

# Estabilidade postural nos adultos seniores Estudo da sua variabilidade

Maria Augusta Ferreira da Silva

Porto 2002

M

**UNIVERSIDADE DO PORTO**

**FACULDADE DE CIÊNCIAS DO DESPORTO E EDUCAÇÃO FÍSICA**

***ESTABILIDADE POSTURAL NOS ADULTOS SENIORES  
ESTUDO DA SUA VARIABILIDADE***

Maria Augusta Ferreira da Silva

Porto 2002

**UNIVERSIDADE DO PORTO**

**FACULDADE DE CIÊNCIAS DO DESPORTO E EDUCAÇÃO FÍSICA**

***ESTABILIDADE POSTURAL NOS ADULTOS SENIORES  
ESTUDO DA SUA VARIABILIDADE***

*Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade do Porto sob a orientação do Professor Doutor João Paulo Vilas Boas, para obtenção do grau de Mestre em Ciências do Desporto, na especialidade de Actividade Física para a 3ª Idade.*

Porto, 2002

## **AGRADECIMENTOS**

O meu agradecimento a todos os meus familiares pelo apoio e compreensão pelas horas ausentes, em particular ao meu marido e aos meus filhos Luís e Daniel.

Ao Professor Doutor João Paulo Vilas Boas pelo estímulo e pelo privilégio da sua orientação.

Ao Engenheiro Pedro Gonçalves pelos seus conhecimentos na área da electrónica e informática.

À minha colega Teresa Pinto pela confiança e ajuda no decorrer desta escalada.

A todos os colegas pela amizade e apoio nas horas mais difíceis

A todas as idosas que tornaram possível este estudo pela sua participação.

# ÍNDICE

	<b>PÁG.</b>
1- INTRODUÇÃO	1
2- ENQUADRAMENTO TEÓRICO	5
2.1- CONTROLO MOTOR	5
2.2- SISTEMA CONTROLO POSTURAL	6
2.2.1-FUNÇÃO DE EQUILÍBRIO	11
2.3- EFEITO DO ENVELHECIMENTO/INACTVIDADE SOBRE O CONTROLO POSTURAL	12
2.4- AVALIAÇÃO DO CONTROLO POSTURAL POR ESTABILOMETRIA	14
3- MATERIAL E MÉTODOS	18
3.1- AMOSTRA	18
3.2. INSTRUMENTOS	18
3.3. PROCEDIMENTOS	19
3.3.1. PARA UNIFORMIZAÇÃO DA AMOSTRA	19
3.3.2. PARA UNIFORMIZAÇÃO DAS CONDIÇÕES DA EXPERIÊNCIA	19
3.3.3. POSIÇÃO DO SUJEITO	20
3.3.4. RECOLHA DO SINAL ESTABILOMÉTRICO	21
3.3.5. POCEDIMENTOS ESTATÍSTICOS	23
4- RESULTADOS	25
4.1. FABILIDADE DOS DADOS	25
4.2. VARIABILIDADE INERENTE À REPETIÇÃO DO GESTO PARA OS VALORES DAS ÁREAS DA VARIÁVEL RAMB E TREMB NAS DUAS REPETIÇÕES	27
4.3. VARIABILIDADE PARA O TEMPO MÉDIO DE APOIO NA POSIÇÃO DE APOIO UNIPODAL	27

4.4. VARIABILIDADE INERENTE À REPETIÇÃO DOS GESTO NOS VALORES DAS AMPLITUDES DO SINAL, EM X E EM Y, PARA O CP, RAMB E TREMB DUAS REPETIÇÕES DO GESTO	28
4.5. CARACTERIZAÇÃO DA POSIÇÃO DOS PÉS, EM APOIO BIPODAL NÃO CONSTRANGIDO	30
4.6. COMPARAÇÃO DE MÉDIAS ENTRE AS DIFERENTES POSIÇÕES DE TESTE PARA AS VARIÁVEIS ÁREA DE CP, ÁREA DO RAMB, ÁREA DO TREMB, VARIAÇÃO MÉDIA DA AMPLITUDE DO SINAL NA ÁREA DO CP, RAMB E TREMB	30
4.7. MÉDIAS E RESPECTIVAS DIFERENÇAS DA VELOCIDADE DE DESLOCAMENTO DO COMPONENTE CP, RAMB E TREMB	37
5- DISCUSSÃO	40
6-CONCLUSÃO	51
7- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	53
8-ANEXOS	59
8.1-ANEXO 1. QUESTIONÁRIO	60

## ÍNDICE DE QUADROS

		<i>Pág.</i>
Quadro 1	Média da área do CP nas diferentes posições de teste para as duas repetições do gesto, expressa em m <sup>2</sup>	25
Quadro 2	Diferença de médias, para as duas repetições do gesto, relativo ao valor da área do RAMB e TREMB nas quatro posições de teste, expressa em m <sup>2</sup>	27
Quadro 3	Tempo médio de apoio na posição de apoio unipodal, para as duas repetições do gesto, expresso em segundos	28
Quadro 4	Diferença de médias, para as duas repetições do gesto, relativo ao valor da amplitude do sinal em X e em Y, na área do CP, RAMB e TREMB expressa em metros, nas diferentes posições	29
Quadro 5	Valores descritivos da posição dos pés em apoio bipodal, na posição não constrangida, com respectiva variabilidade nas duas repetições do gesto	30
Quadro 6	Percentagem média do CP, RAMB e TREMB, nas quatro posições de teste	32

Quadro 7	Coeficientes de correlação entre as áreas de migração do CP, RAMB e TREMB na posição de pés juntos	33
Quadro 8	Coeficientes de correlação entre as áreas de migração do CP, RAMB e TREMB na posição de apoio unipodal à direita	33
Quadro 9	Coeficientes de correlação entre as áreas de migração do CP, RAMB e TREMB na posição de apoio unipodal à esquerda	34
Quadro 10	Média de variação da amplitude das áreas de migração do CP, RAMB e TREMB, no sentido antero-posterior (Y) e médio-lateral (X), nas quatro posições de teste	37
Quadro 11	Coeficientes de correlação entre a velocidade de migração (Vel.) do CP, RAMB e TREMB e o tempo de suporte na posição de apoio unipodal à direita e à esquerda	39

## ÍNDICE DE FIGURAS

		<i>Pág.</i>
Figura 1	Exemplo gráfico da relação entre o componente CP, RAMB e TREMB e a força horizontal de reacção do solo, no sentido antero-posterior, para a posição de apoio unipodal à esquerda do sujeito sete da amostra	22
Figura 2	Amplitude de variação do valor da área, entre as duas repetições, em apoio unipodal à direita, nos 19 sujeitos da amostra	26
Figura 3	Amplitude de variação do valor da área, entre as duas repetições, em apoio unipodal à esquerda, nos 19 sujeitos da amostra	26
Figura 4	Área de migração do CP, nas quatro bases de apoio	31
Figura 5	Área de migração do RAMB, nas quatro bases de apoio	31
Figura 6	Área de migração do TREMB, nas quatro bases de apoio	32
Figura 7	Média da amplitude da área de migração do CP, no sentido médio-lateral (X) e no sentido antero-posterior (Y)	35

Figura 8	Média da amplitude da área de migração do RAMB, no sentido médio-lateral (X) e no sentido antero-posterior (Y)	35
Figura 9	Média da amplitude da área de migração do TREMB, no sentido médio-lateral (X) e no sentido antero-posterior (Y)	36
Figura 10	Média da velocidade de deslocamento dos três componentes pelas quatro bases de apoio	38

## RESUMO

A associação entre o aumento da oscilação corporal e a diminuição da estabilidade postural na população de adultos seniores tem impulsionado o interesse pelo estudo da variabilidade da migração do Centro Pressão (CP).

A possibilidade de decomposição da migração do CP nos componentes Rambling (RAMB) e Trembling (TREMB) levou a traçar como objectivos gerais determinar as diferenças entre quatro posições de teste, para: 1) A área de migração do CP; 2) A área de migração do RAMB; 3) A área de migração do TREMB; 4) A velocidade de migração do componente CP, RAMB e TREMB.

Recorreu-se a uma amostra constituída por 19 sujeitos do sexo feminino, com média de idades de 69 ( $\pm 1$ ) anos, integrados no Grupo de Recreação e Lazer da Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade do Porto.

A recolha de dados foi efectuada em: (1) apoio bipodal não constringido, (2) apoio bipodal com os pés juntos, (3) apoio unipodal sobre o pé direito e (4) apoio unipodal sobre o pé esquerdo.

Os procedimentos estatísticos utilizados foram a análise de variância *Anova One-Way* com tratamento *post hoc de Bonferroni*, o teste *T student* para medidas emparelhadas e o coeficiente de correlação de *Pearson*.

Dos resultados obtidos podemos salientar que a percentagem da área de migração do RAMB sobre a área de migração do CP, pelas 4 posições de teste foi de 92%, 81%, 71% e 45% respectivamente.

Como principais conclusões podemos salientar as diferenças significativas entre a velocidade de migração do componente RAMB, em apoio unipodal à esquerda e a velocidade de migração do mesmo componente nos apoios bipodais, de onde concluímos que poderá o comportamento do componente TREMB, em apoio unipodal à esquerda ter sido influenciado de forma negativa pelo comportamento do componente RAMB.

**PALAVRAS-CHAVE:** CENTRO DE PRESSÃO, RAMBLING, TREMBLING

## ABSTRACT

The association between the increase of the corporal oscillation and the reduction of the postural stability in the adult seniors population has increased the interest of studying the migration variability of the pressure center (CP). The possibility of decomposing the CP migration of the CP in the components Rambling (RAMB) and Trembling (TREMB) took us to determine, as general objectives, to determine the differences between four test positions for : 1) CP migration area; 2) RAMB migration area; 3) TREMB migration area; 4) migration velocity of the components CP, RAMB and TREMB.

It has been used a sample composed by 19 women, with an age average of 69 ( $\pm 1$ ) years, integrated in the *Grupo de Recreacção e Lazer da Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade do Porto*.

The data collection was done in: (1) non constrained bipodal support, (2) bipodal support with both feet together, (3) unipodal support on the right foot and (4) unipodal support on the left foot. As statistics procedures, it has been used the analysis of variance (Anova One-Way) with treatment post hoc of Bonferroni, test T Student for pair uped measures and the coefficient of correlation of Pearson.

From the achieved results, we point out the fact that the RAMB migration area percentage on the CP migration area, for the four test positions, was 92%, 81%, 71% and 45%, respectively.

As major conclusions, we enhance the differences between the migration speed of the component RAMB, on the left side, and migration speed of the same component on the bipodal support. Consequently, we conclude that the TREMB component behavior could have been influenced by the RAMB component form and behaviour.

**KEY WORDS:** CENTER OF PRESSURE, RAMBLING, TREMBLING

## RÉSUMÉ

L'association entre l'augmentation de l'oscillation corporelle et la réduction de la stabilité posturale de la population des d'adultes seniores a stimulé l'intérêt pour l'étude de la variabilité de la migration du centre de pression (CP). La possibilité de décomposition de la migration du CP dans les composants rampants (RAMB) et tremblants (TREMB) nous a pris à tracer, comme des objectifs généraux, les différences entre quatre positions d'essai, les valeurs: 1) du domaine de la migration du CP; 2) domaine de la migration de RAMB; 3) domaine de migration du TREMB; 4) rapidité de migration du component CP, RAMB et TREMB.

Un échantillon se composant de 19 citoyens du sexe féminin a été fait appel à lui, avec la moyenne d'âges de 69 ( $\pm 1$ ), a intégré dans le Grupo de Recreação e Lazer da Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade do Porto.

La rentrage des données a été faite dans: (1) appui bipodal non contrangé, (2) appui bipodal avec ensemble les pieds, (3) appui unipodal sur le pied droit et (4) appui unipodal sur le pied gauche.

Les procédures statistiques utilisées avaient été l'analyse de la variance (Anova à sens unique) avec traitement post hoc de Bonferroni, test T Student pour appareillé mesures et le coefficient de la corrélation de Pearson.

A travers les résultats obtenus on peut dire que la pourcentage de le domaine de migration du RAMB sur le domaine de migration du CP, par les quatre positions du test, a été de 92%, 81%, 71% et 45%, respectivement.

En concluant, on peut salienter les difference significative entre la velocite de migration du RAMB, en apuis unipodal a gauche et la velocité de migration du même dans les apuis bipodal, on peut consideren que le component du TREMB a été influencé par le comportement du RAMB.

**MOTS-CLEF: CENTRE DE LA PRESSION, RAMPANT, TREMBLANT**

## LISTA DE ABREVIATURAS

cm - Centímetros

CP – Centro de Pressão

Dt<sup>a</sup> - Direita

Esq<sup>a</sup> -Esquerda

mm - Milímetros

RAMB – *Rambling*

SN – Sistema Nervoso

TREMB - *Trembling*

# 1. INTRODUÇÃO

A média da esperança de vida aumentou no último século, estimando-se que cerca de 7% da população mundial tenha actualmente idade igual ou superior a 65 anos (Van der Bij et al., 2002), tendo-se repercutido no estado de saúde das populações.

No âmbito da problemática da qualidade de vida e independência do idoso, entendida em várias vertentes, nomeadamente psicológica, social, ambiental e fisiológica, torna-se relevante tentar determinar a etiologia da dependência funcional do idoso e a potencialidade existente na reversibilidade do processo (Foldvari et al., 2000).

Das diversas alterações induzidas pelo envelhecimento e as quais abordaremos em maior detalhe no enquadramento teórico desta pesquisa, salientam-se as alterações do sistema neuromuscular, associadas ao processo de envelhecimento, podendo induzir alterações anormais no equilíbrio e, conseqüentemente, levar a um aumento dos custos sociais com os cuidados de saúde (Maki, 1997).

Este aumento dos custos com os cuidados de saúde induziram um interesse acrescido, por parte dos investigadores da área, no estudo dos défices ao nível do controlo postural dos adultos seniores, em especial pela associação existente entre o risco de quedas e as alterações do equilíbrio (Cooper et al., 1998; Kaplanski et al., 2000). Shumway-Cook (1997) e Nardone et al. (2000) referem que a maioria das quedas na população idosa se deve a uma resposta inadequada às perturbações externas.

Este declínio do controlo postural pode ser influenciado pela inactividade, já que alguns estudos têm demonstrado que a prática de actividade física e a actividade desportiva induzem um melhor controlo postural (Cooper et al., 1998; Snow, 1999), reduzindo assim o risco de quedas nos idosos (Perrion et al., 1999).

O sistema de controlo postural pode ser percebido como uma habilidade que o sistema nervoso aprende e aperfeiçoa, sendo para tal

necessário a intervenção de diversos sistemas, incluindo os elementos biomecânicos passivos, o sistema sensorial, o sistema muscular, como ainda diferentes partes do cérebro (Horak, 1997). Esta ideia é reforçada pelo mesmo autor ao referir que a manutenção do equilíbrio não é baseado em respostas fixas, mas sim flexíveis, que podem sofrer adaptação com o treino e a experiência.

Esta perspectiva de controlo postural sugere que a estabilidade postural deva ser considerada numa perspectiva de interacção com o meio, podendo certas condições do meio, do organismo, ou mesmo relacionadas com a tarefa, levar à instabilidade postural (Slobounov, 1996)

A identificação das causas da instabilidade e o desenvolvimento de métodos de diagnóstico e tratamento individual do equilíbrio, pode contribuir para melhorar a independência e a qualidade de vida, assim como os custos de saúde (Maki, 1997; Luchies et al., 1999).

A quantificação em laboratório da resposta postural pode ser útil para prever o equilíbrio no desempenho das actividades funcionais, assim como medir clinicamente este equilíbrio (Shumway-Cook, 1997). Davis et al. (1996) salientam ainda que a medição do equilíbrio pode ser considerado uma pesquisa válida, na medida em que pode prover informação relacionada com os vários elementos periféricos e centrais do sistema nervoso, permitindo perceber que factores contribuem para a perda de equilíbrio na população idosa (Woollacott et al., 1996). O desenvolvimento de estudos estabilométricos com possibilidade de estudo da amplitude, área e velocidade de migração do centro de pressão, têm permitido aprofundar o estudo da estabilidade postural na população idosa. Existe o reconhecimento de que as alterações induzidas pelo envelhecimento têm influência na expressão do equilíbrio. Outras referências encontradas na literatura consultada apontam no sentido de um aumento das oscilações corporais com o evoluir da idade (Shumway-Cook, 1995; Koceja et al., 1999; Kaplanski, 2000). Estas podem ser superiores no caso da supressão de alguma forma de aferência sensorial, ou numa situação de redução da base de sustentação, como na posição de apoio unipodal.

