

CARACTERIZAÇÃO DE MUDANÇAS NO EQUILÍBRIO POSTURAL ESTÁTICO
DEVIDAS AO ENVELHECIMENTO

Taian de Mello Martins Vieira

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Aprovada por:

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

Profª. Liliam Fernandes de Oliveira, D.Sc.

Prof. Márcio Nogueira de Souza, D.Sc.

Prof. Maurício Cagy, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

JANEIRO DE 2007

VIEIRA, TAIAN DE MELLO MARTINS

Caracterização de mudanças no equilíbrio postural devidas ao envelhecimento [Rio de Janeiro] 2007

VIII, 110 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc., Engenharia Biomédica, 2007)

Dissertação – Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE

1. Estabilometria
2. Análise Espectral
3. Envelhecimento

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

DEDICATÓRIA

Esta obra é dedicada a minha mãe, dona Wilma de Mello Martins Vieira, que mesmo sem ter tido tempo para apreciar o resultado parcial de todo seu esforço, tão cedo, ensinou-me que a vida não para.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente ao filho do Homem, Jesus Cristo, por ser razão de tudo acontecer.

À minha noiva, Nathalli Gouvea Readi, pela direção da minha vida e complemento às minhas indignações e ansiedades, pela paciência com as minhas frustrações e sustento às minhas fraquezas.

Às minhas duas famílias, Mello Vieira e Gouvea Readi, que mesmo distante incentivaram de tão perto.

Ao meus amigos e irmãos, Ruda Fernando Vieira Kuhnen, pela participação singular na minha vida e Rodrigo Villaça Chavez, pela companhia durante as corridas revigorantes.

Aos grandes amigos Luis Aureliano Imbiriba, por me apresentar o conhecimento científico e a engenharia biomédica, e Marco Antonio Cavalcante Garcia pelos bons papos e pela carona ao CBB de 2003.

Ao professor e amigo Márcio Nogueira de Souza pela tempestade de incertezas, que tão logo se tornaram idéias fundamentais.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para este trabalho

Aos meus orientadores, Liliam Fernades de Oliveira e Jurandir Nadal, porque me ensinaram a aprender.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

CARACTERIZAÇÃO DE MUDANÇAS NO EQUILÍBRIO POSTURAL ESTÁTICO DEVIDAS AO ENVELHECIMENTO

Taian de Mello Martins Vieira

Janeiro/2007

Orientadores: Jurandir Nadal

Liliam Fernandes de Oliveira

Programa: Engenharia Biomédica

Alterações relacionadas ao envelhecimento têm sido o foco de muitos estudos sobre o controle postural. Embora o avançar da idade seja considerado como um declínio inevitável do equilíbrio, tal comportamento parece estar condicionado ao desenvolvimento de disfunções específicas do sistema de controle postural. Para esclarecer esta questão, três grupos de indivíduos desprovidos de deficiências que afetem o equilíbrio e selecionados de acordo com três décadas específicas de vida, foram submetidos a testes estabilométricos. De doze variáveis analisadas, apenas o parâmetro espectral e o expoente de escalonamento do variograma foram significativamente sensíveis, indicando o aumento da frequência de oscilação do corpo e de uma tendência conservativa com o envelhecimento. Adicionalmente, os efeitos de consistência do estimador da função de densidade espectral (PSD) para a série temporal do centro de pressão (CP) foram avaliados. O deslocamento ântero-posterior do CP foi considerado para estimativa da PSD pelo método do periodograma. A frequência mediana foi adotada para comparação dos espectros estimados de acordo com o número de promediações, da frequência de amostragem, da duração do teste e da remoção da tendência. Os resultados mostram o compromisso entre a consistência do estimador e a atenuação da potência em baixas frequências e a resolução espectral, sugerindo a necessidade de sinais com duração mínima de 60 s para uma análise espectral não tendenciosa.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

CARACTERIZATION OF CHANGES IN THE POSTURAL BALANCE
ACCOUNTED BY AGING

Taian de Mello Martins Vieira

Janeiro/2007

Advisors: Jurandir Nadal

Liliam Fernandes de Oliveira.

Department: Biomedical Engineering

Aging related changes has been the focus of many studies concerning the task of postural control. Although getting older may be considered as an inevitable decline in balancing abilities, this behavior seems to be mainly accounted by the development of specific diseases within the body sway control system. To clarify this issue, three groups of subjects, free of balancing disorders and selected accordingly to three separated decades of life span, were submitted to stabilometric tests. From twelve variables analyzed, only the spectral parameter and the scaling exponent of the variogram were significantly sensible, indicating an increase in the frequency of body sway and in a conservative trend due to aging. Additionally, the consistency effects of the power spectral density (PSD) estimator for the displacements of the center of pressure (CP) were evaluated. The anterior-posterior CP displacement was considered for PSD estimation by periodogram methods. The median frequency was employed to compare the spectra estimated according to the number of periodogram averages, duration of the test, sampling frequencies and trend removal. Results show the compromise between estimator consistency and the attenuation in low frequency power and frequency resolution, suggesting the need of signals with at least 1 min for unbiased spectral analysis.

ÍNDICE

	Página
CAPÍTULO I	
INTRODUÇÃO.....	1
I.1 Objetivo.....	5
I.2 Estrutura da Dissertação.....	5
CAPÍTULO II	
REVISÃO DA LITERATURA.....	6
II.1 Regulação do Equilíbrio.....	6
II.2 Sistema Visual.....	9
II.3 Sistema Somatossensorial.....	12
II.4 Sistema Vestibular.....	17
II.5 Postura Ortostática.....	22
II.6 Equilíbrio e Envelhecimento.....	25
II.7 Estabilometria.....	29
II.8 Estimativa Espectral.....	31
II.9 Modelagem do Controle Postural.....	34
CAPÍTULO III	
MATERIAIS E MÉTODOS.....	43
III.1 Casuística.....	43
III.2 Protocolo Experimental.....	45
III.3 Instrumentação e Cálculo do CP.....	46
III.4 Análise dos Dados.....	49
III.5 Fator de Normalização.....	60
III.6 Métodos de Estimativa Espectral do CP.....	61

CAPÍTULO IV

RESULTADOS.....	64
IV.1 Normalização.....	64
IV.2 Comparação entre Grupos.....	67
IV.3 Estimador Espectral.....	71
IV.3.1 Frequência de Amostragem.....	72
IV.3.2 Segmentação.....	72
IV.3.3 Duração do Teste.....	74
IV.3.4 Remoção da Tendência.....	75

CAPÍTULO V

DISCUSSÃO.....	76
V.1 Normalização da área elíptica.....	76
V.2 Análise global do CP.....	77
V.3 Análise estrutural do CP.....	80
V.4 Domínio da Frequência.....	85
V.4.1 Invariabilidade espectral com a taxa de amostragem.....	86
V.4.2 Estimativas consistentes e segmentação.....	87
V.4.3 Resolução, tendência e confiabilidade da $F50$	88
V.4.4 Padronização.....	89
V.5 Limitações do estudo e novas tendências.....	91

CAPÍTULO VI

CONCLUSÃO.....	94
REFERENCIAS.....	96
ANEXO I.....	106
ANEXO II.....	107

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Apesar de ser uma tarefa simples, manter a postura ortostática solicita a interação entre o processo de reconhecimento do corpo, a partir de receptores sensoriais especializados, e a coordenação de respostas musculares adequadas (MORASSO *et al.*, 1999). Considerando a natureza flutuante da atividade muscular e a perturbação intrínseca dos sistemas circulatório e respiratório, a estabilização do corpo é acompanhada de pequenas oscilações do centro de gravidade (CG) em torno de uma posição de referência, como a articulação do tornozelo (BLASZCZYK *et al.*, 2003; WINTER *et al.*, 1998).

Como o centro de pressão sob os pés (CP), que corresponde ao ponto de aplicação da força de reação resultante sobre o corpo, e o CG estão fisicamente relacionados, a habilidade para controlar as oscilações posturais é usualmente mensurada por meio de uma plataforma de força, que descreve os deslocamentos do CP a partir de transdutores sensíveis à deformação mecânica (PRIETO *et al.*, 1996). Sob a perspectiva clínica, a avaliação da postura ortostática, conhecida como posturografia, é prática e não invasiva, além de constituir um protocolo isento de riscos. Contudo, a escolha de parâmetros estabilométricos representativos é uma questão importante para classificação de doenças, estabelecimento de diagnósticos e acompanhamento de intervenções terapêuticas.

As oscilações posturais são tipicamente analisadas a partir de parâmetros que caracterizam os deslocamentos do CP nos eixos ântero-posterior e látero-lateral (análise global do CP). Embora a interpretação em termos de mecanismos fisiológicos esteja distante de um senso comum, as medidas referentes à amplitude do traçado são tipicamente associadas à estabilidade, enquanto os valores de velocidade correspondem

ao nível de atividade reguladora do sistema de controle postural (PRIETO *et al.*, 1996). Uma abordagem alternativa para se extrair informações relevantes sobre os processos posturais é baseada na modelagem (análise estrutural do CP), onde o traçado descrito pelo centro de pressão é proveniente de um processo de difusão, de eventos de estabilidade a partir de mecanismos antecipatórios, ou ainda, derivado de um controlador que opera por realimentação (BARATTO *et al.*, 2002; COLLINS e DE LUCA, 1993; MAURER e PETERKA, 2005). Contudo, modelagem não é uma tarefa simples e, se conduzida de maneira inapropriada, pode levar a conclusões errôneas (NEWEL *et al.*, 1997).

Além de responder a uma determinada condição experimental ou intervenção, o que significa elevada especificidade, um parâmetro ideal deveria apresentar, ainda, baixa variabilidade intra-sujeitos. A identificação de medidas confiáveis e não redundantes da série temporal do CP tem sido o foco de muitos estudos (CARPENTER *et al.*, 2001; KARLSSON e FRYKBERG, 2000; ROCCHI *et al.*, 2004). CHIARI *et al.* (2002) observaram a influência de cinco fatores biomecânicos nos parâmetros estabilométricos: altura, peso, largura máxima do pé, ângulo de abertura dos pés e a área de suporte, sugerindo um fator de normalização para as variáveis contínuas. Para se obter valores do coeficiente de correlação intraclassa em torno de 0,90, LAFOND *et al.* (2004) estabeleceram o número de seções necessárias para o cálculo de valores médios das variáveis: área de oscilação, amplitude e velocidade de deslocamento do CP, valor RMS (raiz média quadrática) e frequências média e mediana.

A análise no domínio da frequência tem-se mostrado útil para a avaliação de distúrbios posturais causados por doenças de diferentes etiologias ou condições específicas (DAVIDSON *et al.*, 2004; GIACOMINI *et al.*, 2004; KARLSSON *et al.*, 2000; VUILLERME e VINCENT, 2006). GIACOMINI *et al.* (2004) observaram um

aumento da potência nas baixas frequências de oscilação em pacientes afetados por dor de cabeça crônica, quando comparados a um grupo de sujeitos saudáveis, enquanto os achados de KARLSSON *et al.* (2000) apontam para uma tendência oposta em crianças com mielomeningocele, caracterizada pela redução dos valores da frequência mediana de oscilação. A função densidade espectral de potência do CP (S_{COP}), normalizada pela frequência de amostragem (F_a), pode ser utilizada também para estimar a trajetória do CG corporal (CARON *et al.*, 1997).

