.; FRANK, J.S.; POWELL, C.; ZABJEK, F. Unified theory regarding a/p and m/l balance in quiet stance. **Journal of Neurophysiology**, Bethesda, v. 75, n.6, p. 2334-2343, 1996.

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

ZATSIORSKY, V.M. **Kinematic of human motion**. Champaign: Human Kinetics, 1998.

YORK, J.L.; BIEDERMAN, I. Effects of age and sex on reciprocal tapping performance. **Perceptual and Motor Skills**, Missoula, v. 71, p. 675-684, 1990.

YOUNG, A. Exercise physiology in geriatric practice. *Acta Scandinavica*, Denmark, v. 711, p.227-232,1986.

ANEXO I - Declaração do comitê de ética com aceitação do projeto de pesquisa.



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

Of.CEP/03702/EEFE/18092002

Ref.: Parecer CEP nº 012

Pelo presente, informo que o Comitê de Ética em Pesquisa da EEFE-USP **aprovou**, quanto aos aspectos éticos em pesquisa, em reunião de 17/09/02, de acordo com os requisitos da Resolução CNS/196/96, o projeto de pesquisa intitulado "*Estudo do equilíbrio postural em idosos durante movimentos cíclicos e acurados*", sob a responsabilidade de Marcos Duarte.

Atenciosamente,

Profª Drª Maria Augusta P.D.M. Kiss
Presidente do CEP
EEFE-USP

Ao
Ilmo. Sr.
Prof. Dr. Marcos Duarte

ANEXO II - Termo de consentimento livre e esclarecido.

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Projeto de Mestrado:

Equilíbrio em adultos e idosos: Relação entre velocidade e acurácia em movimentos voluntários de corpo inteiro.

Aluna: Silvana A. Wieczorek

Orientador: Prof. Dr. Marcos Duarte

1. Explicação do estudo

Este estudo é parte de um projeto de pesquisa que tem como objetivo central estudar o equilíbrio de adultos e de idosos durante movimentos de corpo inteiro. Através deste estudo nós esperamos entender o comportamento das pessoas durante a realização da tarefa proposta.

Se o(a) Sr(a). concordar em participar deste estudo, será solicitado a posicionar-se em pé, descalço, sobre uma plataforma de força e realizará movimentos cíclicos entre 2 alvos, de modo a deslocar um cursor (que representa o Centro de Pressão das forças aplicadas no chão) para atingir os alvos demarcados na tela de um monitor localizado a cerca de um metro a sua frente. Estes movimentos serão feitos sem tirar os pés da plataforma de força que está fixada ao nível do solo. Este experimento terá duração de no máximo 2 horas, incluindo intervalos para descanso.

Antes do experimento o(a) Sr(a). responderá uma anamnese e um questionário de atividade física.

2. Seus direitos como participante

O(a) Sr(a). poderá em qualquer momento questionar sobre os procedimentos da pesquisa, e estas questões serão respondidas. O(a) Sr(a). poderá desistir da participação na pesquisa em qualquer momento. Este estudo envolve mínimo risco. Entre as condições do teste o(a) Sr(a). poderá descansar o tempo que julgar necessário. No momento da publicação desta pesquisa, nenhuma informação pessoal será divulgada.

3. Participante

Eu concordo em participar como voluntário(a) neste estudo. Declaro que li e entendo o conteúdo deste termo de consentimento.

Participante

Data

Pesquisador (a): Eu certifico que o termo de consentimento será seguido, e que eu responderei qualquer questão do(a) participante quando possível.

ANEXO III - Anamnese.

DADOS CADASTRAIS

Nome: _____ Sexo: ()M ()F
 Data de nascimento: _____ Idade: _____
 Endereço: _____
 Cidade: _____ CEP: _____ Telefone: _____ Moro com _____ pessoas
 Telefone para recado: _____ Nome do Médico: _____
 Telefone: _____
 Massa (kg): _____ Estatura (m): _____

ANAMNESE CLÍNICA

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

ANEXO III - Anamnese (cont.).

Fraqueza muscular			
Fraqueza generalizada			
Enrijecimento articular			
Dor na coluna cervical			
Torácica			
Lombar			
Outros			

MEDICAMENTOS

Usa medicamentos regularmente: () Sim () Não

Tipos	Sim	Não	Posologia	Observações
Anti-depressivo				
Diurético				
Hormônio				
Calmante				
Analgésico				
Estimulante				
Anti-inflamatório				
Outros				

HÁBITOS COMUNS

Hábito	Sim	Não	Tipo	Quanto
Tabagismo				
Bebida alcoólica				
Calçado mais utilizado				
Outros				

HISTÓRIA DE QUEDAS

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

Data_____
Assinatura

ANEXO IV - Questionário de atividade física para adultos.