Nas ciências do movimento constatou-se um interesse acerca da variabilidade funcional (Newell, 1993), assim como um crescimento do desenvolvimento de novas formas de avaliação do dinamismo fisiológico dos sistemas, no sentido de distinguir uma função normal da patológica (Lipsitz, 2002).

Salienta-se Zatsiorsky (1999), que com base num modelo de controlo do equilíbrio, do qual fazem parte os subsistemas conservativo (ao qual é atribuída a função de determinar o ponto de referência para o equilíbrio) e o operativo (que tem como função manter o equilíbrio em relação ao ponto de referência pré-determinado), procedeu à decomposição do estabilograma em dois componentes, denominado *Rambling* (RAMB) que depende da posição da linha da gravidade, e outro denominado *Trembling* (TREMB) representativo do controlo neuromuscular da posição do primeiro.

É considerado por este autor que a migração do ponto de referência pode ser entendido como a determinação do Sistema Nervoso (SN) em assumir determinado conjunto postural com as suas variações, enquanto que a migração para além da trajectória do ponto de referência reflecte o resultado dos diferentes mecanismos periféricos no sentido de restaurar/manter o equilíbrio. Com base neste modelo surgiu a possibilidade de explorar o resultado da interacção entre os mecanismos inerentes ao controlo postural e a actividade do sistema nervoso.

Com a possibilidade de obtenção de elementos adicionais mediante a abordagem dos estudos estabilimétricos, segundo o modelo referenciado por Zatsiorsky, pensou-se contribuir com esta pesquisa para o estudo do comportamento à periferia dos subsistemas inerentes ao controlo postural nos adultos seniores, através da expressão da estabilidade postural, na posição de pé. Para tal, efectuou-se um trabalho de investigação numa amostra de adultos seniores e para o qual se traçaram como objectivos gerais determinar as diferenças entre quatro posições de teste, para:

- 1) A área de migração do centro de pressão (CP).
- 2) A área de migração do RAMB.

3) A área de migração do TREMB.

4) A velocidade de migração do componente CP, RAMB e TREMB.

Formulamos ainda como objectivos específicos determinar, em quatro posições de teste:

- A média da área de migração do CP, RAMB e TREMB.

- A média da amplitude do sinal da área de migração do CP, RAMB e TREMB.

- A variabilidade das variáveis área do CP, área do RAMB, área do TREMB e amplitude do sinal no sentido médio-lateral (X) e antero-posterior (Y), entre as duas repetições.

- A velocidade de migração do componente CP, RAMB e TREMB

Para atingir os objectivos propostos dividiu-se o estudo em duas partes:

Na primeira parte recorreu-se à pesquisa bibliográfica para elaboração do corpo teórico e aprofundaram-se os conhecimentos relativos à área de controlo motor, onde se insere o sistema de controlo postural. Abordou-se especificamente a função do equilíbrio com incidência sobre a problemática do efeito do envelhecimento/inactividade sobre o controlo postural, bem como, sobre a avaliação do controlo postural por estabilometria.

Na segunda parte procedeu-se à recolha dos dados no grupo de idosos em estudo, no laboratório de Biomecânica da Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade do Porto, bem como, ao seu tratamento estatístico e análise.

## 2. ENQUADRAMENTO TEÓRICO

### 2.1. CONTROLO MOTOR

Qualquer pesquisa desenvolvida na área do controlo motor poderá estar relacionada com o estudo da causa e natureza do movimento, estando aqui englobados o controlo do movimento e da postura (Woollacott et al., 1995).

O termo *Controlo Motor* induz frequentemente ao estudo da acção e apesar de esta ser considerada uma estratégia de pesquisa nesta área será de considerar que, só a interacção de processos cognitivos e perceptivos poderão permitir um adequado controlo motor.

Esta perspectiva de interacção dinâmica de sistemas, para o controlo motor, advem de uma série de passos dados durante o último século, no sentido de perceber o controlo neural do movimento. Várias foram as teorias elaboradas salientando Sherrington (1924), com a noção de que a acção decorreria em função de estímulos de origem periférica (teoria reflexa), passando por Merton (1953), com a teoria de Servo-Hipótese cuja essência consistia na ideia de que o controlo motor ocorreria através de um mecanismo de servo-controlo. Em 1970 seguiu-se a teoria hierárquica com ênfase no modelo Alfa para o controlo do movimento (Latash, 1998).

A par desta evolução salienta-se o trabalho realizado por Bernstein (1935-1966) cuja contribuição para o desenvolvimento da hipótese do ponto de equilíbrio e conseqüentemente para a elaboração da hipótese da trajectória de equilíbrio, foi fundamental para a percepção da coordenação e controlo do movimento (Kelso, 1998).

A introdução da hipótese da trajectória de equilíbrio surgiu como explicação do controlo dos movimentos multi-articulares através da interligação entre a modulação central sobre a activação do reflexo miotático com a influência dos factores dinâmicos dos sistemas envolvidos (Latash, 1998). No âmbito desta hipótese foi desenvolvida a noção de trajectória do

ponto de trabalho, considerado o ponto cuja trajectória está relacionada com o sucesso da tarefa e cuja elaboração, da responsabilidade do SN, coresponderá à trajectória virtual do ponto de trabalho. Sendo a trajectória real (efectiva) comparada com esta, procedendo-se a correcções através de mecanismos activos (Latash, 1998).

Com base na hipótese da trajectória de equilíbrio, resultado de um dinamismo entre a modulação central e as condições dinâmicas do sistema a ser movido, foi introduzida a noção de estabilidade referindo-se ao comportamento do sistema. Este comportamento do sistema, no sentido da estabilidade é conhecido por *Attractor States* sendo definido como o comportamento preferencial do sistema ou seja, a região do espaço em torno do qual o comportamento típico ocorre. Esta noção incorpora a noção de variabilidade referindo-se ao comportamento do sistema no sentido de que este quando é perturbado retorna ao seu estado considerado mais estável (Lipsitz et al., 2002).

A introdução da noção de variabilidade como um fenómeno inerente ao movimento e não considerado ruído do sistema, permite obter informação sobre o dinamismo do próprio sistema (Lipsitz, 2002). Segundo Newell (1993), tem sido associado à redução da variabilidade determinadas condições patológicas. Por outro lado Lipsitz (2002) considera que, ao envelhecimento pode ser associado uma maior variabilidade na resposta fisiológica dos sistemas em situações de *stress*.

## **2.2. SISTEMA DE CONTROLO POSTURAL**

O sistema de controlo postural com as suas funções de suporte, estabilização e equilíbrio, assegura o suporte do corpo contra a acção da gravidade, tem a capacidade de permitir uma estabilização ou orientação postural para permitir o desenrolar do movimento e assegura a capacidade de equilíbrio em relação à base de suporte (Riccio, 1993; Massion, 1994; Rothwell, 1997). Um adequado controlo postural é um pré-requisito necessário para a estabilização corporal na posição de pé e para a realização de

movimentos voluntários (Zeid, 1998). Latash (1998) reforça estas ideias ao referir que uma das funções do controlo postural é permitir a interferência com o mundo exterior, ou seja, com o meio envolvente, através da acção e da percepção.

Com esta diversidade de funções, torna-se necessária a interacção de diversos sistemas para a organização central do controlo postural, passando pela informação visual, labiríntica, propioceptiva e cutânea, dando informação acerca da posição relativa das diferentes partes do corpo, assim como da posição deste relativamente a qualquer força externa que possa intervir com ele, podendo ser tão simples como a acção da força da gravidade (Massion, 1994; Rothwell, 1994). Esta informação sensorial permite ao Homem ter uma representação interna da sua geometria corporal, saber quais as suas condições de suporte e ainda qual a orientação do seu corpo em relação com a verticalidade (Massion, 1994; Slobounov, 1996). Daí que a manutenção e/ou controlo da postura depende da integridade e interacção entre o sistema nervoso central, o sistema visual, o sistema vestibular, assim como do sistema músculo-esquelético responsável pela informação aferente oriunda dos receptores localizados em torno das articulações, tendões e ligamentos (Nokin, 1992; Horak et al., 1997; Riemann et al., 1999) e da sua resposta motora efectiva (Perrin et al., 1999; Konrad et al., 1999).

Estudos desenvolvidos ao nível do controlo postural, quer nos humanos, quer nos animais, sugerem que o sistema de controlo postural não é um sistema fixo, de reflexos estereotipados, mas sim um sistema complexo e adaptável, capaz de se acomodar às alterações das características biomecânicas do meio envolvente, às alterações nas funções requeridas, assim como às alterações induzidas por doença (Horak et al., 1997).

As funções sensorineural, neuromuscular e músculo-esquelética envolvidas na detecção da perturbação postural, a selecção das respostas apropriadas e a execução destas respostas, fazem parte dos componentes do controlo postural (Shupert, 1999).

De acordo com Maki (1997), a capacidade para regular o relacionamento entre o centro de massa e a base de sustentação, resulta da interacção de mecanismos que induzem respostas sob a forma de estratégias reactivas (compensatórias) e predictivas (antecipatórias) do controlo postural. Enquanto que o controlo predictivo (reacções posturais antecipatórias) serve para minimizar o efeito da destabilização por parte de distúrbios previstos, as respostas reactivas (compensatórias) surgem aquando da perturbação inesperada (Horak et al., 1997).

Pode considerar-se que existem diferenças entre estes dois grupos de reacções (antecipatórias e compensatórias). As reacções antecipatórias tentam prever as perturbações posturais associadas com o planeamento do movimento, de modo a minimizar estas perturbações, enquanto as reacções compensatórias estão relacionadas com uma perturbação concreta e presente do equilíbrio, que surge muitas vezes pela ausência de uma eficácia total das reacções antecipatórias. Assim, as reacções compensatórias diferem das reacções antecipatórias relativamente ao tempo de ocorrência da resposta postural e à origem das aferências sensoriais que controlam estas perturbações do equilíbrio.

Assim sendo, alterações na actividade dos músculos posturais, na posição de pé, podem ser observadas em resposta a perturbações aplicadas nas várias partes do corpo, a alteração da projecção vertical do centro de gravidade (Rotwell, 1994, Latash,1998), como ainda podem advir da intensidade das reacções posturais antecipatórias (Aruin et al., 1998).

Segundo Rothwell (1994), estas respostas posturais envolvem a contracção de vários músculos espalhados pelo corpo, sendo mais complexas do que o simples reflexo miotático, pois: (1) as respostas podem ser iniciadas pela informação aferente de qualquer um dos sistemas (visual, vestibular ou samatosensorio), embora com diferentes latências; (2) a informação aferente, oriunda de um sistema, pode modular a resposta evocada pela estimulação de outro sistema; (3) a forma da resposta, em termos de padrão e actividade dos

diferentes músculos, sofre variação, dependendo esta da estratégia adoptada pelo sistema postural para manter o equilíbrio.

Consequentemente parece haver várias linhas de actuação como defesa da aplicação de perturbações inesperadas e não compensadas. A primeira corresponde à elasticidade periférica dos músculos, tendões, assim como de outros tecidos, pois qualquer deslocamento que surja ao nível das articulações induz o surgimento de forças elásticas que tentam resistir ao deslocamento (Latash, 1998).

No entanto, e segundo o mesmo autor, apesar das propriedades visco-elásticas dos músculos, tendões e ligamentos ajudarem à estabilização postural, estas não podem ser responsáveis por todos os aspectos relacionados com esta estabilização. Como segunda linha de defesa surge o despoletar do reflexo miotático, ou reflexo de estiramento, com a sua componente fásica e tónica, com um período de latência na ordem dos 25 a 40 ms (Latash, 1998). No entanto, estes dois mecanismos parecem não ser suficientes para manter o equilíbrio contra gravidade, existindo um outro importante mecanismo pertencente ao grupo das reacções pré-programadas. Este é considerado mais potente e com mais flexibilidade do que os dois mecanismos já descritos. É observado, mais especificamente, em certas situações em que o sistema nervoso tem interesse em aumentar o nível de actividade dos músculos que estão numa posição de encurtamento, pela aplicação do distúrbio externo, parecendo ser isso possível através do mecanismo de pré-programação (Latash, 1998).

As reacções pré-programadas correctivas são frequentemente descritas como uma combinação de padrões de actividade eléctrica, situadas entre os 50 a 100 ms, em termos de período de latência, associadas a uma perturbação específica (Latash, 1998)

Este grupo de reacções à perturbação, com um relativo curto período de latência, (embora superior ao período de latência da fase fásica do reflexo miotático), permite a correcção da postura/movimento em caso de perturbação externa inesperada (Latash, 1998). Consideradas um grupo de reacções semi-

automáticas em resposta à alteração do comprimento do músculo (ou outro estímulo), são também conhecidas por outras designações, nomeadamente reflexos de longa latência, reflexo miotático funcional, M2-M3, ou ainda reacções de gatilho (Latash, 1998). A variedade dos termos utilizados para a designação destas reacções reflecte as diferentes percepções sobre a natureza e seu significado funcional.

A principal característica que permite a distinção entre estas reacções e as respostas reflexas reside no facto de a actividade eléctrica correspondente a estas reacções só ser significativa, mediante instruções dadas ao sujeito no sentido de tentar contrariar o distúrbio aplicado (Latash, 1998). Outro factor que contribui para esta distinção é o facto destas reacções também surgirem em músculos que estão encurtados, devido à aplicação do distúrbio, e mesmo naqueles músculos cujo comprimento não é alterado aquando da aplicação do distúrbio (Latash, 1998).

Será de salientar ainda que as reacções pré-programadas são independentes na sua magnitude da amplitude do distúrbio. Por outro lado, salienta-se que as informações aferentes vão só servir de gatilho para o seu despertar, daí que as fontes destes sinais aferentes possam não ter um papel significativo quando se fala destes reacções semi-automáticas (Latash, 1998). Nesta perspectiva, será suficiente prover a informação necessária acerca da ocorrência do distúrbio.

Pode considerar-se assim, a título de resumo, que o sistema de controlo postural envolve uma variedade de aferências sensoriais para o sistema nervoso central, sendo a preservação da estabilidade postural assegurada pelos mecanismos de controlo neuromuscular, despoletados sob a forma de respostas reactivas ao distúrbio aplicado ou sob a forma de respostas antecipatórias ao estímulo, com base em experiências motoras prévias ( Blackburn et al., 2000).

### 2.2.1. FUNÇÃO DE EQUILÍBRIO

Considerando a função de equilíbrio, do sistema de controlo postural, como a capacidade de manter o centro de massa do corpo, dentro dos limites da base de sustentação (Shumway-Cook, 1995), além dos quais ocorrerá uma modificação na base de suporte, tem sido encontrado na literatura a constante referência a uma posição de equilíbrio estável, na posição de pé, como aquela em que a projecção vertical do centro de gravidade cai dentro da base de sustentação (Norkin, 1992; Rothwell, 1994; Maki, 1997, Woollacott, 1997).

É considerado por Slobounov (1996), que a capacidade de permanecer de pé é uma actividade física fundamental, sendo de notar que a manutenção da postura vertical, contra a gravidade, é provavelmente uma das tarefas mais usuais do sistema de controlo postural, em que o principal objectivo é manter essa posição (Caron, et al., 2000; Duarte, 2000).

Pela importância atribuída aos diferentes sistemas para a organização do controlo postural, pode ser percebido que, são vários os factores que podem influenciar a postura vertical, na posição de pé, tais como a respiração, os batimentos cardíacos e o retorno venoso (Shumway-Cook, 1997; Imbiriba, 1999). As variações de ordem mecânica, tais como variações ao nível da base de apoio, também podem influenciar o equilíbrio nesta posição, sendo de salientar também o alinhamento dos diferentes segmentos corporais, o processamento sensorial, a representação interna da imagem corporal, as características musculares, o tónus muscular e tónus postural, como elementos que podem influenciar essa capacidade (Shumway-Cook, 1995).