Os efeitos provocados pelo procedimento adotado para estimativa do S_{COP} , necessária para o cálculo dos parâmetros estabilométricos no domínio da frequência, são freqüentemente desconsiderados, embora o processo biológico em questão seja estocástico. Alguns desenhos experimentais carecem de descrição sobre os detalhes do procedimento utilizado (p. ex.: NARDONE *et al.*, 1997), enquanto outros não consideram a relação entre tendência e variância do estimador (p. ex.: CARPENTER *et al.*, 2001; MEYER *et al.*, 2004). Aplicar a transformada de Fourier em um único e curto segmento da série temporal do CP assume erroneamente que o processo aleatório do sistema é determinístico, e o respectivo espectro estimado não converge devido aos efeitos de inconsistência e tendência (SHIAVI, 1999). Como a resolução espectral e a representação em altas frequências dependem da duração do registro (T) e da F_a respectivamente, a carência de padronização pode conduzir a resultados divergentes. As faixas de variação usualmente adotadas para F_a e T compreendem 10–200 Hz e 10–60 s, respectivamente (BENJUYA *et al.*, 2004; NARDONE *et al.*, 1997; ROGIND *et al.*, 2003, TANAKA *et al.*, 1999).

Uma aplicação de grande relevância clínica para a análise espectral, assim como a modelagem da trajetória do CP, é a caracterização do equilíbrio com o envelhecimento. As alterações do padrão de controle do equilíbrio postural, expressivas em pessoas de

idade avançada, são freqüentemente relatadas na literatura (BENJUYA *et al.*, 2004; CHOY *et al.*, 2003). A perda gradativa da exatidão das informações sensoriais (proprioceptiva, visual e vestibular) é considerada a causa freqüente da instabilidade postural no envelhecimento (PRIETO *et al.*, 1996; ROMERO e STELMACH, 2004). Entretanto, o efeito do envelhecimento no controle postural é motivo de debate. Estudos apontam para o declínio da estabilidade com a idade, refletido no aumento das oscilações corporais (BENJUYA *et al.*, 2004; PRIETO *et al.*, 1996; ROMERO e STELMACH, 2004), porém, o nível de atividade do sistema nervoso parece ser mantido, desde que não seja acometido por um comprometimento específico, ou ocorra uma catástrofe (SHUPERT e HORAK, 1999). Apesar desta discrepância, o senso comum dos estudos permite atribuir heterogeneidade ao grupo de idosos, compreendendo-se a instabilidade como um processo de causa multifatorial. Conseqüências comuns deste fenômeno são a reduzida mobilidade e o elevado risco de quedas, ocasionando dependência social, limitações psicológicas e internações hospitalares (DALEY e SPINKS, 2000).

O comportamento do sistema de controle pode ser observado a partir da distorção ou supressão de uma ou mais vias sensoriais, aplicando-se uma perturbação na superfície de apoio ou no campo visual (SHUPERT e HORAK, 1999), de modo que a resposta a um determinado estímulo é usualmente quantificada pelo deslocamento do CP (PRIETO *et al.*, 1996). A análise estatística do CP é a forma usual de se inferir sobre o sistema de controle; contudo, além da alta variabilidade dos parâmetros, a dinâmica do fenômeno não é considerada (BARATTO *et al.*, 2002).

Caracterizar as alterações provenientes da idade no equilíbrio postural estático, portanto, pode fornecer conhecimentos adicionais sobre os meios de comprometimento dos sistemas envolvidos no controle postural durante o envelhecimento, enquanto a

identificação de métodos consistentes para estimativa espectral da série temporal do CP confere maior confiabilidade aos resultados, além de permitir a comparação entre estudos a partir da padronização de tais procedimentos.

I.1 – Objetivo

O objetivo do presente estudo consiste na caracterização das alterações do controle postural estático decorrentes do processo natural de envelhecimento, utilizando técnicas de processamento de sinais e modelos de controle postural definidos na literatura. Adicionalmente, é efetuada a avaliação da influência de quatro variáveis independentes na estimativa de parâmetros espectrais.

I.2 – Estrutura da dissertação

O corpo da dissertação está dividido em seis capítulos, a contar da introdução. No Capítulo II, será apresentada uma revisão bibliográfica sobre os fundamentos fisiológicos do controle postural, a relação com o envelhecimento e algumas formas de se avaliar o equilíbrio a partir da estabilometria. Uma abordagem técnica sobre estimativa espectral é também apresentada, complementando-se o capítulo com a análise do controle postural de acordo com o enfoque da teoria dos sistemas. No Capítulo III, é descrito o protocolo experimental, com a casuística estudada, os materiais e os métodos de análise. Os Capítulos IV e V contêm, respectivamente, a apresentação dos resultados obtidos, a discussão e limitações do estudo, e a conclusão.

CAPÍTULO II

REVISÃO DA LITERATURA

II.1 – Regulação do Equilíbrio

Proveniente do latim, a palavra *equilibrium* significa equidade de pesos. Usualmente, qualifica-se o equilíbrio como a condição de repouso em um determinado sistema, caracterizado pela invariabilidade do seu estado de ação ou, como é conhecido atualmente, do seu *momentum*, definido como o produto da massa pela velocidade (ROBERTS, 1995). A regulação do equilíbrio se manifesta na presença de uma perturbação, quando a sua quantidade de movimento é modificada pela ação de uma entidade denominada de força, que corresponde à taxa de variação do estado de ação. A condição inicial de repouso deverá, então, ser restabelecida pela oposição às forças perturbadoras, controlada internamente pelo sistema ou utilizando-se de auxílio externo. A influência das forças atuantes em um corpo pode ou não estar associada ao contato, diferenciando fisicamente a força peso e a força gravitacional (ROBERTS, 1995).

No caso do corpo humano e seus segmentos, movimentos em diferentes planos do espaço e com amplitudes específicas são solicitados durante a vida diária. Inerente a cada configuração espacial do corpo, exigida por uma determinada tarefa, a preservação de uma postura adequada correspondente é conseguida pelo êxito do sistema de controle postural (SCP). A atuação dos mecanismos de controle está condicionada à relação estabelecida entre o ambiente, a tarefa e o próprio indivíduo em um determinado instante (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 1995).

Muito embora a dinâmica não linear do funcionamento das estruturas constituintes do corpo humano represente uma fonte de perturbação de natureza estocástica

(BLASZCZYK *et al.*, 2003; COLLINS e DE LUCA, 1995a; FITZPATRICK *et al.*, 1992; LORAM *et al.*, 2001), é a ação da gravidade que constitui, majoritariamente, o estímulo perturbador para o SCP (MAURER e PETERKA, 2005). Tal atuação pode ser representada em um ponto específico no espaço denominado centro de gravidade (CG), que corresponde ao local onde se poderia aplicar uma força, de acordo com o princípio de D'Alambert, para que toda tendência de movimento sobre o corpo fosse anulada (ROBERTS, 1995). A oposição à perturbação gravitacional e, portanto, necessária para prevenir o desequilíbrio, depende da atividade organizada de forças musculares, o que representa a essência da regulação do equilíbrio postural (ROBERTS, 1995).

A contração coordenada de grupos musculares específicos modifica a posição, orientação e intensidade das forças de suporte que, necessariamente, estão condicionadas ao contato do corpo com a superfície. Assim como o CG, a reação resultante às forças que atuam sobre a superfície possui uma representação pontual definida como centro de pressão (CP) (DUARTE e ZATSIORSKY, 2001). Como o organismo vivo é uma estrutura complacente, cuja massa está distribuída ao longo do corpo e as flutuações da magnitude das forças de suporte são indissociáveis do comportamento muscular (BLASZCZYK *et al.*, 2003; COLLINS e DE LUCA, 1993; MERLETTI e PARKER, 2004), o deslocamento do CG em relação à superfície de apoio é uma consequência constante. A região de contato do corpo com a superfície, conhecida como base de suporte, delimita a porção teórica do plano de contato em que a projeção vertical do CG pode se deslocar sem que a base seja modificada.

Desta forma, a regulação do equilíbrio depende da direção, intensidade e localização da força de suporte, de modo que o CP e o CG exibem uma relação de controle, facilmente compreendida quando se tenta equilibrar uma vassoura na palma da mão, conforme a Figura II.1. A tendência de giro provocada pela gravidade é preservada

pelo controle da posição do contato da vassoura com a mão, o CP, em relação ao CG, localizado no entorno da extremidade oposta.

Para regular o equilíbrio, o sistema nervoso central (SNC) precisa ser continuamente informado sobre a posição do CG, o que possivelmente é condicionado a uma representação interna do corpo no espaço (MORASSO *et al.*, 1999; SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 1995). Os estímulos que quantificam o estado de configuração espacial do corpo são reconhecidos por receptores especializados, organizados em sistemas sensoriais específicos (MORASSO e SCHIEPPATI, 1999; SHUBERT e MINOR, 2004; STOFFREGEN *et al.*, 2000).

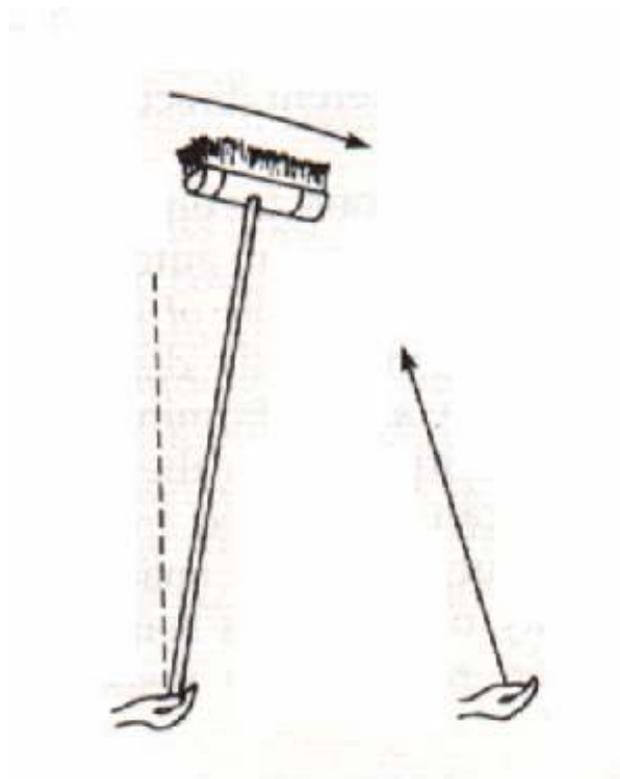


Figura II.1 – Equilíbrio ativo, onde o centro de pressão (contato da mão com a vassoura) controla o centro de gravidade da vassoura (no entorno da extremidade oposta) (ROBERTS, 1995).

Em síntese, as informações são provenientes de estímulos sensoriais adequados, caracterizados por uma seqüência particular de impulsos, os potenciais de ação, que codificam um aspecto específico da interação do corpo com os seus segmentos, a gravidade e o meio externo. Estes sinais são transmitidos por vias nervosas diferenciadas e integrados na medula espinhal, assim como nos centros superiores do sistema nervoso, onde são processados e, posteriormente, os comandos necessários para o controle são transmitidos ao seu destino final, às fibras musculares. Os estímulos, os comandos de resposta, as vias de transmissão e o processamento constituem o arcabouço do SCP (MORASSO *et al.*, 1999). As entradas para este sistema de controle são provenientes de três estruturas sensoriais específicas: sistema visual, somatossensorial e vestibular.

II.2 – Sistema visual

Quando o corpo se desloca em relação ao meio externo, a estrutura circundante a ele é deslocada em sentido oposto, o que representa um referencial para o reconhecimento interno da movimentação do corpo a partir da informação visual. O padrão de alinhamento de objetos no ambiente constitui, ainda, uma referência fixa para o controle da postura (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 1995).

Os mecanismos de identificação dos estímulos visuais são indispensáveis para o controle do equilíbrio postural pelo sistema visual, informando ao SNC sobre movimentos do corpo em relação ao ambiente, uma vez que ligeiros movimentos, lineares ou angulares, promovem desvios das imagens projetadas sobre a retina (GUYTON, 1979). Pela comparação dos sinais de diferentes partes da retina, a seqüência de imagens formadas corresponde a movimentos relativos da cabeça,

decorrentes do próprio indivíduo ou de um estímulo externo a ele, de modo que a indistinção da causa de tal seqüência penaliza a estabilidade a partir de ajustes posturais inadequados (ROBERTS, 1995).