**QUESTIONÁRIO BAECKE DE ATIVIDADE FÍSICA HABITUAL (PARA ADULTOS)
(BAECKE, BUREMA & FRIJTERS, 1982)**

1. Qual é a sua principal ocupação? _____ 1-3-5
2. No trabalho você senta
nunca/ raramente/ as vezes/ freqüentemente/ sempre _____ 1-2-3-4-5
3. No trabalho você fica em pé
nunca/ raramente/ as vezes/ freqüentemente/ sempre _____ 1-2-3-4-5
4. No trabalho você anda
nunca/ raramente/ as vezes/ freqüentemente/ sempre _____ 1-2-3-4-5
5. No trabalho você carrega cargas pesadas
nunca/ raramente/ as vezes/ freqüentemente/ sempre _____ 1-2-3-4-5
6. Após o trabalho você fica cansado(a)
muito freqüentemente/ freqüentemente/ as vezes/ raramente/ nunca _____ 5-4-3-2-1
7. No trabalho você transpira
muito freqüentemente/ freqüentemente/ as vezes/ raramente/ nunca _____ 5-4-3-2-1
8. Em comparação com outras pessoas da sua idade você acha que seu trabalho é fisicamente
muito mais pesado/ mais pesado/ tão pesado quanto/ mais leve/ muito mais leve
_____ 5-4-3-2-1
9. Você pratica esporte? sim () não ()
Se sim:
 - que esporte você pratica mais freqüentemente? _____ intensidade (0.76 – 1.26 – 1.76)
 - quantas horas por semana? ____ <1/ 1-2/ 3-4/ >4 horas (0.5 – 1.5 – 2.5 – 3.5 – 4.5)
 - quantos meses por ano? ____ <1/ 1-3/ 4-6/ 7-9/ >9 proporção (0.04 – 0.17 – 0.42 – 0.67 – 0.92)
- Se você pratica um segundo esporte:
 - que esporte você pratica mais freqüentemente? _____ intensidade (0.76 – 1.26 – 1.76)

ANEXO IV - Questionário de atividade física para adultos (cont.).

- quantas horas por semana? ____ <1/ 1-2/ 3-4/ >4 horas (0.5 – 1.5 – 2.5 – 3.5 – 4.5)
- quantos meses por ano? ____ <1/ 1-3/ 4-6/ 7-9/ >9 proporção (0.04 – 0.17 – 0.42 – 0.67 – 0.92)

10. Em comparação com outras pessoas da sua idade você acha que, durante as horas de lazer, a sua atividade física é

muito maior/ maior/ a mesma/ menor/ muito menor _____5-4-3-2-1

11. Durante as horas de lazer você transpira

muito freqüentemente/ freqüentemente/ as vezes/ raramente/ nunca _____5-4-3-2-1

12. Durante as horas de lazer você pratica esporte

nunca/ raramente/ as vezes/ freqüentemente/ sempre _____1-2-3-4-5

13. Durante as horas de lazer você assiste televisão

nunca/ raramente/ as vezes/ freqüentemente/ sempre _____1-2-3-4-5

14. Durante as horas de lazer você anda

nunca/ raramente/ as vezes/ freqüentemente/ sempre _____1-2-3-4-5

15. Durante as horas de lazer você pedala

nunca/ raramente/ as vezes/ freqüentemente/ sempre _____1-2-3-4-5

16. Quantos minutos você anda e/ou pedala por dia para ir trabalhar, para ir para a escola, e para fazer compras?

<5/ 5-15/ 15-30/ 30-45/ >45 _____1-2-3-4-5

ANEXO V - Questionário de atividade física para idosos.

**QUESTIONÁRIO DE ATIVIDADE FÍSICA BAECKE MODIFICADO (IDOSOS)
(VOORRIPS, RAVELLI, DONGELMANS, DEURENBERG, VAN STAVEREN, 1997)**ATIVIDADES DE CASA

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

ANEXO V - Questionário de atividade física para idosos (cont.).

1. 1 vez por semana
 2. 2-4 vezes por semana
 3. todos os dias
10. Se você vai para as compras, que tipo de transporte você utiliza?
0. eu nunca vou as compras
 1. carro
 2. transporte público
 3. bicicleta
 4. caminhando

ATIVIDADES ESPORTIVAS

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

Esporte 1: _____ **Intensidade:** _____ (ver tabela)

Horas por semana: _____

Meses por ano: _____

Esporte 2: _____ **Intensidade:** _____ (ver tabela)

Horas por semana: _____

Meses por ano: _____

ATIVIDADES DE LAZER

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

Atividade 1: _____ Intensidade: _____ (ver tabela)

Horas por semana: _____

Meses por ano: _____

Atividade 1: _____ Intensidade: _____ (ver tabela)

Horas por semana: _____

Meses por ano: _____