Shumway-Cook (1995) considera que a posição de pé é caracterizada por oscilações corporais espontâneas, não excedendo os vários milímetros a deslocação do centro de massa corporal (Zatsiorsky, 1998). Sendo inerente à manutenção da posição de pé, uma instabilidade natural pela constante interacção com o meio envolvente (Maki, 1997, Mochizuki et al., 1999). Dessa forma a manutenção do equilíbrio deve ser percebido como um processo dinâmico e contínuo pela constante adaptação do corpo à força da acção da gravidade (Duarte, 2000). Rothwell (1994) reforça esta ideia ao referir que

numa postura estacionária (considerada aquela em que não existe modificação da base de sustentação), a projecção vertical do centro de gravidade desloca-se 0,5 cm no sentido médio-lateral e 1cm no sentido antero-posterior. Pode ser feita referência dessa forma não a uma postura permanente mas sim, a uma soma de conjuntos posturais, numa base de sustentação estacionária.

Considerada um marco na evolução da espécie humana e fundamental para a realização da maior parte das tarefas da vida diária, a capacidade de permanecer na posição de pé, obriga à percepção das alterações que possam ocorrer durante o processo de envelhecimento.

### **2.3. EFEITO DO ENVELHECIMENTO/INACTIVIDADE SOBRE O CONTROLO POSTURAL**

Como consequência do processo de envelhecimento e da melhoria dos cuidados de saúde, especialmente no que diz respeito às doenças infecciosas, a população idosa surge predisposta a apresentar doenças crónicas, tais como aterosclerose, diabetes, artrites, osteoporose, entre outras. Estas doenças crónicas vão induzir alterações em vários sistemas, dos quais, e pela sua relevância no controlo postural podem ser referidos o sistema labiríntico, visual, somatosensoreo e músculo esquelético (Woollacott, 1996). A Diabetes Mellitus, por exemplo, não só acelera a aterosclerose como também reduz a função proprioceptiva e visual (Konrad, 1999). Segundo o mesmo autor, também a acção medicamentosa, sobretudo as benzodiazepinas, podem ter influência nas alterações do equilíbrio na população idosa.

As alterações ao nível do controlo postural, documentadas na população idosa, têm sido associadas: (1) às alterações da função sensorial, que surge como fonte de interferência na detecção dos distúrbios, com consequente atraso na resposta postural; (2) à alteração da capacidade de adaptação da resposta postural, em diferentes condições ambientais e (3) também é salientada a função neuromuscular como uma fonte indirecta de alterações do equilíbrio postural (Shupert, 1999).

A população idosa com diminuição ou alteração da função somatosensorial (termo utilizado para designar uma variedade de funções sensoriais onde se inclui a função proprioceptiva, com importância na detecção das oscilações posturais, como a função cutânea que provê informação importante acerca das características das superfícies de suporte), terá maior dificuldade em detectar as oscilações posturais assim como as características da superfície de suporte, podendo as respostas posturais não serem adequadas, em termos de qualidade, tempo útil de resposta e selecção de respostas posturais adequadas (Shupert, 1999).

Outras são as alterações que têm sido documentadas na literatura e que se relacionam com o envelhecimento, como sejam a diminuição progressiva da capacidade dos receptores sensoriais à semelhança da alteração das propriedades mecânicas dos tendões e músculos em termos de elasticidade e força (Massion, 1994; Daley et al., 2000). O declínio da função vestibular também tem sido referido como um dos factores que sofre alteração com o envelhecimento (Konrad, 1999), assim como o registo do aumento do tempo de reacção (Hunter et al., 2001).

Luchies et al., (1999) reforça esta perspectiva ao salientar que a habilidade para responder de forma apropriada e eficiente a perturbações de grande amplitude é afectada com o envelhecimento.

Contudo, torna-se complexo afirmar que as alterações observadas na estabilização postural, ao nível da população idosa, se devem exclusivamente ao processo de envelhecimento dos diferentes sistemas e componentes intervenientes no controlo postural, já que, também a diminuição da actividade física, nesta população, tem sido associada à diminuição da força, flexibilidade e integridade musculares (Konrad, 1999).

Estes dados sugerem que uma avaliação completa das alterações do equilíbrio, requer uma avaliação dos componentes biomecânicos do controlo postural (Força, amplitude de movimento, etc), componente sensorial (vestibular, visual, somatosensorial), resposta motora, assim como o nível de actividade física, número ou risco de quedas, como ainda a presença de

doenças crónicas (Konrad et al., 1999). No entanto, e dada a complexidade da avaliação exigida, surgiu a necessidade de recorrer a um método que reflectisse a harmonia desta complexidade de sistemas na manutenção do equilíbrio na posição de pé e que permitisse uma avaliação inicial sobre as possíveis necessidades individuais.

## **2.4. AVALIAÇÃO DO CONTROLO POSTURAL POR ESTABILOMETRIA**

A estabilidade postural pode ser definida como a habilidade para controlar a velocidade e amplitude de deslocamento do centro de gravidade (Davis et al., 1998).

Ao assumir-se que o corpo se comporta como uma estrutura semi-rígida e oscila como um pêndulo invertido, o centro de gravidade seria um parâmetro satisfatório para a avaliação da oscilação do sujeito, na posição de pé, sendo assim possível avaliar a sua *performance* (Caron et al., 2000). O grande entrave da utilização deste parâmetro como medida das oscilações corporais, consistia na dificuldade da avaliação da sua trajectória.

Nesse sentido, se assumirmos que a projecção vertical do centro de gravidade (raramente mensurado), reflecte a posição corporal (Pellegrini, 1999; Duarte 2000), enquanto que a posição do CP (considerado o ponto de aplicação da força global de reacção do solo (Duarte,2000)) reflecte as oscilações corporais (tendo sido definido como o produto da resposta neuromuscular ao controlo do centro de gravidade) (Winter et al., 1996), pode o centro de pressão ser considerado útil para uma avaliação qualitativa e quantitativa da estabilidade postural.

Imbiriba et al. (1999) considera que a deslocação do CP corresponde ao resultado dos distúrbios e das forças correctivas que agem para preservar a estabilidade postural . Com a mesma noção temos Duarte (2000) ao referir que a deslocação do CP corresponde ao somatório das acções do sistema de controlo postural e da força da gravidade.

Este tem sido um ponto usualmente utilizado no estudo e análise do equilíbrio ao permitir a avaliação das oscilações posturais (Barros, 1999).

Apesar de não poder ser considerada uma medida directa das oscilações do corpo, ao permitir a localização das forças exercidas na base de suporte, torna possível depreender as oscilações ocorridas (Pellegrini et al., 1999)

Esta ideia é suportada por Imbirila (1999) ao referir que o estudo da estabilidade postural pode ser efectuado através das oscilações posturais, cuja quantificação pode ser obtida através da deslocação do CP sobre uma plataforma de força. Este método de estudo tem sido designado por estabilometria (Barros et al., 1999).

A abordagem tradicional dos dados obtidos na plataforma de força, podem ser classificados em temporais (amplitude do sinal e velocidade de deslocamento), espaciais (quantificação da área produzida pelas oscilações do CP) e espectrais (componente de frequência do sinal) (Celso et al., 2000).

Outros estudos têm sido desenvolvidos, no âmbito da deslocação do CP, partindo do pressuposto de que, na construção e manutenção de uma postura contra gravidade, a regulação da flexibilidade articular, através do trabalho muscular e distribuição do tónus postural, assim como assegurar o equilíbrio relativamente à base de sustentação adoptada, depende de dois subsistemas, um responsável pela determinação dos pontos de referência relativamente aos quais se deve manter o equilíbrio, e um outro subsistema operativo responsável por manter o equilíbrio em relação aos pontos de referência iniciais.

A determinação destes dois sub-sistemas apresenta consistência com a hipótese da trajectória de equilíbrio em que a determinação da trajectória virtual é atribuída a um sub-sistema denominado conservativo, podendo ser observada a trajectória real através da migração do CP, resultando este das correcções efectuadas pelo sistema operativo em que estará envolvido o sistema neuromuscular.

Para a quantificação da contribuição destes subsistemas Zatsiorsky & Duarte (1999) sugeriram um método de decomposição da deslocação do CP em dois componentes: um corresponderá à intenção específica do SN em manter uma determinada posição, assentando em pontos de referência

(RAMB) e o outro componente corresponderá aos desvios em relação à trajectória de referência (TREMB).

Assim, através da componente denominado RAMB pode observar-se a migração do ponto de referência para determinada base de sustentação estacionária. A restituição, em torno da posição de referência pode ser observado através do TREMB, ou seja, que trabalho é executado, através dos mecanismos neurofisiológicos, para manter a posição de referência (desvios da migração do CP em relação ao RAMB).

Sendo o principal objectivo do sistema de controlo postural, durante a postura erecta, manter a projecção vertical do centro de gravidade dentro da base de suporte (Duarte, 2000) e sabendo que, quando a um indivíduo é pedido para permanecer de pé o mais quieto possível, o seu corpo oscila involuntariamente (Kaplanski, 2000), poderá considerar-se que a principal tarefa do sistema de controlo postural será o de regular estas oscilações.

O aumento das oscilações posturais estão referenciadas como inerentes ao envelhecimento (Shumway-Cook, 1995; Kaplansky, 2000) contudo, um maior movimento do CP pode não indicar instabilidade postural (Van-Emmerik, 2000). É salientado por Chong et al. (1999), que as oscilações posturais por si só, na posição de pé, não caracterizam as alterações do equilíbrio.

Riccio (1993) e Kaplanski (2000), referem que a instabilidade está mais relacionada com a proximidade do CP dos limites da estabilidade (fronteira da base de suporte) do que propriamente com a quantidade de movimento do CP. Sendo salientado por Riccio (1993) que a estabilidade postural será fortemente influenciada sobre a percepção do sujeito relativamente à seus limites da base de suporte. Daí que, o aumento da oscilação (migração do CP) pode não ser funcional em todas as condições, especialmente quando opera com proximidade exagerada dos limites da base de suporte (Van Emmerik, 2000), assim como em caso de patologia poderá estar associado uma redução deste movimento (Newell, 1993).

A reforçar esta ideia temos Van Emmerik et al. (2000), quando salientam que a associação entre aumento da oscilação corporal e diminuição da estabilidade postural já não é universalmente aceite na medida em que esse aumento poderá ocorrer como actividade exploratória ou como estratégia no sentido de compensar maior instabilidade num sentido específico.

O estudo do *input/output* para a estabilidade postural através do registo e quantificação da migração do CP (Riccio, 1993), inerente à dissociação da deslocação do CP, no componente RAMB e no componente TREMB, poderá enriquecer a compreensão da variabilidade das oscilações posturais na medida em que, de forma indirecta pode tornar possível a percepção da interacção do SN e dos mecanismos neuromusculares no controlo postural.

### **3. MATERIAL E MÉTODOS**

#### **3.1. AMOSTRA**

Este estudo incidiu sobre uma amostra constituída por 19 adultos seniores, do sexo feminino, integrados no Grupo de Recreação e Lazer da Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade do Porto. A média de idades era de 69 ( $\pm 1$ ) anos e a média do peso de 65,7 ( $\pm 5,8$ ) Kg. A opção pela prática de actividade física surgiu pela constante referência na literatura ao benefício da prática da actividade física sobre o controlo postural (Perrin et al.; 1999, Snow, 1999; Kronhed et al., 2001), questionando-se se as alterações observadas nesta faixa etária se devem realmente ao processo de envelhecimento, se à diminuição da prática de actividade física.

A selecção desta amostra foi feita a partir de um grupo de 21 adultos seniores, integrados no grupo acima referido.

Serviram de critérios de exclusão da amostra a existência de doenças do foro neurológico e a ocorrência de lesões músculo-esqueléticas dos membros inferiores, nos últimos seis meses, à semelhança de estudos realizados por Riemann et al. (1999).

O tempo médio de prática de actividade física dos elementos da amostra era de 2,5 ( $\pm 1$ ) anos.

#### **3.2. INSTRUMENTOS**

Para registo da ocorrência de lesões foi utilizado o método de questionário, sob a forma de entrevista. Foram também obtidos dados relativos à toma de medicação.

Os valores estabilimétricos foram conseguidos através da utilização de uma plataforma de força *Bertec* tipo 4060-15, um conversor analógico-digital da *Biopac* e um amplificador AM-6300.

Foi ainda utilizado para o processamento do sinal o programa *Acqknowledge* 3.5.

### **3.3. PROCEDIMENTOS**

#### **3.3.1. PARA UNIFORMIZAÇÃO DA AMOSTRA**

A primeira selecção dos sujeitos foi feita através da consulta do ficheiro de adultos seniores inscritos no grupo de Recreação e Lazer da Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade do Porto, tendo em vista obter um número de sujeitos, com prática desportiva há pelo menos 1 ano (Van der Bij et al., 2002), assim como ausência de referência a patologias do foro neurológico. Posteriormente fez-se uma segunda selecção através de uma mini-entrevista (anexo 1), com o objectivo de eliminar os sujeitos com ocorrência de lesão ao nível dos membros inferiores nos últimos seis meses e para registo da medicação com possível interferência ao nível do equilíbrio.

#### **3.3.2. PARA UNIFORMIZAÇÃO DAS CONDIÇÕES DA EXPERIÊNCIA**

Para a obtenção das melhores condições no sentido de obter uma adequada fiabilidade dos dados, adoptaram-se os seguintes princípios:

- Todas as recolhas foram efectuadas entre as 13 e as 14.30 horas, por forma a salvaguardar um período de recuperação de 24 horas entre o momento da recolha de dados e o último esforço físico importante, dispendido pelos elementos da amostra.
- Todas as provas foram realizadas com os indivíduos descalços por forma a permitir uma adequada informação somatosensorial importante para o recrutamento de sinergias musculares (Horak et al., 1997).
- Para uma iluminação de intensidade constante recorreu-se à iluminação artificial com oclusão da luz natural oriunda da janela do laboratório.

- Todos os dados foram obtidos no laboratório de Biomecânica da Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física da Universidade do Porto, na presença de dois elementos do grupo de investigação, no sentido de tentar assegurar uniformidade na transmissão da informação (instrução dada ao elemento da amostra) e na recolha de dados, bem como para garantir a segurança do sujeito em caso de alteração acentuada da estabilidade postural durante a recolha.

- Procurou-se a ausência de ruídos de intensidade susceptível de alterar a concentração dos elementos da amostra no momento da recolha de dados. Para tal, só era permitida a presença de um elemento da amostra no laboratório e dois elementos do grupo de investigação, durante o período da recolha.

### **3.3.3. POSIÇÃO DO SUJEITO**

A recolha de dados foi efectuada em quatro posições: (1) apoio bipodal não constrangido (denominado por pés à vontade), uma vez que se trata da posição mais utilizada em pesquisas similares (Judge et al., 1993; Nardone et al., 1995; 2000); (2) apoio bipodal com os pés juntos (denominado por pés juntos), pois a *standardização*, assim como uma posição não familiar da colocação dos pés induz alterações na estabilidade postural, sendo justificado o estudo nesta posição na medida em que o que ocasiona as quedas são as situações inesperadas e não usuais (Corriveau et al., 2000); (3) apoio unipodal, considerado um teste de equilíbrio sensível às alterações induzidas pela idade (Kronhed et al., 2001), sendo salientado por Hurvitz et al. (2000) que o estudo da estabilidade postural na posição de apoio unipodal é uma forma conveniente para o estudo da alteração dessa capacidade, sobre o pé direito (unipodal à Dtª) e (4) apoio unipodal sobre o pé esquerdo (unipodal à Esqª).

Foi pedido a cada sujeito da amostra para permanecer sobre a plataforma, o mais imóvel possível, com os membros superiores relaxados ao longo do corpo (Zatsiorsky et al., 1999) em cada uma das quatro situações antes definidas nas diferentes bases de apoio.