Aparentemente, a contribuição da visão periférica é aditiva ou complementar à visão central no comportamento do equilíbrio postural, de acordo com a disponibilidade das demais informações sensoriais. NOUGIER *et al.* (1997) observaram a atividade de regiões específicas na retina através de um dispositivo adaptado à cabeça do indivíduo, permissível ao estímulo visual em uma área de 10° a partir da fóvea (para a visão central), ou inibidor em 20° a partir da fóvea (para isolar a contribuição da visão periférica). Os autores evidenciaram uma ação redundante das duas formas de codificação da informação visual quando as demais entradas do SCP foram preservadas. Porém, quando uma perturbação proprioceptiva foi introduzida, estimulando os receptores cutâneos da sola dos pés através de uma espuma densa, o plano de deslocamento das oscilações corporais foi condicionado à informação visual disponível, de modo que deslocamentos laterais se intensificaram com inibição central, enquanto a solicitação ântero-posterior aumentou com a supressão periférica.

A utilização da informação visual com a finalidade de regulação do equilíbrio é comumente relatada em muitos estudos (BENJUYA *et al.*, 2004; CHOY *et al.*, 2003; PRIETO *et al.*, 1996). Contudo, a relação entre visão e equilíbrio postural apresenta uma característica bilateral, de modo que o padrão de comportamento do SCP pode se ajustar conforme uma determinada tarefa visual. De acordo com STOFFREGEN *et al.* (2000), a demanda dos ajustes posturais com propósitos diferenciados daqueles de equilíbrio é conhecida como tarefa “supra-postural”. Estes autores desenvolveram um protocolo para investigar a influência do controle do equilíbrio para uma tarefa visual. Nesse experimento, dois grupos de indivíduos, inspeção e busca, foram posicionados à

frente de dois cartazes com distâncias fixas de 0,4 m e 3,5 m, ajustados de modo que a extremidade superior do mais próximo fosse alinhada com o bordo inferior do mais afastado. O grupo de busca deveria contar o número de vezes em que uma determinada letra estava presente nos cartazes, alternando entre os cartazes uma vez a cada tentativa sob o comando do avaliador, enquanto ao grupo de inspeção os cartazes eram apresentados em branco. Os autores verificaram, através de um rastreador magnético fixado à cabeça dos indivíduos, uma menor variabilidade das oscilações durante a tarefa de busca, tanto para perto como longe, conforme a Figura II.2. Pode ser notado ainda, que para o grupo de inspeção o padrão das oscilações depende da distância de fixação do olhar, e que a tarefa impôs uma organização postural mais restrita que a distância.

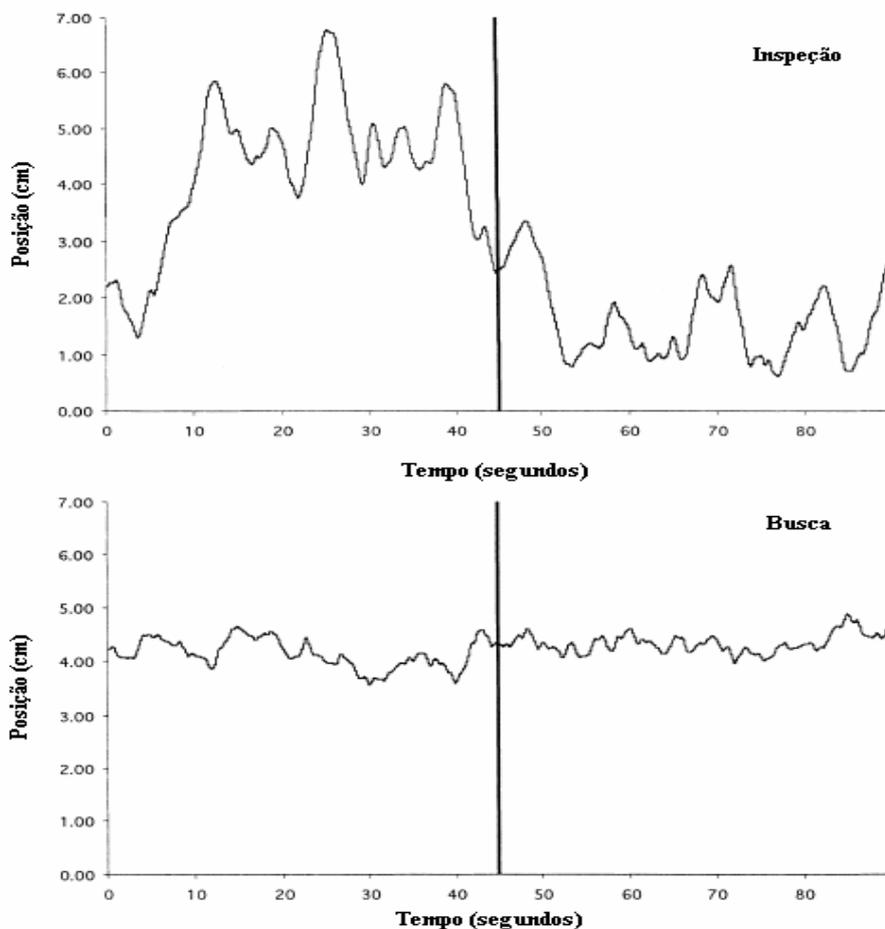


Figura II.2 – Situação representativa da posição da cabeça no eixo ântero-posterior, comparando os grupos de inspeção e busca. A linha vertical denota o instante em que os participantes mudaram a fixação do olhar do alvo distante para o próximo (adaptada de STOFFREGEN *et al.*, 2000).

O resultado destes estudos confere importância às informações provenientes dos receptores visuais para manutenção do equilíbrio e apontam, ainda, para a necessidade de padronização de questões relacionadas ao campo visual em determinados protocolos experimentais, cujos objetivos são fundamentados na observação do comportamento do SCP através das oscilações do corpo. De acordo com a situação do indivíduo em um determinado instante, o SCP faz uso das informações sensoriais disponíveis, através da atribuição hierárquica de graus de importância, para representar a orientação espacial do corpo (HORAK e HLAVACKA, 2001). No entanto, para o caso particular da postura ortostática, as informações proprioceptivas da articulação do tornozelo parecem ser dominantes para os mecanismos de controle do equilíbrio (FITZPATRICK *et al.*, 1992).

II.3 – Sistema somatossensorial

Embora fosse possível identificar a relação do corpo com os seus segmentos através da informação visual, esta tarefa constituiria uma demanda de atenção adicional, envolvendo movimentos incoerentes da cabeça e longo tempo para atribuição de respostas musculares propícias. Para a discriminação adequada da orientação entre o corpo e seus segmentos, assim como a sua relação com a superfície de suporte, o SCP recorre ao sistema somatossensorial (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 1995), que recebe este nome por compreender diversas funções sensoriais, incluindo a propriocepção mediada pelo fuso muscular, órgão tendinoso de golgi (OTG) e receptores articulares, e a exterocepção proveniente de sensações cutâneas a partir de receptores localizados na superfície do corpo (SHUPERT e HORAK, 1999). Uma característica comum a estes receptores, que representa o princípio básico de transdução, é a estimulação a partir da deformação mecânica, de modo que o controle da

atividade muscular é, provavelmente, baseado em função de um evento físico específico a partir do mecanismo servo (ROBERTS, 1995). A variável usualmente descrita na literatura a ser monitorada para a análise do mecanismo servo-controlador, tendo em vista a regulação do equilíbrio, é o ângulo articular formado pelo CG, o tornozelo e a normal gravitacional (FITZPATRICK *et al.*, 1992; LORAN *et al.*, 2001; MORASSO e SHIEPPATI, 1999; PETERKA, 2000).

A codificação do evento mecânico em um estímulo elétrico específico, caracterizado por uma seqüência de impulsos e suas intensidades, depende da modalidade sensorial associada à fibra nervosa de transmissão do receptor estimulado (GUYTON, 1979). No caso particular do equilíbrio postural, a posição e a velocidade de deslocamento do CG não são quantificadas por um receptor específico, mas dependem da integração das aferências sensoriais disponíveis (ROBERTS, 1995). Embora os receptores articulares sejam sensíveis a diferentes ângulos articulares, seu limiar de disparo parece estar abaixo do provocado durante a manutenção da postura ortostática (FITZPATRICK *et al.*, 1992).

MORASSO e SHIEPPATI (1999) elaboraram um complexo esquema computacional a partir do qual o SCP poderia estimar indiretamente o comportamento do CG. O esquema é baseado na hipótese de que diferentes parâmetros da força de reação da superfície estão relacionados às oscilações do CG, como a componente vertical e horizontal da força de reação resultante assim como a sua distância em relação à articulação do tornozelo (f_V , f_H e u , respectivamente). A magnitude da f_V pode ser expressa adicionando-se a resposta dos receptores especificamente afetados pela componente vertical das forças de contato. Porém, esta informação não contribui substancialmente para regulação do equilíbrio, uma vez que sua variação durante o ortostatismo é mínima. Através deste mesmo princípio, mas com um procedimento de

análise diferente, o SNC pode estimar u , considerando a localização dos receptores assim como a intensidade do sinal detectado. Alguns estudos envolvendo a modelagem do SCP, desprezam f_H devido à sua baixa magnitude quando comparada a f_V (BARATTO *et al.*, 2002; PETERKA, 2000). Contudo, por ser proporcional à diferença horizontal entre CG e CP, f_H contém informação relevante sobre as oscilações posturais, como a rápida variação da direção de deslocamento do CG. De acordo com os autores, a característica de adaptação lenta ou moderadamente rápida das terminações de Ruffini e Meissner, aliada a um pequeno campo receptivo de atuação, são requisitos para identificação de u , enquanto a capacidade de responder rapidamente a variações do estímulo confere aos corpúsculos de Paccini a tarefa de estimação da f_H . Embora este esquema seja plausível, a atuação do fuso muscular em conjunto com os receptores cutâneos da sola dos pés é indispensável na estimação e ajuste do estado do corpo, sobretudo em situações dinâmicas.

A Figura II.3 ilustra a estrutura de um fuso muscular e suas vias de conexão com a medula, através das fibras nervosas aferentes do tipo Ia e do tipo II, assim como as vias eferentes ligadas ao fuso pelas fibras do tipo gama estático (γ_S) e gama dinâmico (γ_D). Enquanto as fibras aferentes se diferenciam de acordo com o calibre e velocidade de condução, as eferentes são classificadas com base no efeito de resposta, que pode ser proporcional à sua estimulação ou à sua taxa de variação (ROBERTS, 1995). As fibras localizadas no interior do fuso são chamadas de intrafusais e se diferenciam morfológicamente quanto à disposição do seu aparato nuclear. Tal distinção comporta uma série de diferenças entre as fibras, relacionadas às propriedades bioquímicas, neurais e mecânicas. Entretanto, uma característica comum é a presença de material contrátil nas extremidades das fibras intrafusais, ou zona polar, enquanto os núcleos se

agregam na região equatorial. A conexão das fibras nervosas γ_S e γ_D com a zona polar, permite ao SNC controlar o nível de tensão das fibras intrafusais.