Aquando do apoio unipodal, foi dada indicação ao sujeito para que o membro em suspensão permanecesse relaxado e próximo do membro inferior em apoio (Oliveira et al., 1999).

No sentido de obter uma redução da variabilidade em termos de aferências sensoriais entre os sujeitos da amostra, e na medida em que não faz parte dos objectivos desta pesquisa o estudo do efeito das diferentes modalidades sensoriais na expressão da estabilidade postural, procedeu-se à recolha dos sinais com todos os sujeitos de olhos abertos e olhar fixo num ponto colocado na parede a uma distância de 50 cm do sujeito (Nardone et al., 1995; 1998)

Antes da recolha do sinal estabilométrico procedeu-se ao registo da posição dos pés através da obtenção da distância entre os terceiros metatarsos, assim como, do ângulo formado pelo maléolo peroneal e o ponto médio da distância entre os terceiros metatarsos (Panzer et al., 1995).

Todos os sujeitos repetiram cada teste duas vezes (**a** e **b**) (Nardone et al., 2000), tendo a segunda recolha como objectivo o estudo da variabilidade dos dados, na repetição do gesto. Foi observado um breve intervalo de 60 segundos, entre cada recolha (Nardone et al., 2000).

### **3.3.4. RECOLHA DO SINAL ESTABILOMÉTRICO**

Para verificação da aferição da plataforma de força, antecedeu-se cada sessão de recolha de dados ao registo estabilométrico da força vertical, com posterior cálculo do peso de um elemento constante do grupo de investigadores.

O tempo de recolha do sinal foi de 30 segundos, com início de recolha 10 segundos após a posição inicial adoptada (Zatsiorsky et al., 1998; Nardone et al., 2000). Foi utilizada uma frequência de amostragem de 500 Hz.

Para a obtenção do componente denominado RAMB, procedeu-se à determinação de todos os tempos em que  $f=0$ , ou seja, todos os pontos de  $t$  em que  $f(t)=0$ , tendo isto sido obtido por interpolação. De seguida, no vector de deslocamento no tempo,  $x(t)$ , encontrou-se todos os valores de  $x$

correspondentes a este vector (t), tendo sido obtido novamente por interpolação.

À trajectória do CP foi retirada a trajectória do componente RAMB tendo sido obtido o componente denominado TREMB. As Figuras 1 (A,B,C) representam graficamente o resultado do processo descrito, para uma o sujeito número 7, na posição de apoio unipodal à esquerda.

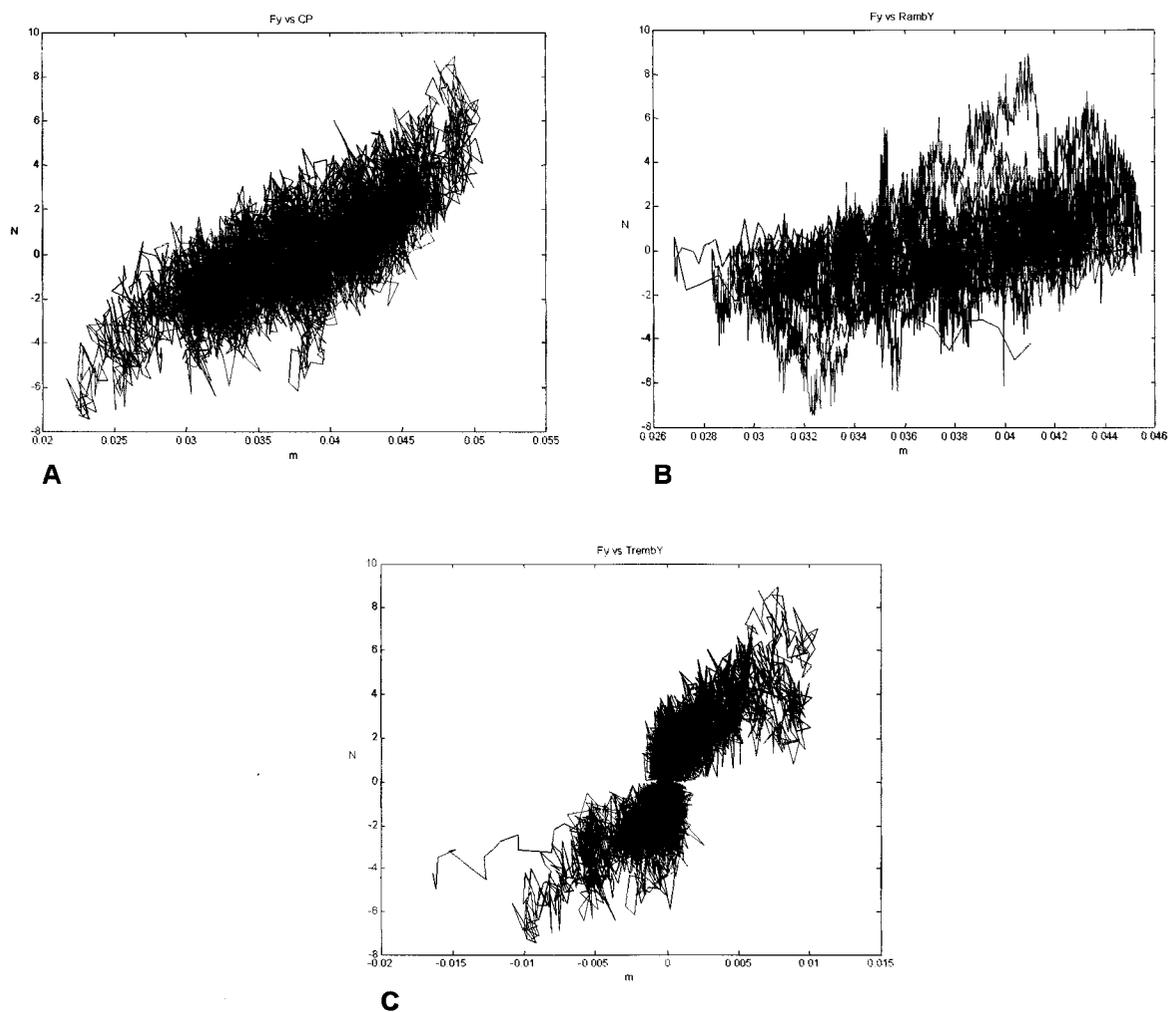


Figura 1. Exemplo gráfico da relação entre o componente CP, RAMB e TREMB e a força horizontal de reacção do solo, no sentido antero-posterior, para a posição de apoio unipodal à esquerda do sujeito sete desta amostra

(A) CP vs Fy; (B) RAMB vs Fy; (C) TREMB vs Fy

Para a determinação da velocidade média (m/s) foi calculado o deslocamento, para cada um dos três componentes (CP, RAMB e TREMB), valor que foi depois, dividido pelo tempo de teste.

Os programas utilizados para o cálculo destas funções foram desenvolvidos no *Software MATLAB 6.0*, com base na metodologia descrita por Zatsiorsky e Duarte (1999).

### 3.3.5. PROCEDIMENTOS ESTATÍSTICOS

Como procedimento estatístico recorreu-se à estatística descritiva para as medidas de tendência central e desvio padrão.

A análise das medidas descritivas e os testes de hipóteses foram antecedidos de uma análise exploratória dos dados de forma a avaliar a normalidade da distribuição e a presença de *outliers*. Para tal recorreu-se ao teste de normalidade *Kolmogorov-Smirnov*, assim como ao diagrama de caixa de bigodes. Esta análise dos dados levou-nos a aceitar a hipótese de que a distribuição dos dados fosse normal para todas as variáveis em estudo.

Na análise das diferenças dos valores obtidos nas diferentes posições de teste, para as variáveis área CP, área RAMB, área TREMB, amplitude média de variação das áreas de migração para os três componentes, no sentido médio-lateral (X) e sentido antero-posterior (Y) assim como para a variável velocidade de migração do CP, RAMB e TREMB, recorreu-se à análise de variância (*Anova One-Way*) com tratamento *post hoc de Bonferroni*. Esta análise de variância também foi utilizada para verificar se houve diferenças estatísticas de médias entre as diferentes variáveis. Para determinar a diferença da variação da amplitude média no sentido antero-posterior (Y) e médio-lateral (X) utilizou-se o teste *T student* para medidas emparelhadas.

Para avaliar a possível existência de associação entre as variáveis, nomeadamente a área de migração CP, RAMB e TREMB, assim como entre a

velocidade de deslocamento dos componentes RAMB e TREMB e o tempo de apoio nas posições de apoio unipodal, determinou-se o coeficiente de correlação de *Pearson*.

O nível de significância adoptado foi de  $\alpha=0,05$ .

## 4. RESULTADOS

### 4.1. FIABILIDADE DOS DADOS

Para a análise do controlo da qualidade dos dados optou-se por determinar a diferença de médias entre os dois momentos de recolha (**a**, **b**) para cada teste específico, relativamente à área obtida pela migração do CP (Quadro 1).

Quadro 1: Média da área do CP nas diferentes posições de teste para as duas repetições do gesto, expressa em m<sup>2</sup>

Área do CP	Média	Valor de P
Pés à vontade <b>a</b>	0,000268(±0,000157)	0,233
Pés à vontade <b>b</b>	0,000358(±0,000219)	
Pés juntos <b>a</b>	0,000537(±0,000219)	0,62
Pés juntos <b>b</b>	0,000544(±0,000241)	
Unipodal Dt <sup>a</sup> <b>a</b>	0,0014(±0,00071)	0,089
Unipodal Dt <sup>a</sup> <b>b</b>	0,00204(±0,00135)	
Unipodal Esq <sup>a</sup> <b>a</b>	0,0015(±0,001)	0,941
Unipodal Esq <sup>a</sup> <b>b</b>	0,00153(±0,00123)	

Pela observação dos valores de p pode dizer-se que a maior variabilidade entre a primeira e a segunda repetição ocorreu na posição de apoio unipodal à direita e na posição de pés à vontade, tendo sido esta variabilidade confirmada pelo valor da correlação obtida para as repetições ( $r=0,065$  e  $r=0,28$  respectivamente).

Pelos valores extremos apresentados para a repetição do gesto, na posição de apoio unipodal à direita e na posição de apoio unipodal à esquerda, considerou-se pertinente a visualização gráfica da amplitude da diferença entre estas duas situações através das Figuras 2 e 3.

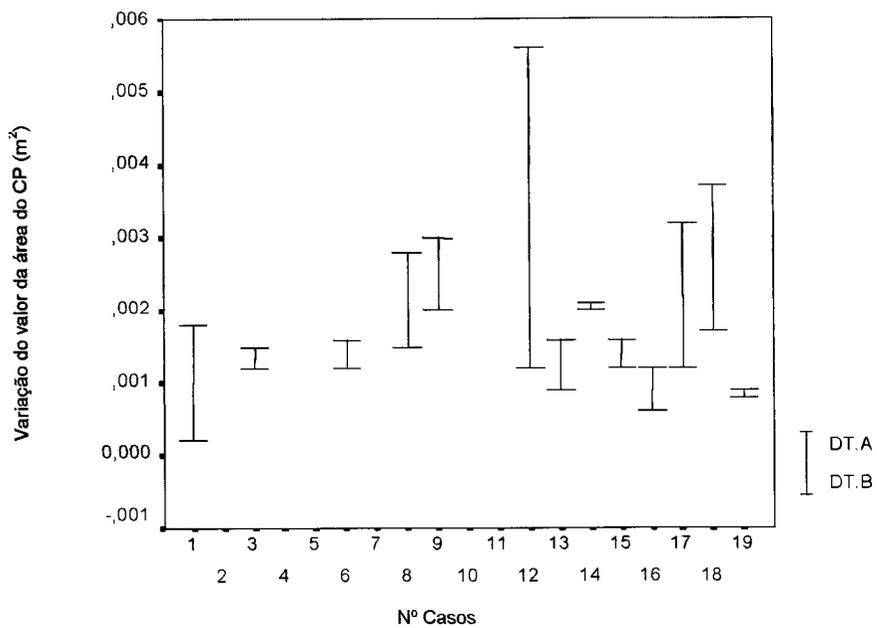


Figura 2: Amplitude da variação do valor da área, entre as duas repetições em apoio unipodal à direita, nos 19 sujeitos da amostra.

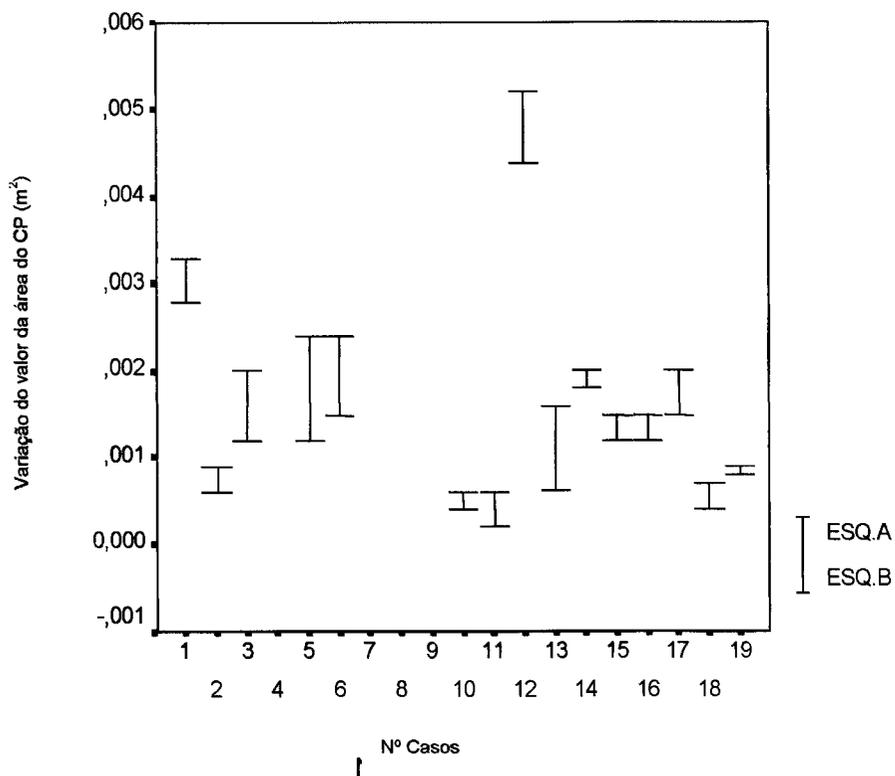


Figura 3: Amplitude da variação do valor da área, entre as duas repetições em apoio unipodal à esquerda, nos 19 sujeitos da amostra.

## 4.2.VARIABILIDADE INERENTE À REPETIÇÃO DO GESTO PARA OS VALORES DAS ÁREAS DA VARIÁVEL RAMB E TREMB NAS DUAS REPETIÇÕES

Na sequência do estudo da variabilidade dos dados, nas duas repetições do gesto, apresentamos o Quadro 2, onde pode ser observado o domínio da variabilidade nos valores encontrados para a área de migração do TREMB, na posição de pés à vontade.

Quadro 2. Diferença de médias, para as duas repetições do gesto, relativo ao valor da área do RAMB TREMB nas quatro posições de teste, expressa em m<sup>2</sup>.

Área	Média (D.P)	P
RAMB pés à vontade a	0,000248(±0,00015)	0,305
RAMB pés à vontade b	0,000309(±0,000168)	
TREMB pés à vontade a	0,00004(±0,00002)	0,036
TREMB pés à vontade b	0,000065(±0,000038)	
RAMB pés juntos a	0,000436(±0,00021)	0,343
RAMB pés juntos b	0,00048(±0,00021)	
TREMB pés juntos a	0,0001(±0,000055)	0,807
TREMB pés juntos b	0,000114(±0,000069)	
RAMB unipodal dt <sup>a</sup> a	0,00099(±0,00042)	0,411
RAMB unipodal dt <sup>a</sup> b	0,0011(±0,00073)	
TREMB unipodal dt <sup>a</sup> a	0,00068(±0,00003)	0,081
TREMB unipodal dt <sup>a</sup> b	0,00117(±0,001)	
RAMB unipodal esq <sup>a</sup> a	0,00067(±0,00038)	0,618
RAMB unipodal esq <sup>a</sup> b	0,00073(±0,00037)	
TREMB unipodal esq <sup>a</sup> a	0,00069(±0,00039)	0,304
TREMB unipodal esq <sup>a</sup> b	0,00055(±0,00032)	

## 4.3. VARIABILIDADE PARA O TEMPO MÉDIO DE APOIO NA POSIÇÃO DE APOIO UNIPODAL

A média do tempo de apoio na posição de apoio unipodal à direita e à esquerda, nas duas repetições do gesto pode ser observada no Quadro 3.

Quadro 3. Tempo médio de apoio na posição de apoio unipodal, para as duas repetições do gesto, expresso em segundos

Apoio unipodal	Média	Valor de p
Dt <sup>a</sup> a	57,57(±6,7)	0,55
Dt <sup>a</sup> b	23,4 (±9,56)	
Esq <sup>a</sup> a	21,31 (±10,73)	0,84
Esq <sup>a</sup> b	22,7(±9,8)	

Da observação do Quadro 3 salienta-se a ausência de diferenças significativas entre as duas repetições do gesto para o tempo médio de apoio.

Analisadas as diferenças das médias entre os tempos de apoio constatou-se não haverem diferenças significativas entre os primeiros momentos (a) do apoio unipodal à direita e do apoio unipodal à esquerda (p=0,55).

#### **4.4.VARIABILIDADE INERENTE À REPETIÇÃO DO GESTO NOS VALORES DAS AMPLITUDES DO SINAL, EM X (MÉDIO-LATERAL) E EM Y (ANTERO-POSTERIOR), PARA O CP., RAMB E TREMB, NAS DUAS REPETIÇÕES DO GESTO.**

O Quadro 4 apresenta a variação observada, entre as duas repetições do gesto, para as variações da amplitude da área de migração do CP, RAMB e TREMB, quer no sentido antero-posterior, quer no sentido médio-lateral, entre as duas repetições do gesto.

É de salientar o valor encontrado relativamente à variação da amplitude da área de migração do TREMB, no sentido médio-lateral, na posição de pés à vontade, sendo de registar como única diferença estatisticamente significativa (p=0,049).

Quadro 4. Diferença de médias, para as duas repetições do gesto, relativo ao valor da amplitude do sinal em X e em Y, na área do CP, RAMB e TREMB expressa em metros, nas diferentes posições.

Área	Amplitude em X	Valor P	Amplitude em Y	Valor P
<b>CP</b>	<b>Média</b>		<b>Média</b>	
Pés à vontade a	0,0157(±0,011)	0,98	0,022(±0,01)	0,81
Pés à vontade b	0,0158(±0,0069)		0,0217(±0,0068)	
Pés juntos a	0,0241(±0,0068)	0,74	0,0211(±0,0065)	0,057
Pés juntos b	0,0249(±0,0052)		0,0245(±0,0077)	
Unipodal Dt <sup>a</sup> a	0,04(±0,015)	0,52	0,05(±0,027)	0,37
Unipodal Dt <sup>a</sup> b	0,042(±0,021)		0,0399(±0,011)	
Unipodal Esq <sup>a</sup> a	0,031(±0,0079)	0,76	0,0438(±0,024)	0,57
Unipodal Esq <sup>a</sup> b	0,034(±0,010)		0,041(±0,027)	
<b>RAMB</b>				
Pés à vontade a	0,017(±0,029)	0,77	0,020(±0,008)	0,82
Pés à vontade b	0,015(±0,007)		0,020(±0,005)	
Pés juntos a	0,033(±0,0051)	0,32	0,03(±0,0045)	0,4
Pés juntos b	0,021(±0,004)		0,021(±0,0065)	
Unipodal Dt <sup>a</sup> a	0,031(±0,008)	0,41	0,047(±0,06)	0,32
Unipodal Dt <sup>a</sup> b	0,034(±0,017)		0,032(±0,01)	
Unipodal Esq <sup>a</sup> a	0,024(±0,007)	0,38	0,024(±0,01)	0,64
Unipodal Esq <sup>a</sup> b	0,028(±0,007)		0,027(±0,012)	
<b>TREMB</b>				
Pés à vontade a	0,0056(±0,0022)	0,049	0,0074(±0,0024)	0,095
Pés à vontade b	0,0078(±0,0038)		0,0094(±0,0042)	
Pés juntos a	0,011(±0,0044)	0,98	0,010(±0,0044)	0,47
Pés juntos b	0,010(±0,0032)		0,011(±0,0068)	
Unipodal Dt <sup>a</sup> a	0,026(±0,0064)	0,22	0,024(±0,0069)	0,18
Unipodal Dt <sup>a</sup> b	0,035(±0,0030)		0,034(±0,0026)	
Unipodal Esq <sup>a</sup> a	0,024(±0,0059)	0,23	0,034(±0,0024)	0,23
Unipodal Esq <sup>a</sup> b	0,022(±0,0056)		0,030(±0,024)	

#### 4.5. CARACTERIZAÇÃO DA POSIÇÃO DOS PÉS, EM APOIO BIPODAL NÃO CONSTRANGIDO (PÉS À VONTADE)

Nas duas repetições do gesto, para a posição de pés em apoio bipodal não constrangido, foi possível registrar os valores que se apresentam no Quadro 5 para a distância dos calcâneos (dist.cal.), distância dos metatarsos (dist.met.) e ângulos formados à direita (âng. Dt). e à esquerda (âng. Esq.).

Quadro 5. Valores descritivos da posição dos pés em apoio bipodal, posição não constrangida, com respectiva variabilidade nas duas repetições do gesto.

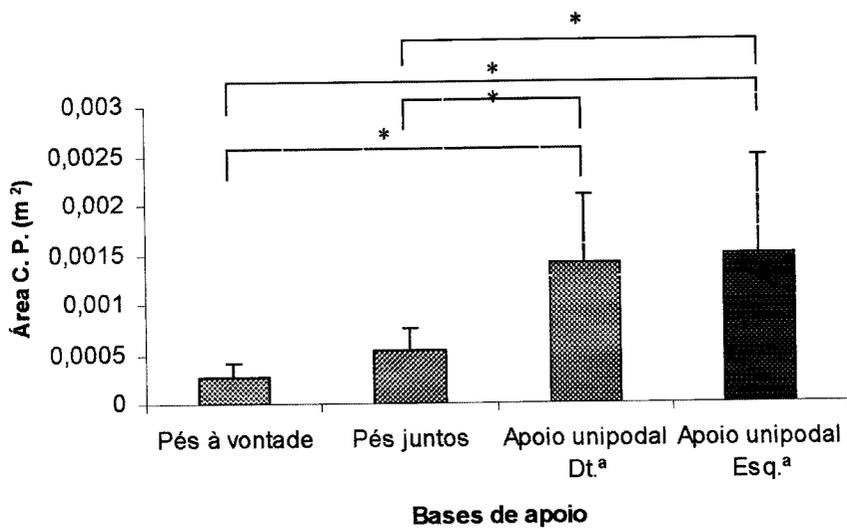
	Mínimo	Máximo	Média	Valor de P
Dist.cal.a	5,5	18	12,86(±3,2)	0,032
Dist.cal.b	5,5	17	11,78(±2,7)	
Dist.met.a	13,5	24	18,44(±2,8)	0,17
Dist.met.b	6	26	17,1(±4,2)	
Âng.Dt.a	30	50	41(±5,6)	0,056
Âng.Dt.b	30	45	38,9(±4,8)	
Âng.Esq.a	30	50	41,3(±5,2)	0,56
Âng.Esq.b	25	50	40,5(±6,8)	

No Quadro 5, é de salientar a diferença significativa observada entre a primeira e a segunda repetição, para a distância dos calcâneos ( $p=0,032$ ).

#### 4.6. COMPARAÇÃO DE MÉDIAS ENTRE AS DIFERENTES POSIÇÕES DE TESTE, PARA AS VARIÁVEIS ÁREA DO CP, ÁREA DO RAMB, ÁREA DO TREMB, MÉDIA DA AMPLITUDE DO SINAL NA ÁREA DO CP, RAMB E TREMB

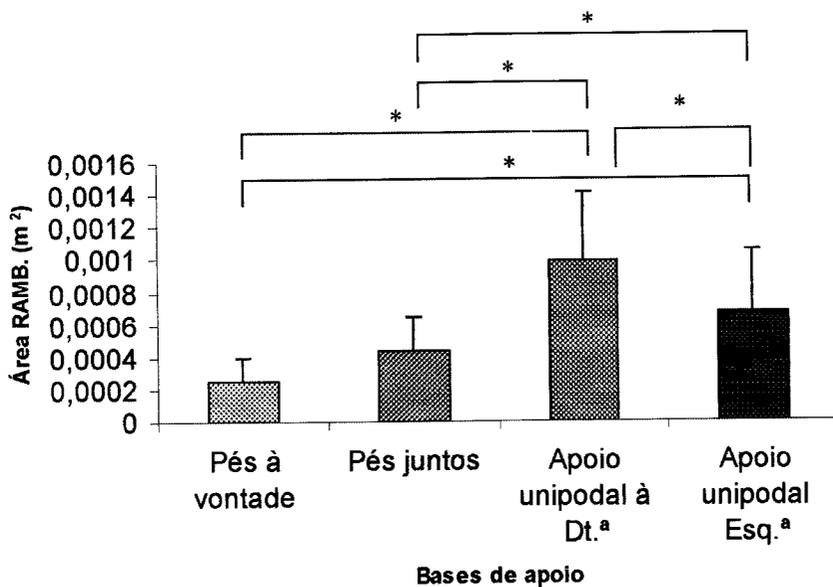
Os resultados obtidos da análise de variância para testar a hipótese da diferença de médias, entre as diferentes bases de suporte, para a área CP, área RAMB e área TREMB, podem ser analisados nas Figuras 4, 5 e 6.

Os resultados significativos, entre as diferentes bases de suporte, para as variáveis estudadas, encontram-se assinalados com um asterisco (\*).



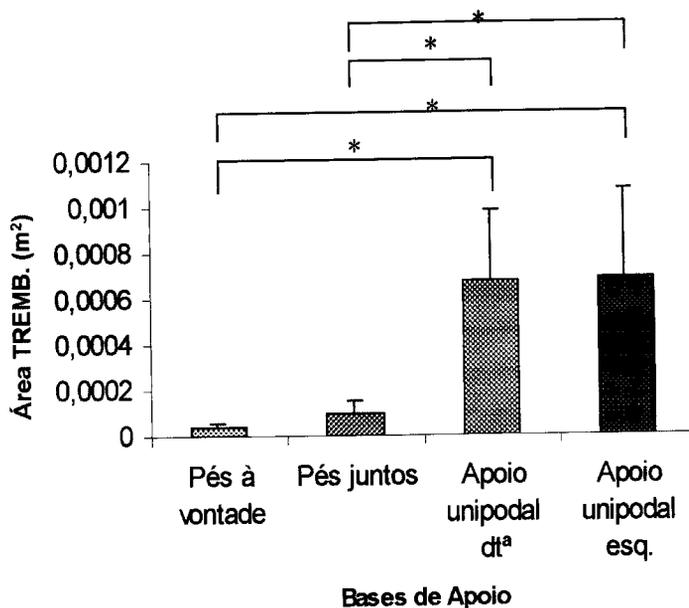
\* p<0,05

Figura 4. Área de migração do CP, nas quatro posições de teste



\* p<0,05

Figura 5. Área de migração do RAMB nas quatro posições de teste



\*p<0,05

Figura 6. Área de migração do TREMB, nas quatro posições de teste

Da análise dos resultados, para a área de migração do CP, RAMB e TREMB pode referir-se que não existem diferenças significativas entre a posição de pés à vontade e a posição de pés juntos, para as três variáveis. A diferença de médias para os valores obtidos na posição de apoio unipodal à direita e à esquerda só é significativa para a variável área de migração do RAMB

Através do Quadro 6, torna-se possível analisar a percentagem da área de migração do CP a que corresponde a área de migração do RAMB e a área de migração do TREMB, em cada base de suporte. Encontrando-se as diferenças estatisticamente significativas assinaladas com um asterisco (\*).

Quadro 6. Percentagem média do CP, RAMB e TREMB nas quatro posições de teste (%)

	Pés à vontade	Pés Juntos	Apoio Unip.Dtª	Apoio Unip.Esqª
C.P. (%)	100%	100%	100%	100%
RAMB.(%)	92%	81%	71%	45%
TREMB.(%)	15%	19%	49%	46%

\* p<0,05

Da observação do Quadro 6, salienta-se que na posição de apoio unipodal à esquerda, a percentagem da área de migração do TREMB chega a ser superior à percentagem da área de migração do RAMB. Esta posição pode ainda ser assinalada como a única onde é registada uma diferença significativa entre a área de migração do CP e a área de migração do RAMB.

Segue-se a apresentação dos coeficientes de correlação entre as áreas dos três componentes (CP, RAMB e TREMB) para a posição de pés juntos, apoio unipodal à direita e apoio unipodal à esquerda. A posição de pés à vontade foi excluída pela ausência de diferenças significativas entre as duas posições de apoio bipodal, assim como pela superior variabilidade observada, nesta posição, entre as repetições do gesto.

Para o apoio bipodal na posição de pés juntos podem ser observadas as correlações no Quadro 7. Para os apoios unipodais estas estão representadas no Quadro 8 (unipodal à direita) e no Quadro 9 (unipodal à esquerda).

Quadro 7. Coeficientes de correlação entre as áreas de migração do CP, RAMB e TREMB na posição de pés juntos.

	CP	RAMB	TREMB
CP	1	0,82 *	0,10
RAMB		1	0,08
TREMB			1

\*  $p < 0,05$

Quadro 8. Coeficientes de correlação entre as áreas de migração do CP, RAMB e TREMB na posição de apoio unipodal à direita

	CP	RAMB	TREMB
CP	1	0,42*	0,69*
RAMB		1	0,36
TREMB			1

\*  $p < 0,05$

Quadro 9. Coeficientes de correlação entre as áreas de migração do CP, RAMB e TREMB na posição de apoio unipodal à esquerda

	CP	RAMB	TREMB
CP	1	0,19	0,56*
RAMB		1	0,48*
TREMB			1

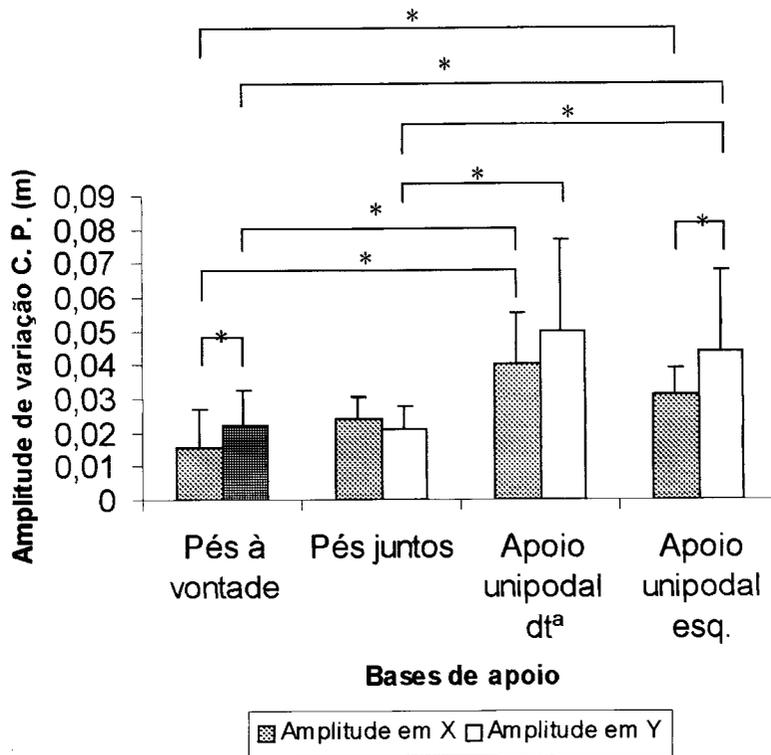
\* p<0,05

Observou-se um elevado coeficiente de correlação entre a variável área CP e área RAMB na posição de pés juntos ( $r=0,82$ ).