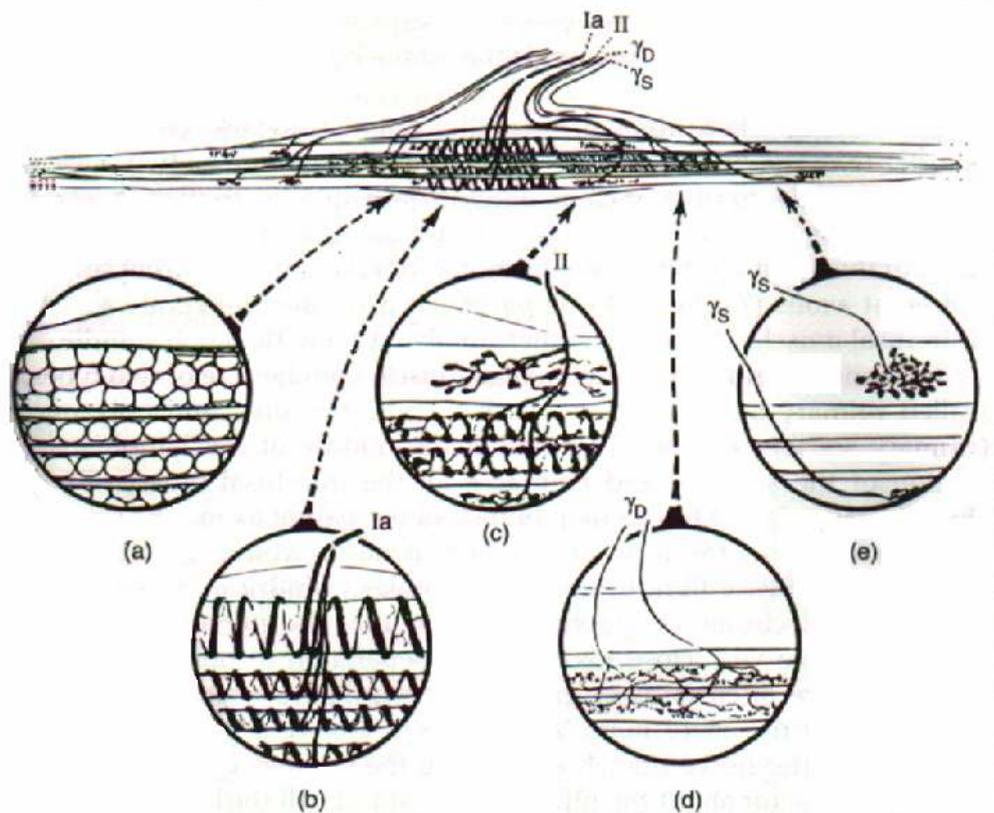


Figura II.3 – Esquema típico de um fusão muscular. Dois tipos de fibras intrafusais são observados, nucleares em saco e nucleares em cadeia (a), em comunicação com as fibras nervosas aferentes do tipo Ia (b) e tipo II (c) e as inervações eferentes das fibras gama dinâmica (d) e estática (e) (ROBERTS, 1995).

As implicações mecânicas no fusão muscular, assim como na característica de sua resposta, devidas à variação na tensão muscular, podem ser compreendidas pelo esquema da Figura II.4. A região central representa a área receptiva do fusão, composta por um sistema complacente com um detector de deformação, enquanto a zona polar é constituída de simples molas para representar a complacência do aparelho contrátil desta região. Supostamente o esquema está disposto paralelamente ao músculo, de modo que o seu estiramento tenciona as “molas” conforme a resistência individual à deformação. A indicação do detector da zona central pode ser interpretada em termos de variação do comprimento ou tensão, devido à linearidade da relação entre estas duas

variáveis para molas ideais. No entanto, na presença de histerese ou quando há alteração da complacência da estrutura, o que é perfeitamente admissível considerando a presença de material contrátil e vias de ativação nas porções extremas das fibras, é razoável atribuir à tensão na região equatorial do fuso muscular o papel de estímulo adequado para provocar a descarga de impulsos nervosos (ROBERTS, 1995). Baseado neste esquema, o SCP pode regular o ganho da atividade reflexa neste receptor, alterando seu grau de sensibilidade ao estímulo de tensão (GUYTON, 1979).

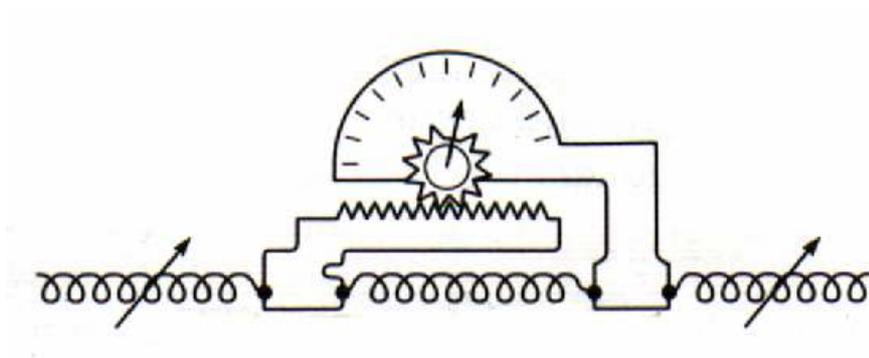


Figura II.4 – Propriedades mecânicas das estruturas que compõem o fuso muscular (vide texto) (ROBERTS, 1995).

FITZPATRICK *et al.* (1992) aplicaram uma perturbação aleatória ao nível da cintura pélvica e observaram, através da análise espectral, sua influência na atividade mioelétrica do músculo solear. Comparando a situação de perturbação com a manutenção da postura ortostática sem estímulo, pôde-se perceber que a energia do sinal eletromiográfico (EMG) concentrou-se em frequências entre 1 e 2 Hz. A função de coerência entre a perturbação e o EMG identificou a relação de tais sinais em uma faixa de frequências de 0,25 a 5 Hz para a postura relaxada. Durante a postura rígida de pé, caracterizada pela minimização das oscilações, a coerência foi maior. Os autores elaboraram ainda um protocolo experimental para isolar a contribuição dos proprioceptores no entorno do tornozelo, onde os indivíduos eram fixados a um

aparelho que restringia os movimentos e, portanto, eliminava outras aferências sensoriais. A tarefa compreendia o equilíbrio de um pêndulo invertido no plano sagital, a partir das forças aplicadas a uma plataforma sob os pés cujo eixo de rotação era coaxial ao pêndulo. Nesta situação, a resposta coerente também foi observada, porém para frequências acima de 0,5 Hz, o que caracterizou, de acordo com os autores, a zona de atuação da atividade proprioceptiva reflexa nos membros inferiores.

Os OTG atuam de forma semelhante ao fuso muscular, no sentido de que o estímulo é a tensão aplicada no tecido tendinoso. Contudo, esta tensão está associada ao encurtamento excessivo da musculatura e, conseqüentemente, ao estiramento do tendão. Além do fuso muscular e dos receptores articulares, acredita-se que o OTG contribui na identificação da posição de segmentos corporais (ROBERTS, 1995). Embora o sistema somatossensorial seja constituído por um conjunto de receptores capazes de informar o SCP sobre a posição e movimentação do corpo e seus segmentos, é necessário ainda uma estrutura baseada em um referencial externo, constante, para compensar as eventualidades do ambiente (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 1995).

II.4 – Sistema vestibular

Os órgãos do equilíbrio, localizados em ambos os lados da cabeça no ouvido interno, contribuem constantemente para evitar a instabilidade casual do corpo humano, tanto durante o estado de repouso como em locomoção. A orelha interna é constituída por um complexo sistema de sacos e túbulos chamado de labirinto membranoso, que contém uma substancia viscosa, a endolinfa. Parte desta estrutura, que corresponde a uma forma cônica, concerne à audição, enquanto todo o restante é diferenciado para o equilíbrio, constituindo o sistema vestibular (Figura II.5).

Definido como o órgão sensorial que detecta as sensações de equilíbrio, o sistema vestibular constitui o mecanismo primordial do SCP para representação interna da cabeça durante a vida diária (GUYTON, 1979), onde os movimentos da cabeça podem apresentar velocidade angular, aceleração angular e frequência de $550^\circ /s$, $6.000^\circ /s^2$ e 20 Hz respectivamente, o que aparentemente corresponde apenas à faixa de detecção do aparelho vestibular (SCHUBERT e MINOR, 2004). O mecanismo sensorial de detecção é composto por cinco receptores especializados, separados em duas estruturas distintas: os canais semicirculares e os otólitos (Figura II.6). Os canais semicirculares (CS), que recebem este nome pela sua composição anelar, respondem às acelerações angulares da cabeça e são dispostos ortogonalmente entre si, em posterior, anterior e horizontal, de modo que os movimentos da cabeça são percebidos nos três eixos do espaço (ROBERTS, 1995). O sáculo e utrículo configuram os otólitos no labirinto membranoso, cuja estrutura de organização é sensível à aceleração linear da cabeça.

Os receptores do labirinto são células diversificadas chamadas de *neuromasts* (ROBERTS, 1995), que formam determinados trechos do epitélio membranoso e possuem cílios que se expandem para o espaço endolinfático. Os *neuromasts* são agrupados em camadas, a mácula nos otólitos e a crista nos CS. No entorno dos cílios dos CS a endolinfa é de consistência gelatinosa, conhecida como cúpula, e na mácula, este fluido é enrijecido por mucopolissacarídeos para formar um gel, contendo uma rede de fibrilas e sobreposto por cristais de calcário, as otocônias, cuja densidade excede a do líquido gelatinoso (ROBERTS, 1995). Apesar de capturarem eventos físicos diferentes, o princípio de transdução dos otólitos e dos CS é a deflexão ciliar nos *neuromasts*, provocada pelo movimento relativo da substância gelatinosa sobre o epitélio receptor (GUYTON, 1979). No seu estado de repouso, os receptores vestibulares emitem uma descarga contínua de impulsos, coerente com a sensibilidade dos cílios em detectar

movimentos em direções variadas, de modo que a frequência dos impulsos aumenta ou diminui conforme a direção da inclinação dos cílios.

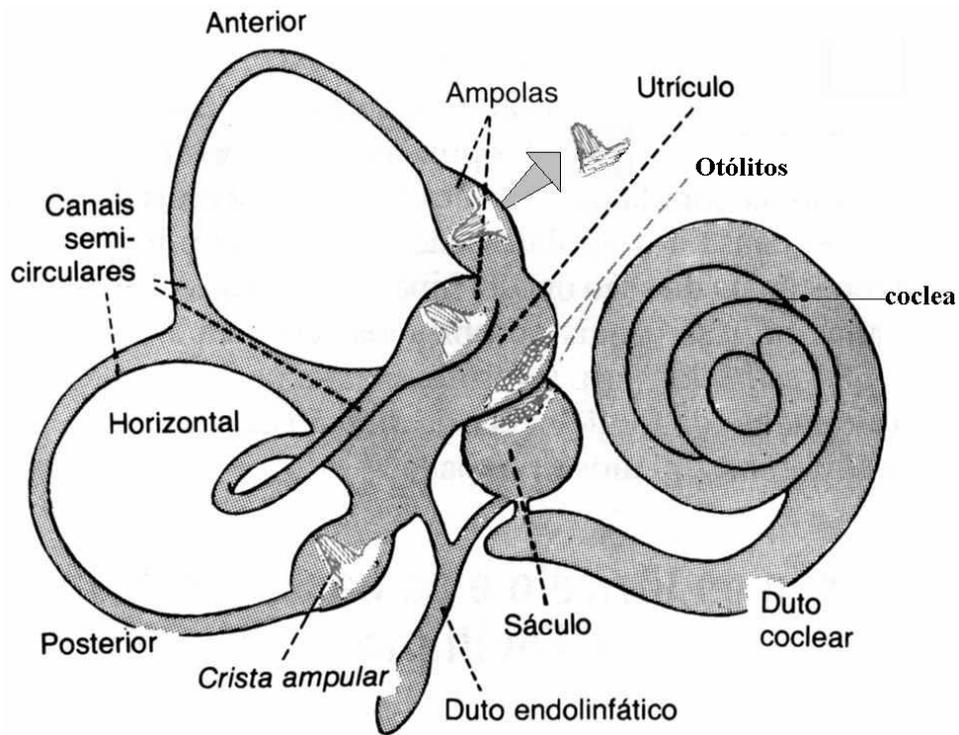


Figura II.5 – Estrutura do labirinto membranoso, com os órgãos sensíveis às variações dos momentos lineares e angulares da cabeça e o aparato relacionado ao sistema auditivo (GUYTON e HALL, 1998)

As otocônias se comportam como acelerômetros diferenciais de densidade, de modo que tais estruturas compõem um gradiente sob a influência da ação gravitacional, indicando a posição da cabeça conforme uma determinada configuração dos cílios. Além dessa resposta adaptativa ao evento, o sáculo e utrículo apresentam, também, respostas dinâmicas (ROBERTS, 1995). A inércia da endolinfa nos CS não permite que o líquido acompanhe os movimentos angulares da cabeça, de modo a pressionar a cúpula em sentido contrário ao movimento, inclinando os cílios, que respondem às variações de velocidade. A deflexão da cúpula se comporta como um sistema super amortecido, onde os parâmetros de inércia e amortecimento, conforme a massa e

viscosidade do líquido sobre a cúpula, respectivamente, superam as forças elásticas de restauração da posição (ROBERTS, 1995). A Figura II.7 ilustra o efeito de tais forças.