Já nas posições de apoio unipodal a correlação mais significativa foi observada entre a área de migração do CP e a área de migração do TREMB em apoio unipodal à direita. Em apoio unipodal à esquerda salientamos a correlação muito fraca ( $r=0,19$ ), entre a área de migração do CP e a área de migração do RAMB, em oposição a uma correlação significativa entre as mesmas variáveis para a posição de apoio unipodal à direita.

Quando considerada a média da amplitude da área de migração do CP, RAMB e TREMB, nas quatro posições de teste, verificou-se que os resultados encontrados para a amplitude do sinal, na área de migração do RAMB não apresentaram diferenças significativas (Figura 8).

Relativamente à comparação de médias da amplitude do sinal no sentido médio-lateral (X), e antero-posterior (Y) para a área de migração do CP e TREMB podem ser observadas as Figuras 7 e 9, onde se evidencia uma predominância da oscilação no sentido antero-posterior, apesar da oscilação superior no sentido médio-lateral para o apoio unipodal à direita para a área de migração do TREMB.



\*  $p < 0,05$   
 Figura 7. Média da amplitude da área de migração do CP, no sentido médio-lateral (X) e antero-posterior (Y).

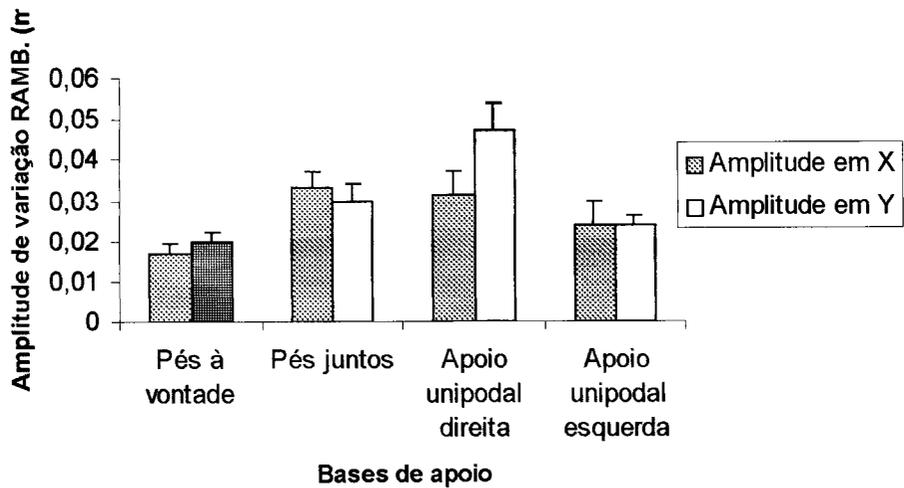
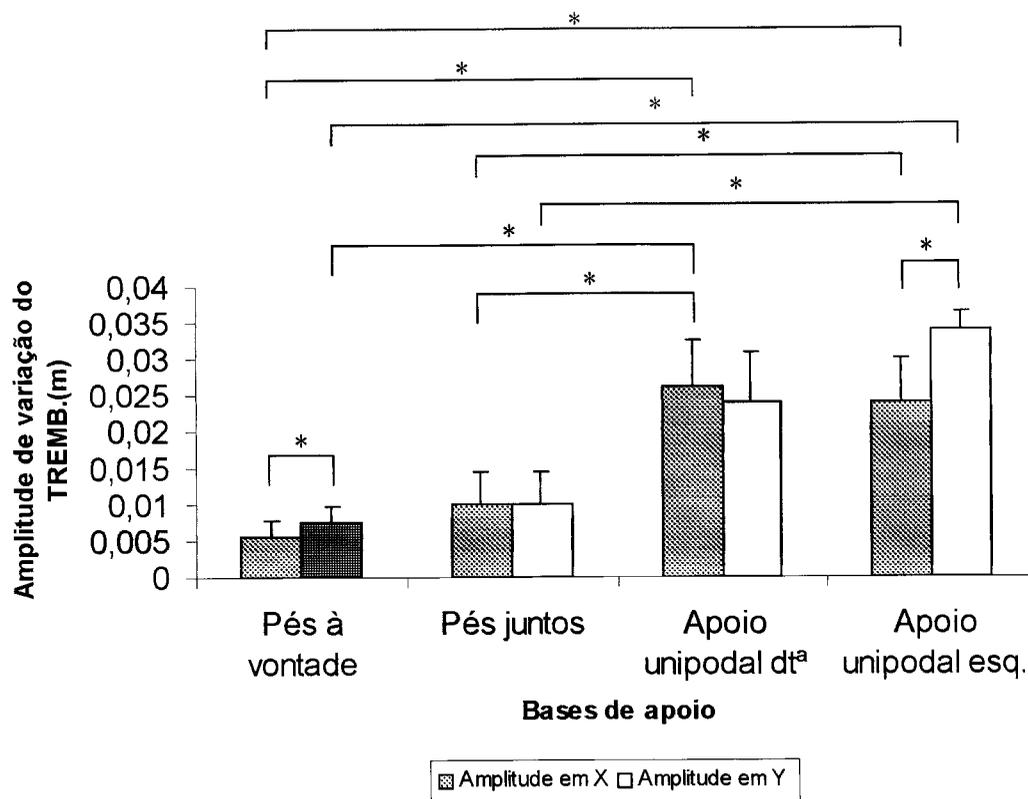


Figura 8. Média da amplitude da área de migração do RAMB, no sentido médio-lateral (X) e antero-posterior (Y).



\* p<0,05

Figura 9. Média da amplitude do sinal, da área de migração do TREMB, no sentido médio-lateral (X) e antero-posterior (Y).

Na sequência dos resultados apresentados nas figuras 7 e 9, considerou-se pertinente a verificação da diferença de médias entre a amplitude de variação no sentido médio-lateral (X) e antero-posterior (Y), para as diferentes bases de apoio.

Os resultados obtidos para o teste das diferenças de médias entre a amplitude média, da área de migração do CP, RAMB e TREMB, no sentido médio-lateral e antero-posterior, podem ser observados no Quadro 10:

Quadro 10. Média da amplitude das áreas de migração do CP, RAMB e TREMB, no sentido antero-posterior (Y) e médio-lateral (X) nas quatro posições de teste

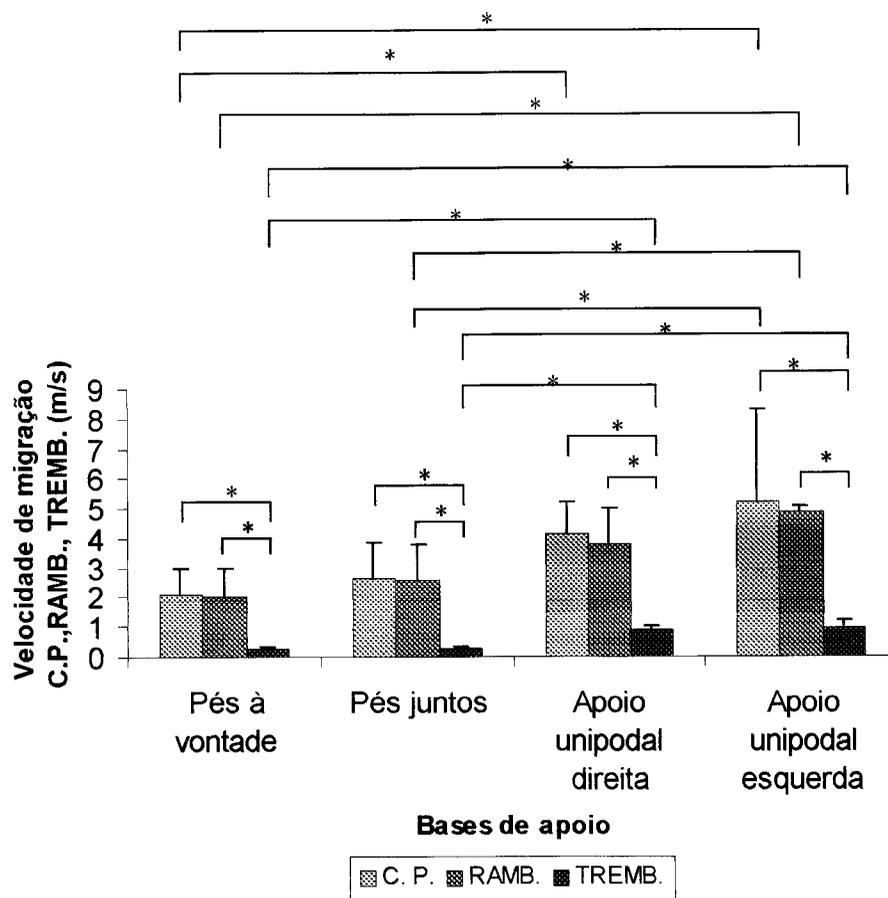
Área	X	Y	P
<b>CP</b>			
Pés à vontade	0,016(±0,011)	0,022(±0,01)	0,005 *
Pés juntos	0,024(±0,0052)	0,021(±0,0065)	0,15
Unipodal Dt <sup>a</sup>	0,04(±0,015)	0,05(±0,027)	0,228
Unipodal Esq <sup>a</sup>	0,031(±0,0079)	0,043(±0,024)	0,039 *
<b>RAMB</b>			
Pés à vontade	0,011 (±0,004)	0,02(±0,008)	0,62
Pés juntos	0,033(±0,0051)	0,030(±0,0045)	0,19
Unipodal Dt <sup>a</sup>	0,031(±0,008)	0,047(±0,006)	0,33
Unipodal Esq <sup>a</sup>	0,024(±0,007)	0,024(±0,01)	0,99
<b>TREMB</b>			
Pés à vontade	0,0056(±0,0022)	0,0074(±0,0024)	0,016 *
Pés juntos	0,010(±0,0044)	0,010(±0,0044)	0,80
Unipodal Dt <sup>a</sup>	0,026(±0,0064)	0,024(±0,0069)	0,299
Unipodal Esq <sup>a</sup>	0,024(±0,0059)	0,034(±0,0024)	0,10

\* p<0,05

Dos valores acima apresentados salientam-se os três valores significativos, assinalados com um asterisco (\*), na diferença de médias, entre a amplitude de variação no sentido médio-lateral e antero-posterior, para a posição de pés à vontade e apoio unipodal à esquerda.

#### 4.7. MÉDIAS E RESPECTIVAS DIFERENÇAS DA VELOCIDADE DE DESLOCAMENTO DO COMPONENTE CP, RAMB E TREMB

O aumento progressivo da velocidade de migração para o componente C.P, RAMB e TREMB em função da progressão pelas diferentes bases de suporte, pode ser visualizada na Figura 10.



\* p<0,05

Figura 10. Média da velocidade de deslocamento dos três componentes pelas diferentes bases de apoio.

Verificou-se a proximidade dos valores encontrados para a velocidade de migração do CP e RAMB em oposição a um afastamento notório da velocidade de migração do componente TREMB, possível de ser observado através da ausência de diferenças significativas entre a velocidade de migração do CP e a velocidade de migração do RAMB, em cada uma das bases de suporte.

Salientamos ainda as diferenças significativas registadas entre a velocidade de migração do componente RAMB em apoio unipodal à esquerda e a velocidade de migração do mesmo componente nos apoios bipodais.

Os coeficientes de correlação encontrados entre a velocidade de migração do CP, RAMB e TREMB, em apoios unipodais e o tempo de apoio estão representados no Quadro 11, onde salientamos o coeficiente de correlação mais elevado entre a velocidade de migração do TREMB e o tempo de permanência na posição de apoio unipodal à direita.

Quadro11. Coeficientes de correlação entre a velocidade de migração (Vel.) do CP, RAMB e TREMB e o tempo de suporte na posição apoio unipodal à direita e à esquerda

	Vel.RAMB	Vel.TREMB
<b>Tempo Dt<sup>a</sup></b>	0,41	- 0,59*
<b>Tempo Esq<sup>a</sup></b>	0,43 *	0,22

\* p<0,05

## 5. DISCUSSÃO

O crescente interesse pelo estudo e desenvolvimento de novas formas de avaliação e registo do dinamismo dos sistemas foi o mote para o desenvolvimento desta pesquisa.

A modificação do controlo postural no decorrer do envelhecimento, passível de ser avaliada através das oscilações posturais, levou-nos a incidir este estudo sobre uma amostra de adultos seniores, apesar de não representativa da população dos adultos seniores do nosso País.

No entanto, o estudo do fenómeno da variabilidade pode apresentar, como factor limitativo, a possibilidade de registo da influência de factores externos, obtendo um nível significativo de ruído (Lipsitz, 2002).

A consideravelmente reduzida fiabilidade para a repetição do gesto em apoio unipodal à direita obtida neste estudo, está de acordo com um estudo realizado por Tanaka et al.(1998) em que no estudo da fiabilidade do teste/re-teste para a migração do CP em quatro direcções, foi observado na oscilação para a direita um coeficiente de correlação de 0,2.

A pobre reproduzibilidade dos dados encontrada na posição de pés à vontade e apoio unipodal à direita poderá ser explicada através do reduzido número de repetições do gesto utilizado nesta pesquisa, pois Corriveau et al.(2000), consideram que para se obter uma elevada fiabilidade dos dados através da estabilimetria torna-se necessário uma recolha mínima de 4 repetições do gesto. No entanto, segundo este autor a fonte de erro poderá ser atribuída à falta de precisão do instrumento de medida e à variabilidade do fenómeno a ser medido. Relativamente à possível alteração na precisão do instrumento de medida, o procedimento de anteceder cada sessão de recolha de dados ao registo do sinal estabilométrico da força vertical, com posterior calculo do peso de um elemento constante do grupo de investigadores, conforme descrição na metodologia, teve como objectivo a aferição do instrumento de medida.

A possível fonte de variabilidade atribuída ao fenómeno em estudo, poderia estar relacionado com a variabilidade na posição dos pés dos sujeitos da amostra sobre a plataforma, entre cada repetição. Matjacic et al. (2001), referem que a orientação dos pés pode influenciar a selecção das sinergias musculares na manutenção do equilíbrio. Foi com base nesta realidade que a recolha de dados se efectuou em quatro posições de suporte, confirmando-se uma maior variabilidade dos dados na posição de pés à vontade. Esta variabilidade foi corroborada com a diferença significativa encontrada, entre as duas repetições do gesto, para a distância dos calcâneos assumida pelos sujeitos da amostra. Note-se que o estudo da variabilidade do componente TREMB apresenta resultados consistentes com os atribuídos à variabilidade da migração do CP. Outro dos factores observados, que poderá tornar mais consistente esta ideia, advém da variabilidade observada em relação à variação da amplitude do sinal no sentido médio-lateral, da área de migração do TREMB. Tal pode justificar que o afastamento variável dos calcâneos, entre as duas repetições do gesto, possa ser apontado como factor indutor da variação significativa observada neste estudo.

A menor fiabilidade dos dados, especialmente se notarmos a maior variabilidade em apoio unipodal à direita, quando comparada com o apoio unipodal à esquerda, entre as duas repetições, pode ser explicada com base nos conhecimentos de Riccio (1993). Este autor ao relacionar a percepção com a acção, permite supor que a maior vivência por parte dos sujeitos da posição de apoio unipodal à direita, em oposição à posição de pés juntos e apoio unipodal à esquerda poderá justificar uma diferente percepção dos seus limites de estabilidade, permitindo-se uma maior variação da migração do CP nas posições frequentemente utilizadas nas actividades do dia-a-dia, entre repetições.