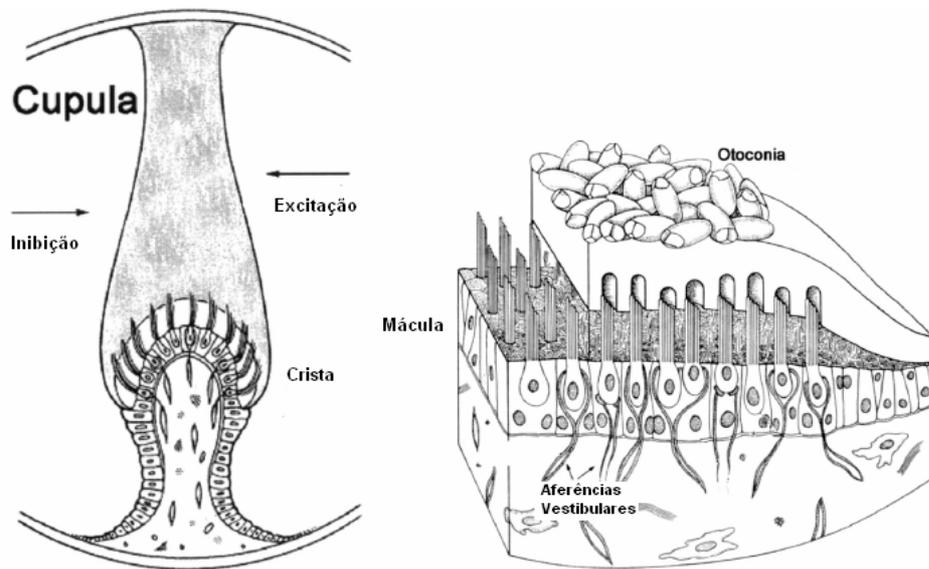


Figura II.6 – Estruturas sensoriais do aparelho vestibular, representadas pelo epitélio da crista ampular do CS, e da mácula nos Órgãos otolíticos (SHUBERT e MINOR, 2004).

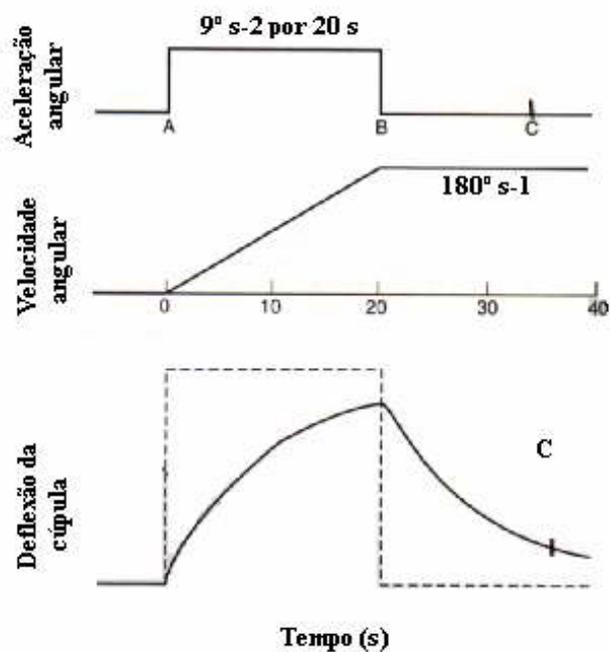


Figura II.7 – Estimulação de 20 s dos CS por uma aceleração angular constante, onde A marca o início do estímulo e B o final. Em resposta à aceleração a velocidade aumenta linearmente, e a deflexão da cúpula tende ao comportamento da aceleração assintoticamente, onde o ponto C define o retorno da sua posição ao repouso devido às forças de restauração com o fim do estímulo (ROBERTS, 1995).

Embora FITZPATRICK *et al.* (1992) tenham demonstrado uma contribuição predominante do sistema somatossensorial na postura ortostática, HORAK e HLAVCKA (2001) evidenciaram a importância do sistema vestibular quando a informação somatossensorial era inadequada. Os autores elaboraram um protocolo com estimulação galvânica, aplicados a um grupo controle e a outro com portadores de neuropatia periférica, para observar a resposta do SCP. Os indivíduos com debilidade sensitiva apresentaram inclinações do tronco, significativamente maiores conforme a intensidade de estimulação, e este mesmo padrão foi exibido pelo grupo controle quando estimulado sobre uma superfície irregular, distorcendo as informações sensitivas da sola dos pés. Tal comportamento foi interpretado pelo aumento da sensibilidade do SCP a estímulos vestibulares, e matematicamente demonstrado pela simulação computacional de um modelo de realimentação, incluindo estímulos vestibular e somatossensorial para orientação da postura.

A partir da postura ortostática e após aplicar um estímulo mecânico ao canal semicircular horizontal, através de uma cadeira giratória com velocidade de rotação de 80°/s, TSANG *et al.* (2006) observaram que as informações sensoriais remanescentes foram suficientes para compensar tal perturbação, quando aplicada a um grupo praticante de atividade física generalizada, como o *Tai Chi Chuan*. Entretanto, para um grupo controle de idosos, foi verificado um aumento significativo da velocidade e amplitude das oscilações corporais, explicado conforme os autores pela redução da atividade dos receptores articulares, atraso no processamento central para representação interna ou fraqueza muscular. Estes três aspectos correspondem, respectivamente, aos mecanismos de detecção do estímulo, seleção e execução de respostas apropriadas às perturbações do equilíbrio postural, enquanto a postura ortostática relaxada se mostra como uma configuração adequada para o estudo do comportamento do SCP.

II.5 – Postura ortostática

Durante as atividades da vida diária, o corpo humano se depara com inúmeras tarefas que exigem a manutenção de posturas específicas para sua execução e, portanto, o SNC deve considerar as informações do ambiente, assim como suas próprias condições de funcionamento. Como resultado final deste processo, duas finalidades podem ser atribuídas à regulação da postura: orientação e estabilidade. A orientação é compreendida pelo posicionamento adequado do corpo e seus segmentos no espaço para execução de uma determinada tarefa, enquanto a estabilidade corresponde à capacidade de manutenção desta situação (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 1995).

Tendo em vista que a tarefa do sistema nervoso, no tocante à estabilidade, é manter o centro de gravidade dentro dos limites compreendidos pelo contato do corpo com a superfície, estes limites se restringem à área delimitada pelo contorno dos pés quando se permanece em posição ortostática, de modo que a atuação do sistema de controle postural se traduz em um processo dinâmico (BOTTARO *et al.*, 2005; OLIVEIRA, 1996), conforme a primazia de HELLENBRANT *et al.* (1938) ao definirem a postura ortostática como “movimento sobre uma base estacionária”. Mecanismos neuromusculares de controle, como o limiar de ativação sensorial, atrasos na velocidade de condução do sistema nervoso, tipo de recrutamento de unidades motoras e flutuações musculares, em conjunto com fatores intrínsecos ao organismo vivo, como o batimento cardíaco e a frequência respiratória, não permitem a manutenção do centro de gravidade corporal em um ponto específico no espaço, o que confere pequenas oscilações ao corpo (BLASZCZYK *et al.*, 2003).

A atividade tônica de músculos específicos durante a postura ortostática relaxada, conhecidos como antigravitacionais, contribui substancialmente para o amortecimento

das oscilações corporais. O esforço muscular para a manutenção desta situação é reduzido pelo alinhamento do corpo, de modo que a linha representativa da ação da gravidade sobre o corpo situa-se no entorno das articulações. Devido à posição da linha de gravidade estar majoritariamente à frente das articulações, o torque gravitacional sobre o corpo é de natureza flexora (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 1995), de modo que a atividade dos músculos extensores é intensificada. A Figura II.8 exibe a posição média da linha de gravidade do corpo, assim como os principais músculos solicitados.

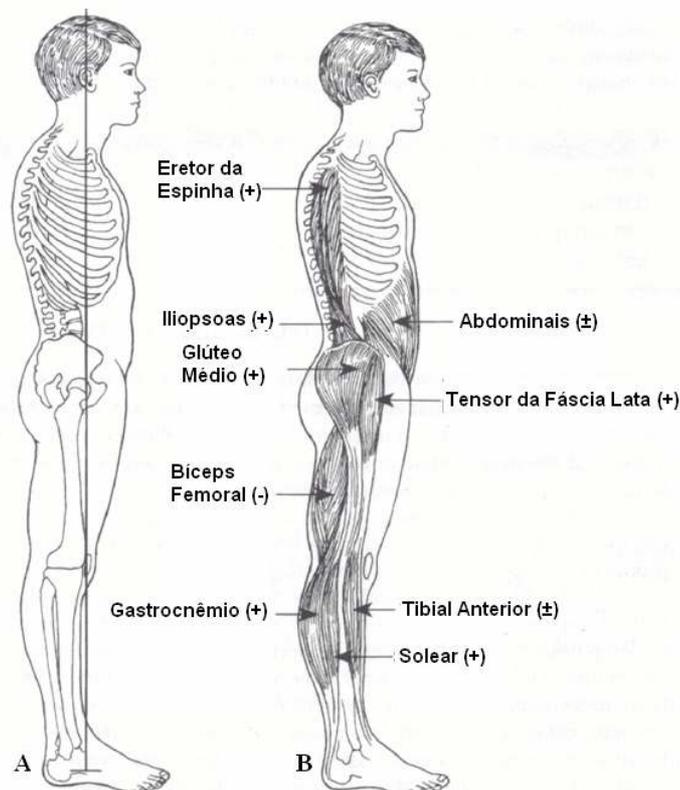


Figura II.8 – Posição média da linha de gravidade do corpo (A). Os principais músculos solicitados durante o ortostatismo (B) e seus níveis relativos de atividade (- baixa, ± moderada e + alta). Adaptada de SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT (1995).

Para este caso particular, de ortostatismo, o CG está geralmente localizado alguns centímetros à frente da articulação lombossacra, ao nível do quadril. A projeção do CG sobre a base de suporte determina uma relação de estabilidade, cujos limites voluntários representam a base de suporte funcional, ou seja, a região em que cada indivíduo pode deslocar seu CG sem que seja necessário modificar a base ou recorrer a algum auxílio externo. Considerando-se a contribuição dos fatores antropométricos e biomecânicos, a manutenção desta posição exige, porém, um complexo sistema sensorio-motor de controle, que opera através de um conjunto de informações provenientes das aferências sensoriais, produzindo respostas manifestadas pela atividade muscular para corrigir os pequenos desvios do centro de gravidade do corpo (LIN e WOOLLACOTT, 2005; PETERKA, 2000; PRIETO *et al.*, 1996).

As informações provenientes dos sistemas sensoriais são utilizadas pelo SCP para representar, internamente, a configuração espacial do corpo, em um processo que, pela sua complexidade, exige a ativação de centros superiores do sistema nervoso, principalmente do tronco cerebral e do cerebelo (MORASSO *et al.*, 1999). Embora os mecanismos utilizados para a representação do estado do corpo não estejam esclarecidos, sabe-se que o sistema de controle é capaz de reconhecer quando uma informação sensorial é precisa, atribuindo-lhe maior importância (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 1995).