Relativamente aos valores médios encontrados para a área de migração do CP, em função das diferentes bases de suporte, podemos salientar alguns estudos que, comparativamente aos resultados obtidos nesta

pesquisa, estão de acordo com a constatação dos valores inferiores encontrados na população de adultos seniores. Entre eles, salientamos um estudo realizado por Slobounov (1996), onde foi estudada a diferença entre o controlo dinâmico postural na posição de pé comparativamente à posição vertical invertida, que incidiu numa população com média de idade de 20 anos. Neste estudo foram encontrados resultados para o valor médio da área de migração do CP, em apoio bipodal com os pés afastados, inferiores aos encontrados nesta pesquisa. Um outro estudo, realizado por Wieczorek et al. (2000), sobre a manutenção do equilíbrio em diferentes posições do corpo, que incidiu sobre uma amostra com média de idades de 29 anos, apresenta uma média de área de migração do CP, na posição de pés afastados, de 0,29 cm quadrados. Também Nardome (1998), ao estudar o efeito da fadiga sobre as alterações estabilométricas numa amostra com média de idades de 30 anos, encontrou valores médios para a migração do CP, em apoio com os pés juntos, na ordem dos 400 mm quadrados.

Apesar do aumento progressivo observado para a área de migração do CP em função da redução da base de suporte, as diferenças significativas só foram observadas entre a área de migração do CP na posição de pés à vontade quando comparada com a posição de apoio unipodal à esquerda e à direita, assim como entre a área de migração do CP na posição de pés juntos e a área de migração do CP em apoios unipodais. Estes resultados vão de encontro aos obtidos por Oliveira (1999) em que foram observados valores superiores para a área de migração do CP em apoio unipodal, comparativamente à posição de pés juntos. Também não foram encontradas, nesse estudo, diferenças significativas para a mesma variável entre o apoio unipodal à direita e à esquerda.

Por outro lado, este aumento progressivo dos valores para a área do CP é justificado por Celso et al. (1999), como resultado de uma estratégia do SN para receber maiores informações aferentes para a manutenção do equilíbrio. Esta estratégia do SN pode justificar, segundo Panzer (1995), as diferenças entre os valores médios superiores obtidos na população

envelhecida quando comparada com os adultos jovens. Uma outra explicação poderá ser entendida com base na fisiologia do retorno venoso (Inamura et al., 1996) pois, na posição de pé, se atendermos a que a população envelhecida apresenta maior dificuldade para o retorno venoso, pode entender-se que um aumento da oscilação corporal poderá resultar de uma estratégia da alteração desta actividade.

Pelo facto de não terem sido encontrados estudos que permitissem comparar os valores encontrados para a área de migração do RAMB e área de migração do TREMB estes foram analisados à luz da hipótese da trajectória do ponto de equilíbrio. Esta análise foi feita sem esquecer que no caso do estudo através da recolha da migração do CP a relação é estabelecida de forma indirecta e não directamente através das configurações articulares e musculares assumidas (Zatsiorsky et al., 1999) .

As diferenças observadas para estas variáveis são coincidentes com as diferenças observadas entre as quatro bases de apoio para o CP, com excepção da única diferença significativa entre o apoio unipodal à direita e à esquerda para a área de migração do RAMB

Ao ser possível apelidar a trajectória do RAMB como trajectória virtual, pela implicação que poderá ter no desplotar dos diferentes mecanismos neurofisiológicos em situação de desvio acentuado do CP em relação a esses pontos de referência, podemos discutir os valores encontradas tendo por base o fenómeno da variabilidade do movimento.

Se se considerar o valor de RAMB o resultado da determinação do SN em manter uma trajectória em torno de um ponto de equilíbrio, percebe-se a ausência de diferenças significativas para a amplitude média da área de migração do RAMB, quer em X quer em Y, para todas as posições de teste (conforme Figura 8), não evidenciando uma intervenção sujeita a variações das condições periféricas.

O maior valor médio atribuído à área de migração em apoio unipodal à direita, comparativamente ao apoio unipodal à esquerda, poderá justificar-se pela maior capacidade de variabilidade numa posição com maior vivência

diária (Riccio, 1993). Estes resultados são consistentes com a noção de que não é a menor oscilação que reflecte maior estabilidade pois como referem Van Emmerik et al. (2000), o aumento da oscilação pode advir de uma actividade exploratória.

Em contrapartida, os valores médios encontrados para a área de migração do TREMB, nas diferentes posições de teste, apontam para uma influência das condições externas. Note-se a influência que a posição dos calcâneos teve na variação significativa do valor do TREMB, na repetição do gesto.

A hipótese de que o SN, para dar resposta ao problema do número excessivo de graus de liberdade, quer biomecânicas quer neurais para o controlo do movimento, se serve de unidades denominadas sinergias posturais, torna-se mais real quando se abordam situações em que a área de suporte é reduzida (Matjacic e. al. 2001).

Os resultados obtidos neste estudo, relativos à média da amplitude da área de migração do CP, foram comparados com os obtidos por Fialho et al. (2000). Verificou-se uma similaridade com os nossos resultados relativamente à maior amplitude de variação no sentido antero-posterior, comparativamente à amplitude de variação no sentido médio-lateral, na posição de apoio bipodal com os pés à vontade.

Para os apoios unipodais os valores superiores encontrados para a variação da amplitude no sentido antero-posterior, comparativamente à variação da amplitude no sentido médio-lateral, está de acordo com os resultados obtidos por Davis (1996) e Mochizuk et al. (1999).

Pelo facto de não terem sido encontrados estudos que apresentassem valores para a variação da amplitude de migração do RAMB e TREMB, os resultados desta pesquisa serão discutidos com base nas estratégias desenvolvidas nos diferentes tipos de apoio. Assim, segundo Mochizuki et al. (1999), nas posições de duplo apoio, os valores de oscilação no sentido antero-posterior são maiores do que no sentido médio-lateral, sendo também

salientado por Oliveira (2000) que, na posição de pés unidos, o limite de estabilidade é menor na direcção médio lateral comparativamente ao limite de estabilidade na direcção antero-posterior.

Segundo um estudo realizado por Winter et al. (1996) sobre as diferentes estratégias utilizadas em três posições de suporte em apoio bipodal, na posição de um pé ao lado do outro a oscilação na direcção médio-lateral é da responsabilidade do controlo dos músculos da articulação da anca (adutores/abdutores) e na direcção antero-posterior passa a ser da responsabilidade do controlo dos músculos da articulação da tibio-társica (flexores plantares e dorsiflexores). Na posição de um pé atrás do outro, a oscilação no sentido antero/posterior é dominada pelo controlo da anca com alguma contribuição dos músculos do tornozelo, verificando-se o inverso no controlo da oscilação no sentido médio-lateral. Este autor refere ainda que o controlo motor, mesmo numa posição estacionária (*quiet standing*), não é da responsabilidade de um simples padrão motor independente, mas sim da colaboração e esforço desenvolvido por dois grupos motores independentes. Com base nestas estratégias e analisando os resultados desta pesquisa, ao ter-se verificado um predomínio da oscilação no sentido antero-posterior, podemos inferir que, na posição de duplo apoio, existe uma predominância da estratégia da tibio-társica.

Na posição de pés juntos observou-se uma maior amplitude de oscilação no sentido médio-lateral. Contudo, não é possível afirmar que este aumento se deve a uma contribuição acrescida por parte do controlo dos músculos da anca, nesta condição de redução da base de suporte, ou se, por outro lado, estes adultos seniores assumem na posição de pés unidos a estratégia preferencialmente desenvolvida numa base de suporte mais estreita como sendo a estratégia do tornozelo para o controlo das oscilações médio-lateral.

Esta questão é considerada pertinente, passível de ser analisada através do registo da actividade eléctrica. Horak et al. (1997), salientam que, para a utilização da estratégia do tornozelo, torna-se necessário uma

adequada informação somatosensorial, enquanto que para a utilização da estratégia da anca é requerida uma adequada informação vestibular. Ao condicionarmos a posição da cabeça, dos sujeitos da amostra, durante a recolha de dados através da indicação para a fixação de um alvo visual e, não tendo procedido ao ajuste da altura de fixação do alvo em função do devido alinhamento da cabeça e coluna cervical, podemos ter influenciado a utilização da estratégia do tornozelo.

A proximidade dos valores da amplitude de oscilação da área de migração do TREMB quer no sentido médio-lateral quer no sentido antero-posterior, na posição de pés unidos, ou seja, no componente preferencialmente envolvido com mecanismos neurofisiológicos de intervenção (no caso de alteração ou previsão da alteração da estabilidade postural), pode ser justificada referindo Woollacott (1993), quando diz que uma das estratégias desenvolvidas por parte dos adultos séniores para compensar alterações posturais é a coactivação simultânea dos músculos antagonistas em intensidade superior, aumentando assim a rigidez da articulação. No entanto, pelos coeficientes de correlação obtidos para esta posição relativamente à área de migração do CP e área de migração do TREMB ( $r=0,10$ ) pode permitir referir a ausência de intervenção marcada de mecanismos compensatórios, em oposição a uma elevada actividade exploratória evidenciada pelo coeficiente de correlação ( $r=0,82$ ) entre a área de migração do CP e a área de migração do RAMB

Para a posição de apoio unipodal verificou-se que, apesar de em apoio unipodal à esquerda, a predominância da oscilação no sentido antero-posterior estar de acordo com o descrito na literatura, quando refere que na população idosa uma destabilização no sentido médio-lateral é mais difícil de recuperar do que na direcção antero-posterior, na medida em que, nesta situação, se torna possível recorrer à estratégia do passo à frente (Winter, 1996). É de referir que se observou em apoio unipodal à direita a predominância da oscilação no sentido antero-posterior para o componente RAMB. Em contrapartida, para a variação da amplitude do sinal do componente TREMB,

verificou-se um ligeiro acréscimo da oscilação no sentido médio-lateral, podendo indicar que estes sujeitos, apesar de variabilidade superior no sentido antero-posterior conforme aponta a literatura, esta ocorre no sentido de explorar, ou reconhecer, o espaço considerado dentro do seu limite de estabilidade. Relativamente à função de adequar a resposta face à migração dos pontos de referência, passível de ser observado através do componente TREMB, verificou-se uma activação de sinergias de forma a que o que se observou foi uma proximidade da variação da amplitude do sinal nos dois sentidos com ligeiro domínio da oscilação no sentido médio-lateral.

Para o apoio unipodal à esquerda a frequência da oscilação no sentido antero-posterior é já uma realidade para o componente CP e TREMB. Relativamente ao componente RAMB pode-se referenciar uma migração muito simétrica em ambos os sentidos. Se tentarmos perceber como é que estas características de variação do sinal, quer no sentido antero-posterior quer no médio-lateral poderão ter influenciado o tempo de apoio à direita, em média superior ao tempo de apoio à esquerda, podemos começar por referir Rogers et al. (2001), quando salienta que, para assumir o apoio unipodal se torna necessária a transferência de peso para o lado oposto, tornando-se necessário a intervenção das reacções posturais antecipatórias. Nesta pesquisa, ao solicitamos aos sujeitos da amostra para permanecerem em apoio unipodal, a expectativa da dificuldade poderá ter desencadeado ajustes posturais antecipatórios no sentido de minimizar o efeito de uma perturbação futura da posição do centro de massa (Mochizuki et al., (1999), reforçando novamente a ideia da maior dificuldade desta população em manter a estabilidade lateral (Rogers et al., 2001). Esta perspectiva é reforçada por Horak (1997), quando salienta que alguns sujeitos, de forma a compensar o atraso da sua resposta postural, aumentam a magnitude da sua resposta através do controlo postural antecipatório. Pode ainda salientar-se Aruin (1998) por referenciar que as reacções posturais antecipatórias podem ser entendidas como uma perturbação à estabilidade postural.

Com base nesta exposição e pela observação dos resultados da amplitude média de oscilação das áreas de migração dos três componentes, podemos referir que, em apoio unipodal à esquerda, apesar de se observar um aumento da oscilação no sentido antero-posterior, este não ocorre no componente que teria como objectivo evidenciar pontos de referência para a migração, pelo que se pensa que entra em actividade um conjunto de mecanismos neurofisiológicos com o objectivo de manter o equilíbrio com predominância de estratégias de correcção no sentido antero-posterior. Note-se o coeficiente de correlação entre a área de migração do RAMB e da área de migração do TREMB nesta posição ( $r=0,48$ ), em oposição ao baixo coeficiente de correlação entre a área de migração do CP e a área de migração do RAMB ( $r=0,19$ ).

Duarte (2000), refere que a complexidade do problema a estudar pode induzir uma inexactidão na sua abordagem. Daí que da análise dos resultados desta investigação não foi possível estabelecer ligações concretas entre o comportamento das variáveis estudadas nas diferentes bases de suporte e a actividade específica do SN/mecanismos neurofisiológicos. Esta precaução é necessária pois, o mesmo autor refere conhecimentos ainda insatisfatórios sobre a modelação e controlo do equilíbrio postural.

No entanto, o estudo da velocidade de migração dos componentes abordados nesta investigação ajudou a tornar mais consistente a ligação entre o componente RAMB e uma actividade exploratória, bem como o componente TREMB e os mecanismos neurofisiológicos de intervenção. À migração do componente RAMB podemos associar um comportamento exploratório por forma a não interferir com a execução motora, podendo dizer-se que a variabilidade deste componente ocorre numa pequena escala do tempo, ou seja, pequenas amplitudes e alta frequência (Van-Emmerik et. al., 2000), em oposição aos próprios movimentos correctivos. Esta perspectiva é reforçada por Lipsitz (2002) quando atribui uma velocidade superior à migração do CP quando da responsabilidade do controlo por um sistema aberto (entendido

como um sistema de controlo por antecipação) e uma velocidade inferior aos movimentos correctivos.

O comportamento do componente RAMB em termos de velocidade de migração pode facilitar a compreensão das diferenças encontradas, apesar de não significativas, entre o tempo de permanência em apoio unipodal à direita comparativamente ao tempo de permanência em apoio unipodal à esquerda:

. Observou-se uma diferença estatisticamente significativa entre a velocidade de migração do RAMB em apoio unipodal à esquerda quando comparada com a velocidade do mesmo componente em apoios bipodais em oposição ao observado para o apoio unipodal à direita.

. A correlação significativa (-0,59) na posição de apoio unipodal à direita, entre a velocidade de migração do TREMB e o tempo de apoio nesta posição é coerente com a manifestação à periferia do papel desempenhado por este componente, no entanto, em apoio unipodal à esquerda não é observada idêntica correlação significativa quando seria de esperar igual tendência.

Na sequência destes pontos ousamos supor que o comportamento do componente TREMB pode ter sido influenciado pelo comportamento do componente RAMB, ou seja, a possível alteração da identificação de pontos de referência relativamente aos quais se mantem o equilíbrio, pode ter influenciado de forma negativa o desempenho dos mecanismos neuromusculares responsáveis pela sua manutenção.

Relativamente à média da velocidade de migração do componente CP, RAMB e TREMB verificou-se que as diferenças encontradas entre os apoios bipodais comparativamente aos apoios unipodais estão de acordo com os resultados obtidos por Oliveira (1999), num estudo em que observou valores superiores de velocidade de migração para os apoios unipodais comparativamente aos bipodais.

A realização de estudos futuros com associação de outros instrumentos de recolha dos dados, especificamente a electromiografia, com incidência no estudo da actividade electromiográfica em termos de período de latência, poderá contribuir para a compreensão da natureza do controlo da estabilidade postural.

Futuramente outras questões terão que ser abordadas sobre a relação entre variabilidade e estabilidade. Novos estudos poderão ser realizados no âmbito da problemática do aumento da oscilação postural versus instabilidade na população idosa (com possível inclusão da variável quedas), segundo a abordagem desenvolvida nesta investigação.

## 6. CONCLUSÃO

No âmbito do estudo da variabilidade da migração do CP podemos concluir, na sequência da realização desta investigação, que foram atingidos os objectivos propostos, podendo salientar-se as principais conclusões:

. Foram observadas diferenças de médias significativas para a área de migração do CP, RAMB e TREMB entre as posições de apoio bipodal e as de apoio unipodal.

. Entre a posição de apoio unipodal à direita e apoio unipodal à esquerda a diferença de médias só é significativa para a área de migração do RAMB

. Não existem diferenças significativas para a amplitude média da área de migração do RAMB, no sentido antero-posterior e médio-lateral., entre as diferentes bases de apoio.

. A velocidade de migração superior é estatisticamente significativa do componente CP e RAMB comparativamente à velocidade de migração do TREMB, em todas as bases de suporte.

. As diferenças significativas registadas entre a velocidade de migração do componente RAMB em apoio unipodal à esquerda e a velocidade de migração do mesmo componente nos apoios bipodais, de onde concluímos que poderá o comportamento do componente TREMB, em apoio unipodal à esquerda ter sido influenciado de forma negativa pelo comportamento do componente RAMB.

Pensamos que um ponto importante na realização desta investigação foi o permitir obter valores médios de possível referência para a elaboração de estudos futuros no sentido de aprofundar o conhecimento sobre a evolução, maturação e preservação do sistema de controlo postural .

## BIBLIOGRAFIA

Aruin, A. S.; Forrest, W.R.; Latash, M.L. (1998). Anticipatory Postural Adjustments in Conditions of Postural Instability. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 109: 350-359.

Barros, A.L.P.; Silva, A.M.; Oliveira, L.F.; Imbiriba, L.A.; Garcia, A.C.(1999). Índice Estabilométrico em Suporte Uni/bipodal, VIII Congresso Brasileiro de Sociedade Brasileira de Biomecânica. Universidade do Estado de Santa Catarina :241-244.

Blackburn, T.; Guskiewicz, K.M.; Petschauer, M.A.; Prentice, W.E.(2000). Balance and Joint Stability: The Relative Contributions of Proprioception and Muscular Strength. J.Sport Rehabil., 9: 315-328.

Caron, O.; Faure, B.; Brenière, Y.(1997). Estimating the Centre of Gravity of the Body on the Basis of the Centre of Pressure in Standing Posture. J.Biomechanics, 30: 1169-1171.

Caron, O.; Gélat, T.; Rougier, P.; Blanchi, J. (2000). A Comparative Analysis of the Center of Gravity and Center of Pressure Trajectory Path Lengths in Standing Posture: An Estimation of Active Stiffness. Journal of Applied Biomechanics, 16: 234-247.

Celso, C.F.; Muniz, R.; Oliveira, F.; Imbiriba, L.; Garcia, M. C.; Magalhães, J.(2000). Limites de Estabilidade Antero-Posterior de Adultos Normais. IX Congresso Brasileiro de Sociedade Brasileira de Biomecânica. Universidade do Estado de Santa Catarina, 148-151.

Chang, H.; Krebs, D.E. (1999). Dynamic Balance Control in Elders: Gait Initiation Assessment as a Screening Tool. Arch. Phys. Med. Rehabil., 80: 490-494.

Chong, R.K.Y.; Horak F.B.; Frank J.; Kaye J. (1999). Sensory Organization for Balance: Specific Deficits in Alzheimer's but not in Parkinson's Disease Journal of Gerontology: Medical Sciences, 54 A: M122-M128.

Cooper, J.M.; Koceja, D.M., A (1998). Selective Review Of Research On The Elderly, XVI International Symposium on Biomechanics in Sports, University of Konstanz, Germany:78-80.

Corriveau, H.; Hébert, R.; Prince, F.; Raïche, M. (2000). Intrasession Reliability of the "Center of Pressure Minus Center of Mass" Variable of Postural Control in the Healthy Elderly. Arch. Phys. Med. Rehabil., 81:45-48.

Daley, M.J.; Spinks W.L. (2000). Exercise, Mobility and Aging, Sports Med., 29: 1-12.

Davis, B.L.; Grabiner M.D. (1996). Modeling Effects of Muscle Fatigue on Unilateral Postural Control. Journal of Applied Biomechanics, 12: 173-184.

Davis, C.G.; Krebs, D.E.; Gill-body, K.M.; Sahrnam, S. (1998). Relationship Between Standing Posture and Stability. Physical Therapy, 78: 502-517.

Duarte, M. (2000). Modelagem do Controle Postural Humano. IX Congresso Brasileiro de Sociedade Brasileira de Biomecânica. Universidade do Estado de Santa Catarina, 25-30.

Fialho, C.B.; Vieira ; Loss J.F.; Souza, J.L. (2000). Amplitude de Oscilação do Centro de Pressão em Quatro Bases de Apoio Durante a Avaliação da Postura Ortostática – Estudo Preliminar. IX Congresso Brasileiro de Sociedade Brasileira de Biomecânica. Universidade do Estado de Santa Catarina, 100-104.

Foldvari, M ; Clark, M. ; Laviolette, L.C. ; Bernstein, M. A. ; Kaliton, D. ; Castaneda, C. ; Pu, C.T. ;Hausdorff, J.M. ; Fielding, R.A. ; Singh, M. A.F. (2000). Association of Muscle Power With Functional Status in Community-Dwelling Elderly Women, Journal of Gerontology: Medical Sciences, 55A; M192-M199.

Horak, F.B.; Henry, S.M.; Shumway-Cook, A. (1997). Postural Perturbations: New Insights for Treatment of Balance Disorders. Physical Therapy, 77: 517-526.

Hunter, S.K.; Thompson, M.W.; Adams, R.D (2001). Reaction Time, Strenght, and Physical Activity in Women Aged 20-89 Years. Journal of Aging and Physical Activity, 9: 32-42.

Hurvitz, E.A.; Richardson, J.K.; Werner, R.A.; Ruhl, A.M.; Dixon, M.R (2000). Unipedal Stance Testing as an Indicator of Fall Risk Among Older Outpatients. Arch. Phys Med. Rehabil., 81:587-591.

Imbiriba, L.A.; Simpson, D.M. & Nadal, J (1999). Influência dos Batimentos Cardíacos nas Oscilações Posturais. VIII.Congresso Brasileiro de Sociedade Brasileira de Biomecânica. Universidade do Estado de Santa Catarina, 649-653.

Inamura, K. Mano T.; Iwase, S.; Amagishi, Y.; Inamura, S. (1996). One-Minute Wave in Body Fluid Volume Change Enhanced by Postural Sway During Upright Standing. Journal os Appl. Physiol., 81: 459-469.

Judge, J. O.; Lindsey, C.; Underwood, M.; Winsemius, D. (1993). Balance Improvements in Older Women: Effects of Exercise Training. Physical Therapy, 73: 254-262.

Latash, M.L. (1998). Progress in Motor Control. Volume one. Human Kinetics. U.S.A.

Lipsitz, L.A. (2002). Dynamics of Stability: The Physiologic Basis of Functional Health and Frailty. Journal of Gerontology: Biological Sciences, 57 A: B115-B125.

Luchies, C.W.; Wallace, D.; Pazdur, R.; Young, S.; Young, A.J. (1999). Effects of Age on Balance Assessment Using Voluntary and Involuntary Step Tasks. Journal of Gerontology: Medical Sciences, 54 A: M140-M144.

Markham, C.H. (1987). Vestibular Control Of Muscular Tone And Posture. Can. J. Neurol. Sci., 14: 493-496.

Massion, J. (1994). Postural Control System. Current Opinion in Neurobiology, 4: 877-887.

Matjacic, Z.; Voigt, M.; Popovic, D.; Sinkjaer, T. (2001). Functional Postural Responses after perturbation in multiple directions in a standing man: a principle of decoupled control. Journal of Biomechanics, 34: 187-196.

Maki, B.E.; William; Mclroy (1997). The Role of Limb Movements in Maintaining Upright Stance: The "Change-in-Suport" Strategy. Physical Therapy, 77: 488-507.

Maki, B.E.; Perry, S.D.; Norrie, R.G.; Mclroy, W.E (1999). Effect of Facilitation of Sensation From Plantar Foot-Surface Boundaries on Postural Stabilization in Young and Older Adults. Journal of Gerontology: Medical Sciences, 54 A: M281-M287.

Melo, F. (1999). A Queda Natural do Idoso Para...Cair. Envelhecer Melhor com a Actividade Física. Faculdade de Motricidade Humana, Universidade Técnica de Lisboa: 189- 195.

Mochizuki, L.; Ávila, A.O.V.; Amadio, A.C. (1999). Resultados Preliminares do estudo Sobre a Manutenção do Equilíbrio em Posturas Unipodais. IX Congresso Brasileiro da Sociedade Brasileira de Biomecânica. Universidade do Estado de Santa Catarina,:251-325.

Mochizuki, L.; Ávila, A.O.V.; Duarte, M.; Amadio, A.C. (2000). Estudo sobre variáveis Biomecânicas relacionadas aos ajustes posturais durante a postura ereta, IX Congresso Brasileiro da Sociedade Brasileira de Biomecânica. Universidade do Estado de Santa Catarina, 121-126.

- Nardone, A.; Siliotto, R.; Grasso, M.; Schieppati, M. (1995). Influence of Aging on Leg Muscle Reflex Responses to Stance Perturbation. Arch. Phys. Med. Rehabil., 76: 158-165.
- Nardone, A. ; Tarantola, J.; Galante, M.; Schieppati, M. (1998). Time Course of Stabilometric Changes After a Strenuous Treadmill Exercise. Arch. Phys. Med. Rehabil., 79: 920-924.
- Nardone, A.; Grasso, M.; Tarantola, J.; Corna, S.; Schieppati, M. (2000). Postural Coordination in Elderly Subjects Standing on a Periodically Moving Platform. Arch. Phys. Med. Rehabil., 81: 1217-1223.
- Newell, K.M.; Corcos, D.M. (1993). Variability And Motor Control. Human Kinetics Publishers. U.S.A.
- Norkin, C.C.; Levangie, P.K. (1992). Joint Structure & Function. A Comprehensive Analysis, Second Edition. F.A.Davis Company. Philadelphia.
- Oliveira, L.F.; Imbiriba, L.A. & Garcia, M.A.C.(2000). Índice de Estabilidade Para Avaliação do Equilíbrio Postural, Brazilian Journal of Biomechanics:33-38.
- Oliveira, L.F.; Imbiriba, L.A.; Garcia, M.A.C.; Oliveira, C.G.; Nadal, J.; Simpson, D.M. (1999). Análise Espectral do Sinal Estabilométrico Através do FFT e Modelagem Autorregressiva, VIII Congresso Brasileiro da Sociedade Brasileira de Biomecânica. Universidade do Estado de Santa Catarina, 321-325.
- Panzer, V P; Bandinelli, S.; Hallett, M. (1995). Biomechanical Assessment of Quiet Standing and Changes Associated With Aging. Arch. Phys. Rehabil., 76: 151-157.
- Pellegrini, A.M.; Hiraga, C.Y.; Ferraz, M.A. (1999). Padrões de Migração do Centro de Pressão Durante a Postura de Longa Duração em Função da Actividade Mental, VIII Congresso Brasileiro da Sociedade Brasileira de Biomecânica. Universidade do Estado de Santa Catarina: 499-503.
- Perrin, P.P.; Gauchard, G.C.; Perrot, C.; Jeandel, C (1999). Effects of Physical and Sporting Activities on Balance Control in Elderly People, Br.J.Sports Med., 33: 121-126.
- Riccio, G.E.(1993). Information in Movement Variability about the Qualitative Dynamics of Posture and Orientation In: Newell, K.M.; Corcos, D.M. Variability and Motor Control, pp.317-358. Human Kinetics Publishers, U.S.A.

Riemann, B.L.; Guskiewicz, K.M.; Shields, E.W. (1999). Relationship Between Clinical and Forceplate Measures of Postural Stability, Journal of Sport Rehabilitation, 8: 71-82.

Rogers, M.W.; Hedman, L.D.; Johnson, M. E.; Cain, T.D.; Hanke, T.A.(2001). Lateral Stability During Forward-Induced Stepping for Dynamic Balance Recovery in Young and Older Adults. Journal of Gerontology: Medical Sciences, 56A:M589-M594.

Rothwell, J. (1994). Control of Human Voluntary Movement. Second Edition. Chapman & Hall. Cambridge.

Shumway-Cook, A. ; Horak, F.B.; Henry, S.M .(1997). Postural Perturbations : New Insights for Treatment of Balance Disorders. Physical Therapy, 77: 517-525.

Shumway-Cook, A.; Woollacott, M.H. (1995). Motor Control, Theory and Practical Applications. Williams & Wilkins. U.S.A.

Slobounov, S.M.; Newell, K.M (1996). Postural Dynamics in Upright and Inverted Stances. Journal of Applied Biomechanics, 12: 185-196.

Shupert, C.L.; Horak, F.B. (1999). Adaptation of Postural Control in Normal and Pathologic Aging: Implications for Fall Prevention Programs. Journal of Applied Biomechanics, 15:64-74.

Snow, C. (1999). Exercise Effects on Falls in Frail Elderly: Focus on Strength. Journal of Applied Biomechanics, 15: 84-91.

Tanaka, T.; Takeda, H.; Izumi, T.; Ino, S.; Ifukube, T. (1998). Effects on the Center of Gravity and Foot Pressure Contribution to Standing Balance Associated With Aging in Healthy Adults. Journal of Human Movement Studies, 34: 233-253.

Van der Bij, A. K.; Laurant, M.G.H.; Wensing, M. (2002). Effectiveness of Physical Activity Interventions for Older Adults. American Journal of Preventive Medicine, 22: 120-133.

Van Emmerik, R.E.A.; Van Wegen, E.E.H (2000). On Variability and Stability in Human Movement. Journal of Applied Biomechanics, 16: 394-406.

Kaplanski, J.; Meltzer, I.; Benjuya, N. (2000). Postural Limits: Differences in Sway-Limits Between Healthy Young and Elderly Adults, Agrepa 8<sup>o</sup> International Congress. European Group of Research into Elderly and Physical Activity, .185-196.

Kelso (1998). Progresses in Motor Control: Bernstein's Traditions in Movement Studies. Vol.1.Human Kinetics. U.S.A.

Konrad, H.R.; Girardi, M.; Helfert, R. (1999). Balance and Aging, The Laryngoscope. The American Laryngological Rhinological and Otolological Society, inc.:1454-1460.

Kronhed, A.G.; Moller, C.; Olsson, B.; Moller, M. (2001). The Effect of Short-Term Balance Training on Community-Dwelling Older Adults. Journal of Aging and Physical Activity, 9:19-31.

Koceja, D.; Allway, D.; Earles, D.R.; (1999). Age Differences in Postural Sway During Volitional Head Movement. Arch. Phys. Med. Rehabil., 80:1537-1541.

Wieczorek, S.A.; Duarte, M.; Zatsiorski, V.M. (2000). Manutenção do Equilíbrio na Postura Ortostática em Diferentes Posições do Corpo. IX Congresso Brasileiro da Sociedade Brasileira de Biomecânica. Universidade do Estado de Santa Catarina, 138-143.

Winter, D.; Prince, F.; Frank, S.; Powell, C.; Zabjek, K. (1996). Unified Theory Regarding A/P and M/L Balance in Quiet Stance. Journal of Neurophysiology, 75, :2334-2343.

Woollacot, M. (1993). Age-Related Changes in Posture and Movement. The Journal of Gerontology, 48: 56-60.

Woollacot, M. (1996). Balance, Posture, and Gait In: Birren, J.E. Encyclopedia of Gerontology, pp. 149-161. Academic Press. Los Angeles.

Woollacott, M. (1997). Balance Control During Walking in the older Adult: Research and its Implications. Physical Therapy, 77: 646-659.

Zatsiorsky, V.M.; Duarte, M. (1999). Biomechanics of Quiet Standing, VIII Congresso Brasileiro de Sociedade Brasileira de Biomecânica. Universidade do Estado de Santa Catarina, 3-17.

Zatsiorsky, V.M.; King, D.L. (1998). Na Algorithm for determining gravity Line Location From Posturographic Recordings. Journal of Biomechanics, 31:161-164.

Zatsiorsky, V.M ; Duarte, M. (1999). Instant Equilibrium Point and its Migration in Standing Tasks: Rambling and Trembling Components of the Stabilogram. Motor Control, 3:28-38.

Zeid, M.; Al-zamil. (1998). Use of Long Loop Reflexes to Assess Postural Control Following Stroke. J. Neurology Rehab., 12:23-28.

# **ANEXOS**

## ANEXO 1

1. Nome: \_\_\_\_\_

2. Idade: \_\_\_\_\_

3. Toma alguma medicação diária? SIM  NÃO

3.1. Qual? \_\_\_\_\_

4. Teve alguma lesão nos membros inferiores nos últimos seis meses?

SIM  NÃO