Durante o ortostatismo, as informações dos sistemas sensoriais contribuem de maneira redundante para o equilíbrio, considerando-se que a tarefa do SCP é reduzida ao controle de pequenas perturbações decorrentes do próprio corpo, não oferecendo grandes demandas aos sistemas sensoriais e motor (BARATTO *et al.*, 2002). Durante o envelhecimento, a capacidade destes sistemas de fornecer informações e executar comandos pode ser debilitada naturalmente ou atenuada por uma certa condição

patológica, revelando alterações das oscilações posturais (ROMERO e STELMACH, 2003).

II.6 – Equilíbrio e envelhecimento

O processo de envelhecimento não está dissociado do aspecto cronológico, porém sua caracterização depende da alteração de mecanismos fisiológicos, inerentes ao organismo vivo, que provocam a redução da capacidade funcional adaptativa e eventualmente a morte (SPIRDUSO, 1995). Em uma nova abordagem (Figura II.9), as alterações fisiológicas decorrentes do processo natural de envelhecimento são comprometidas em graus específicos de acordo com a presença de determinadas doenças (SHUPERT e HORAK, 1999). Uma maneira pessimista e incoerente de se observar os efeitos da passagem do tempo nas pessoas é imaginar um declínio linear e generalizado da atividade dos sistemas indispensáveis para uma vida diária ativa. Estudos com populações de idade avançada apresentam resultados discrepantes, conferindo heterogeneidade a este grupo (BENJUYA *et al.*, 2004; PRIETO *et al.*, 1993). A diferença encontrada nos resultados, mesmo quando se controla a metodologia utilizada pelos autores, denota a preservação das funções do organismo vivo com a idade dentro de um padrão de eficiência, até o aparecimento de disfunções comprometedoras (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 1995). Se comparada ao envelhecimento natural, a elevada probabilidade de desenvolver doenças específicas que interferem na atividade destes sistemas tem-se mostrado como o principal fator de interesse entre os pesquisadores (ROMERO e STELMACH, 2003).

Independente da causa – tanto pelas alterações fisiológicas instaladas pelo envelhecimento natural, como pelo desenvolvimento de doenças específicas – a

imutável ação da gravidade contra a manutenção da postura de pé é agravada com o tempo. As corridas são substituídas por caminhadas, as reações a diferentes estímulos e em ambientes variados se tornam mais lentas, e a coordenação motora exigida em atividades complexas ou no aprendizado de uma nova tarefa é menos eficiente (SPIRDUSO, 1995). O declínio da força muscular é evidente, podendo, em situações extremas, impossibilitar a sustentação do próprio corpo ao subir um degrau.

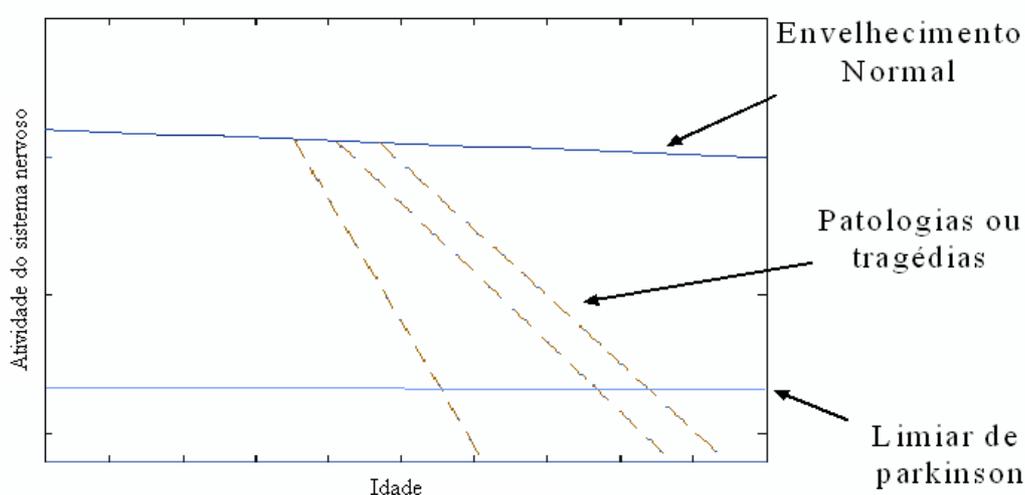


Figura II.9 – Esquema para representar a idéia de que o nível de funcionamento do sistema nervoso não declina de maneira comprometedora na ausência de tragédias ou do desenvolvimento de patologias específicas (adaptado de SHUPERT e HORAK, 1999).

A orientação espacial dos segmentos na postura ortostática reflete uma estratégia individual de sustentação contra a ação da gravidade, analisada em termos de compensações e assimetrias. Geralmente, pessoas acima de 60 anos apresentam uma postura caracterizada pela tendência de flexão dos segmentos, cuja severidade está correlacionada com a debilidade muscular dos membros inferiores e do tronco, com a reduzida capacidade de equilíbrio e com a intensificação de dores na região lombar e cervical da coluna (BALZINI *et al.*, 2003; SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 1995).

A mobilidade funcional é um termo que se refere às manobras utilizadas durante a marcha e para o controle do equilíbrio no cotidiano, tais como girar o corpo ao andar ou simplesmente permanecer em postura ortostática (SHUMWAY-COOK *et al.*, 1997). A reduzida mobilidade, evidente a partir dos 65 anos, gera um dos mais graves problemas de saúde em pessoas idosas, a dependência funcional (HO *et al.*, 1997; LA CROIX *et al.*, 1997). Uma deficiência na capacidade de controle postural, cuja finalidade é a preservação da estabilidade em diferentes contextos (SHUPERT e HORAK, 1999), além de refletir no decréscimo da mobilidade também está relacionada ao elevado risco de queda na população de idosos (DALEY e SPINKS, 2000), o que se traduz em agravantes sociais, tais como baixa qualidade de vida, conseqüências psicológicas e redução do tempo de vida, além de representar maiores gastos com a saúde pública (BLOEM *et al.*, 2003).

Estudos epidemiológicos em populações de idade avançada usualmente associam o padrão de atividade na vida diária com a mobilidade, revelando a queda como principal fator de comprometimento desta relação (DALEY e SPINKS, 2000; LAJOIE e GALLAGHER, 2004). Direta ou indiretamente, a queda representa uma importante parcela da taxa de mortalidade em pessoas acima dos 65 anos (DALEY e SPINKS, 2000), totalizando 40% das mortes decorrentes de lesões e 1% do total de mortes nesta faixa etária (SCHULTZ, 1992). Outros estudos, baseados em acompanhamentos sobre o registro da ocorrência de quedas e utilizando metodologias diferentes, encontraram taxas similares para a incidência anual (CAMPBELL *et al.*, 1981; PRUDHAM e EVANS, 1981; BLAKE *et al.*, 1988). Cerca de um terço dos idosos de comunidades ativas sofrem pelo menos uma queda por ano (HAUSDORFF *et al.*, 1997), sendo mais freqüentes em mulheres do que em homens (CAMPBELL *et al.*, 1989). Esses valores são agravados quando a população é inativa, residente de asilos, possui um histórico de

quedas ou apresenta determinada condição de saúde que afeta a postura, o equilíbrio ou a marcha.

Quando a queda não evolui para o óbito, dificilmente deixará de produzir seqüelas, o que corresponde a 40% do número total das internações de idosos provenientes de quedas (SHUMWAY-COOK *et al.*, 1997). Arranhões, cortes, torções e contusões são relatos comuns e de menor severidade, enquanto que fraturas de ossos da perna, braço, pescoço e tronco exigem tratamentos médicos e hospitalares. Do quadro de fraturas, a mais comprometedora é ao nível do quadril, pois requer maior tempo de recuperação e oferece sérias complicações pós-operatórias, sendo que a grande maioria dos pacientes não readquire completamente sua mobilidade (GRISSO *et al.*, 1991). Outra grave consequência causada pelas quedas é o longo tempo de permanência no chão. Alguns idosos podem levar mais de uma hora para se levantarem após caírem, o que exprime fraqueza, isolamento social e o medo de cair.

De um modo geral, quando as quedas não induzem a graves lesões físicas, podem provocar restrições funcionais relacionadas a aspectos cognitivos, que correspondem à perda de confiança, êxito e vontade, gerando o decréscimo da mobilidade e da independência social. Face às complicações provenientes da queda, pesquisadores têm-se dedicado a compreender suas causas, identificando fatores de risco e elaborando medidas preventivas e de reabilitação. Os fatores de risco são normalmente diferenciados entre intrínsecos e extrínsecos (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 1995). Os intrínsecos estão relacionados com características fisiológicas naturais ou patológicas do processo de envelhecimento, enquanto os extrínsecos envolvem elementos do ambiente, tais como luminosidade, presença de obstáculos, tipos de superfícies, e aspectos sociais, como a dependência.

Devido à estrita relação entre uma vida diária ativa e a demanda dos ajustes posturais inerentes à tarefa de preservação da estabilidade, o equilíbrio postural se revela como fator importante para assegurar um padrão satisfatório de mobilidade (BERG *et al.*, 1992), reduzindo a incidência de quedas e prolongando a vida ativa dos idosos. O controle do equilíbrio, que pode ser compreendido em termos das oscilações do corpo, é usualmente abordado por meio de estatísticas sumárias da trajetória do centro de pressão, quantificada a partir de instrumentos de medição sofisticados que ganharam espaço na prática clínica e laboratorial, principalmente devido à parcimônia quanto ao protocolo de aplicação. O comportamento de tais oscilações pode contribuir, ainda, na elaboração de diversos modelos para predição de quedas (HAHN e CHOU, 2005; STALENHOEF *et al.*, 2002).

II.7 – Estabilometria

Embora a acuidade visual não permita observar as pequenas oscilações inerentes ao ortostatismo, os pesquisadores dispõem de uma técnica específica para quantificá-las, conhecida como estabilometria (OLIVEIRA, 1996). Tal recurso é baseado na utilização de uma plataforma de força, que consiste em uma balança com transdutores sensíveis à deformação mecânica (geralmente células de carga) para medir o deslocamento do centro de pressão durante um determinado período. Conforme o número e a disposição dos transdutores as plataformas são confeccionadas em formato triangular ou de um retângulo, e de acordo com o tipo da célula de carga, a quantificação pode ser limitada apenas ao componente vertical da força de reação ou incluir na análise as características do componente horizontal de reação (BARATTO *et al.*, 2004).

Normalmente, os testes estabilométricos são conduzidos com o indivíduo de pé sobre a plataforma, e com alternância das condições visuais entre olhos abertos e fechados. No entanto, o protocolo pode apresentar variações conforme o interesse, como a postura sentada para investigar o efeito da mielomeningocele em crianças ou, ainda, a posição em decúbito lateral para medição da força de percussão durante as manobras de tapotagem, comum à prática fisioterápica (BLAZEY *et al.*, 1998; KARLSSON *et al.*, 2000). As variações não se restringem ao posicionamento, mas também se aplicam ao período de teste, que pode ser de curta duração, de 20 s até 2 min, ou longa duração, de até 30 min (VIEIRA e OLIVEIRA, 2006). Um indivíduo em bipede estação e com base confortável apresenta, tipicamente, uma amplitude de oscilação em torno de 5 mm na direção lateral e 10 mm na ântero-posterior (WIECZOREK, 2003). São utilizados também sistemas de plataformas móveis, que criam perturbações de translação e rotação com intensidades e frequências ajustáveis, de modo que os testes desta natureza são conhecidos como posturografia dinâmica, importantes no estudo do controle e da recuperação do equilíbrio (COLLINS e DE LUCA, 1993; PRIETO *et al.*, 1996; SHUPERT e HORAK, 1999).

Os parâmetros estabilométricos frequentemente observados na literatura compreendem medidas estatísticas da série temporal do CP, sendo a área e a velocidade de deslocamento os parâmetros mais utilizados (BENJUYA *et al.*, 2004; HORAK *et al.*, 1992; MELLO *et al.*, 2002; OLIVEIRA *et al.*, 1996; SHUMWAY-COOK *et al.*, 1997). OLIVEIRA (1996) apresenta diversos parâmetros que são utilizados para análise do equilíbrio, compreendendo os domínios do tempo (como a amplitude de oscilação, desvio padrão e velocidade média de deslocamento), geométrico (área elíptica que contém 95% das amostras do CP), e da frequência (frequências média e mediana). PRIETO *et al.* (1996) acrescentam à extensa categoria das variáveis clássicas do CP o

domínio temporal híbrido, onde os parâmetros relacionam aspectos do tempo e da frequência. Os autores postulam interpretações fisiológicas para cada domínio analisado, considerando as medidas de tamanho do traçado, representativas da estabilidade do sistema, como a área elíptica, enquanto a velocidade de deslocamento estaria associada ao grau de atividade do SCP para o nível de estabilidade atingido.

A baixa especificidade, em conjunto com a elevada variabilidade destes parâmetros, tem sido alvo de interesse para a comunidade científica no que diz respeito ao desenvolvimento de protocolos para a obtenção de medidas representativas. Dentre os procedimentos, destacam-se como recomendações o aumento do tempo de teste e do número de tentativas e a identificação de parâmetros não redundantes e confiáveis (CARPENTER *et al.*, 2001; KARLSSON e FRYKBERG, 2000; LAFOND *et al.*, 2004; ROCCHI *et al.*, 2004). Com respeito aos parâmetros espectrais, cuidados quanto à estimativa do espectro são indicados para redução de erros de tendência e variabilidade.

II.8 – Estimativa espectral

Em grande parte dos estudos que abordam as oscilações do CP, a análise espectral é baseada na observação de bandas de frequências que contêm um percentual da energia do sinal estabilométrico (KARLSSON *et al.*, 2000; MEYER *et al.*, 2004; NARDONE *et al.*, 1997; PRIETO *et al.*, 1996). A representação do sinal no domínio da frequência é implementada assumindo-se que a série temporal do CP é estacionária. Considerando que apenas valores discretos podem ser fornecidos pelo sistema computacional, a Transformada Discreta de Fourier (DFT) é usualmente aplicada para estimativa do espectro teórico do centro de pressão (SHIAVI, 1999). Neste contexto, quatro fatores podem influenciar a estimativa do espectro de potência do CP, sendo dois deles

relacionados à conversão analógico/digital da série temporal do CP - a frequência de amostragem (F_a), importante para garantir a representação das altas frequências no espectro, e o tempo de teste (T) – e outros dois aplicados no sinal digitalizado - o número de segmentos (K) e a remoção de tendência de cada segmento (SHIAVI, 1999).

Devido à natureza não determinística das oscilações do CP, a análise espectral é afetada pelas propriedades probabilísticas da estimativa espectral, e o estimador (periodograma) baseado na DFT de um único segmento de sinal é inconsistente, sendo a variância da estimativa igual à magnitude quadrática da função de densidade espectral de potência (PSD) real (BENDAT e PIERSOL, 2000). A divisão do sinal em segmentos não superpostos é um recurso utilizado para reduzir a variância da PSD, conhecido como média de periodogramas ou método de Bartlett (SHIAVI, 1999). Para cada segmento do sinal, um PSD é estimado, de modo que o resultado final é a média dos valores estimados. Embora espectros mais consistentes sejam obtidos, a resolução espectral é reduzida devido à menor duração do segmento.

A representação da transformada de Fourier na forma Cartesiana complexa para cada frequência é constituída por uma parte real e outra imaginária, exceto para 0 Hz (valor médio) e $F_a/2$, que têm apenas valores reais (SHIAVI, 1999). Cada componente do PSD estimado para um segmento é dado pela soma dos componentes real e imaginário elevados ao quadrado. Se o sinal no domínio do tempo puder ser considerado uma variável gaussiana, tais componentes são também variáveis gaussianas. Deste modo se os segmentos podem ser considerados independentes, cada valor do espectro de potência, assim como a relação entre o espectro verdadeiro do CP (S_{COP}) e o estimado (\hat{S}_{COP}), adere à distribuição de probabilidade qui-quadrada, com $2K$ graus de liberdade (SHIAVI, 1999). Este conhecimento permite, com uma determinada probabilidade, definir um intervalo de confiança para o S_{COP} , conforme a expressão:

$$\frac{2.K.\hat{S}_{COP}}{L_i} \leq S_{COP} \leq \frac{2.K.\hat{S}_{COP}}{L_s} \quad (\text{II.1})$$

onde L_i e L_s são, respectivamente, os limites inferior e superior para o intervalo, obtidos diretamente da tabela de distribuição qui-quadrada para $2K$ graus de liberdade e uma determinada probabilidade.

A amostragem da série temporal do CP pode ser compreendida pela multiplicação do sinal contínuo por um trem de impulsos, espaçados por um período de $1/F_a$. Como a multiplicação no tempo corresponde à convolução na frequência, o espectro se torna periódico com período F_a , e a representação do sinal no domínio da frequência é limitada a $\pm F_a/2$. Toda energia do sinal original contida em frequências além destes limites é rebatida sobre a banda de interesse, provocando um aumento artificial da potência estimada. Este fenômeno, conhecido como *aliasing*, é evitado quando se respeita o teorema de Nyquist (ou Shannon), fazendo-se $F_a \geq 2 F_{max}$ (frequência máxima do sinal, assegurada pela aplicação de um filtro passa-baixas *anti-aliasing* analógico) (BENDAT e PIERSOL, 2000). O espectro de potência de sinais com valores reais é uma função par e por isso basta que seja observado nos componentes compreendidos entre zero e $+F_a/2$, inclusive. Como o espaçamento entre as frequências corresponde a F_a/N , o espectro é composto por $N/2$ valores.

A representação do PSD em valores discretos de frequência restringe sua potência aos componentes $k.F_a/N$, onde k é um número inteiro entre 0 e $N/2$. Entretanto, se valores importantes do espectro contínuo existem em frequências diferentes de $k.F_a/N$, estes não serão adequadamente apreciados. Aumentar a duração do registro eleva N e melhora a resolução espectral, porém aumentando o risco de perda da estacionariedade do sinal. Um segmento finito de sinal é representado pelo sinal de interesse multiplicado por uma função porta de amplitude unitária e duração igual à do sinal considerado, o

que no domínio da frequência corresponde à convolução do espectro com uma função do tipo $\text{seno}(x)/x$, gerando um erro de tendência conhecido como vazamento espectral, uma vez que a largura da região central da função pode ocultar frequências vizinhas.

O interesse em extrair informações do comportamento do SCP transcende a capacidade da análise sumária da série temporal do CP, mas implica a utilização de estruturas específicas para representar determinados mecanismos de controle, método conhecido como análise estrutural do CP (BARATTO *et al.*, 2002). Tal abordagem compreende a elaboração de modelos físico-matemáticos aplicados diretamente ao sinal digitalizado ou ao corpo em si.

II.9 – Modelagem do controle postural

A tarefa de modelar um determinado fenômeno é essencial para se conhecer o comportamento do sistema em situações não observadas empiricamente, ou mesmo para se revelar em parâmetros associados. Em modelagem, o evento observado é descrito por uma estrutura físico-matemática manipulável e aproximada da realidade. Para tanto, simplificações e considerações são necessárias, tendo-se o cuidado para não excluir características importantes. De um modo geral, um modelo é a representação simplificada do fenômeno observado, conforme o princípio da *navalha de Ockhams*, que atesta a futilidade de se incluir aspectos desnecessários no modelo (BOTTARO *et al.*, 2005). Neste contexto, a modelagem pode ser aplicada ao deslocamento do centro de pressão conforme um processo de difusão observado em partículas microscópicas, o movimento Browniano.

O movimento Browniano está associado com a aleatoriedade inerente a diversos fenômenos naturais, como o movimento irregular de polens microscópicos observados primeiramente por Robert Brown no início do século XIX (FEDER, 1988). Uma partícula cujo movimento é descrito por tal aspecto apresenta deslocamentos em direções aleatórias e em passos com valores característicos de comprimento, de modo que o termo *caminho aleatório* (CA) é geralmente empregado para a descrição deste comportamento (FEDER, 1988).

O exemplo mais simples de um CA é a situação em que uma partícula se move em uma linha com incrementos de $\pm \zeta$ a cada τ segundos. O comprimento do passo ζ não é fixo, mas determinado conforme a distribuição Gaussiana de probabilidade:

$$p(\zeta, \tau) = \frac{1}{\sqrt{4\pi D\tau}} e^{-\frac{\zeta^2}{4D\tau}} \quad (\text{II.2})$$

onde o parâmetro D é o coeficiente de difusão. Para intervalos de tempo τ , um comprimento do passo ζ varia aleatoriamente a fim de que a probabilidade de se encontrar ζ na faixa de ζ a $\zeta \pm d\zeta$, é $p(\zeta, \tau)d\zeta$, sendo a seqüência de passos um conjunto de variáveis aleatórias Gaussianas e independentes. De acordo com o segundo momento da variável aleatória ζ , e tendo em vista que o deslocamento é de média nula, a variância pode, então, ser descrita como:

$$\langle \zeta^2 \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} \zeta^2 p(\zeta, \tau) d\zeta = 2D\tau. \quad (\text{II.3})$$

Pela equação II.2, D pode ser obtido diretamente a partir da relação:

$$D = \frac{1}{2\tau} \langle \zeta^2 \rangle, \quad (\text{II.4})$$

onde a variância $\langle \zeta^2 \rangle$ corresponde ao deslocamento médio quadrático. Através de uma transformação da variável ζ ($= 2D\tau^{1/2}$), na Figura II.10a é exibida uma seqüência de

variáveis Gaussianas normalizadas constituída por cada passo ξ_i ($i = 1, 2, \dots, 2500$), sendo as respectivas posições são dadas pela expressão:

$$X(t = n\tau) = \sum_{i=1}^n \xi_i. \quad (\text{II.5})$$

No limite de intervalos de tempo arbitrariamente pequenos, a variável aleatória constitui uma função aleatória $X(t)$. No entanto, não se pode observar o movimento Browniano em uma resolução temporal infinita, mas apenas a posição da partícula em intervalos $b\tau$, onde b é um número inteiro arbitrário. O deslocamento ξ da partícula é, então, a soma de b incrementos Gaussianos independentes ($\xi^1, \xi^2, \dots, \xi^b$), obtida pela probabilidade conjunta das b variáveis. Devido à independência entre os incrementos, a distribuição conjunta se torna o produto das b funções de densidade de probabilidade:

$$p(\xi^1; \xi^2; \dots; \xi^b, \tau) = p(\xi^1, \tau)p(\xi^2, \tau)\dots p(\xi^b, \tau). \quad (\text{II.6})$$

O deslocamento ξ é o resultado final da integração do produto para diferentes combinações possíveis de incrementos, que, apesar da diferente resolução temporal de observação é, ainda, um processo Gaussiano de média zero e variância:

$$\langle \xi^2 \rangle = 2Dt \quad \text{para } t = b\tau. \quad (\text{II.7})$$

Desconsiderando o fator de escala, pouco se pode distinguir da Figuras II.10a em relação a Figura II.10b, que foi construída a partir da soma de quatro incrementos independentes. Reduzindo a resolução por um fator de $b = 4$, a escala foi incrementada por um fator aproximado $b^{1/2} = 2$. Tal fenômeno é conhecido como invariância de escala do registro Browniano, que mantém a forma a despeito da alteração de resolução. O intervalo de tempo e o comprimento do passo são escalonados por fatores diferentes ($\tau' \rightarrow b\tau$, $\xi' \rightarrow b^{1/2}\xi$ respectivamente), constituindo uma transformação *afim* (FEDER, 1988). A função de densidade de probabilidade de ξ deve ser rescalonada pelo fator $b^{1/2}$ para assegurar a normalização.

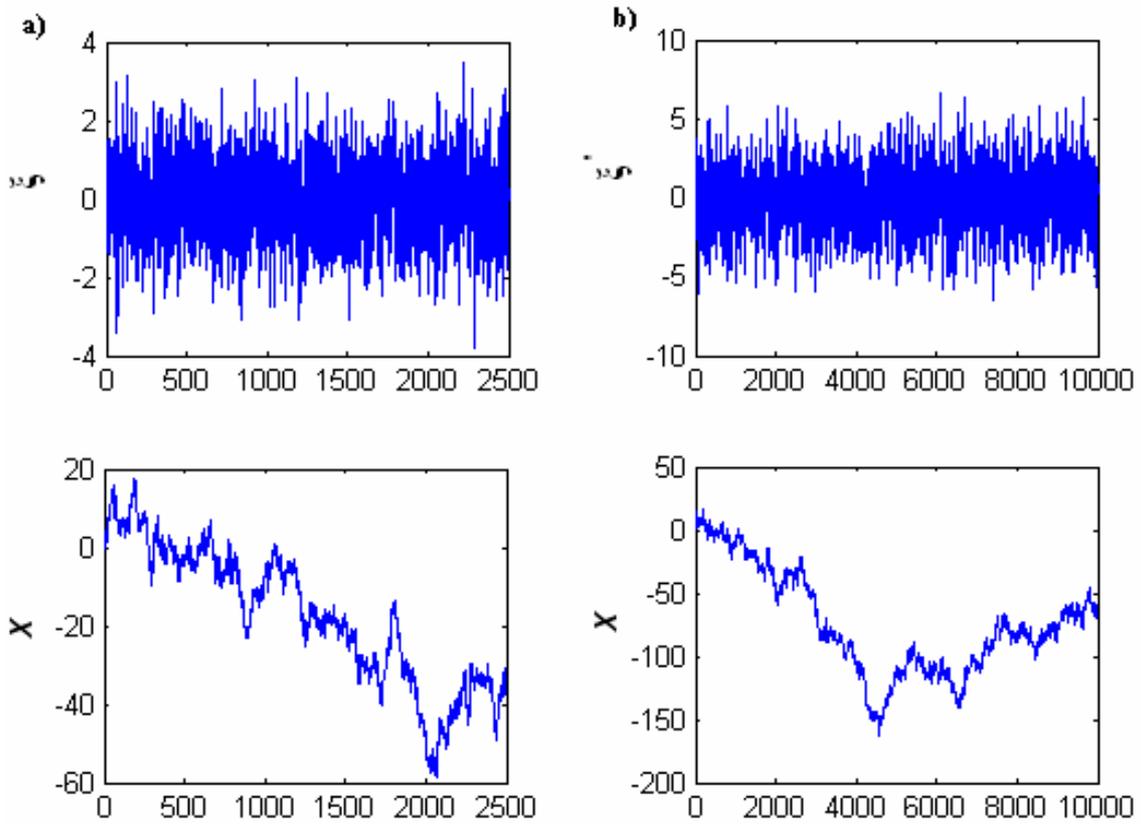


Figura II.10 – Deslocamento ξ e posição X de uma partícula para um espaçamento unitário entre as amostras (a). Deslocamento ξ' e posição X para incrementos com intervalos de quatro amostras (b).

Considerando-se a posição da partícula $X(t)$, no lugar do seu deslocamento ξ , a distribuição de probabilidade pode, então, ser descrita por:

$$P(X(t) - X(t_o)) = \frac{1}{\sqrt{4D|t - t_o|}} e^{-\frac{[X(t) - X(t_o)]^2}{4D|t - t_o|}}, \quad (\text{II.8})$$

que satisfaz a relação de escalonamento descrita previamente, de modo que a média da posição da partícula é zero e sua variância é dada por:

$$\langle [X(t) - X(t_o)]^2 \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} \Delta X^2 P(\Delta X, t - t_o) d\Delta X = 2D|t - t_o|, \quad (\text{II.9})$$

onde $X(t_o)$ é a posição da partícula em um tempo de referência e ΔX é o incremento na posição dado por $X(t) - X(t_o)$. Deste modo, a posição da partícula é uma função aleatória

do tempo, que foi introduzida pela relação de Wiener, considerando o deslocamento como um processo Gaussiano independente e normalizado:

$$X(t) - X(t_o) \sim \xi |t - t_o|^H \quad (t \geq t_o), \quad (\text{II.10})$$

onde H é o expoente de Hurst, empiricamente obtido pela observação de que a faixa de amplitude reescalada para muitos fenômenos naturais, como a descarga de rios, relaciona-se com o período de observação do fenômeno (FEDER, 1988). Pela definição da equação II.10, a posição da partícula $X(t)$ é obtida escolhendo-se um número aleatório ξ de uma distribuição Gaussiana multiplicado pelo incremento de tempo $|t - t_o|^H$ e adicionando-se o resultado à posição de referência $X(t_o)$.

Para $H = 1/2$, os deslocamentos são estatisticamente independentes, e à equação II.10 se aplicam as propriedades descritas do movimento Browniano clássico, ou ordinário, especialmente a relação II.7. MANDELBROT e VAN NESS (1968) chamaram a função de posição da partícula $X(t)$ de registro Browniano $B_H(t)$, onde H pode assumir qualquer valor real entre 0 e 1, e o processo possui característica fracionária, de média nula e variância:

$$\langle [B(t) - B(t_o)]^2 \rangle = 2D\tau \left| \frac{(t - t_o)}{\tau} \right|^{2H}, \quad (\text{II.11})$$

onde valores de $H \neq 1/2$ implicam correlação entre os incrementos, conforme a equação:

$$C(\tau) = 2(2^{2H-1} - 1). \quad (\text{II.12})$$

A generalização do movimento Browniano para o movimento Browniano fracionário permite definir aspectos futuros do processo conhecendo-se o passado. Quando o expoente de Hurst assume valores superiores a 0,5, os incrementos apresentam correlação positiva, de modo que uma tendência atual de deslocamento implica uma tendência futura de manter o sentido de deslocamento, definindo um

comportamento *persistente*. Para $H < \frac{1}{2}$, a correlação é negativa e o processo é *anti-persistente*, ou seja, um incremento está associado a um decremento futuro (FEDER, 1988).

COLLINS e DE LUCA (1993) modelaram o deslocamento do CP conforme o movimento Browniano, encontrando um comportamento não usual que mesclou aspectos do processo ordinário e fracionário. Os autores desenvolveram o estabilograma-difusão, que compreende o gráfico da variância do deslocamento do CP para intervalos de tempo começando de 0,01 s e estendendo-se até 10 s. Duas regiões quase lineares foram claramente identificadas, separadas por um período de transição abaixo do qual os deslocamentos apresentavam correlação positiva e acima correlação negativa. Desta forma, o SCP foi caracterizado por duas zonas de operação conforme a correlação entre os deslocamentos: para a região onde os incrementos apresentam característica *persistente*, o SCP operaria por malha aberta (*feedforward*), enquanto a região *anti-persistente*, caracterizada por longos intervalos de tempo ($\tau > 1s$), definiria o controle do equilíbrio por malha fechada (*feedback*). A transição entre os dois mecanismos de controle foi explicada em termos de uma “zona morta” proprioceptiva, definida por um limiar necessário para ativação do controle por realimentação. Em uma seqüência de trabalhos, o controle do equilíbrio foi compreendido de acordo com tais características para explicar diferentes situações experimentais, como a condição visual e os efeitos da microgravidade e do envelhecimento (COLLINS e DE LUCA, 1995b; COLLINS *et al.*, 1995a, 1995b).

A definição dos mecanismos de controle a partir da série temporal do CP fomentou discussões na literatura, uma vez que, do ponto de vista da engenharia de controle seria impossível compreender as características de um sistema somente pelo estímulo (CHIARI *et al.*, 2000; NEWELL *et al.*, 1997; PETERKA, 2000).

MAURER e PETERKA (2005) propuseram a utilização de um modelo de controle postural por realimentação (controlador PID – proporcional, integral e derivativo), desenvolvido por PETERKA (2000)¹ para avaliar os mecanismos fisiológicos envolvidos. O modelo (Figura II.11) é constituído por um torque corretivo de acordo com o ganho proporcional, derivativo e integral ao desvio angular do corpo na articulação do tornozelo (K_p , K_d e K_i respectivamente), um torque perturbador, representado por um ruído branco Gaussiano (K_n), e pelo atraso (τ_d).

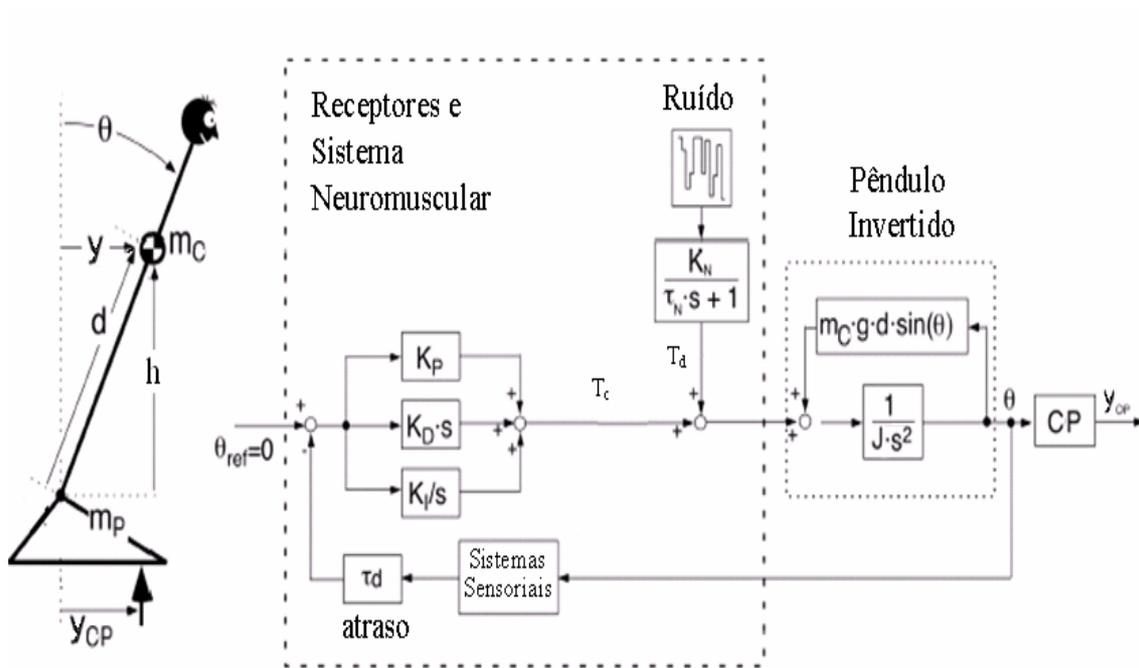


Figura II.11 – Sistema de controle postural por realimentação. J , momento de inércia; m_C , massa corporal excluindo o pé; θ , desvio angular do centro de massa; m_p , massa do pé; d , distância do tornozelo ao centro de massa do corpo; τ_N , constante de tempo do filtro passa baixas de primeira ordem; T_c , torque de controle; T_d , torque de distúrbio (adaptado de MAURER e PETERKA, 2005).

¹ Neste estudo, Peterka demonstrou que a partir do modelo de controle por realimentação (Figura II.11) é possível obter um estabilograma-difusão semelhante ao experimental, questionando a interpretação de um mecanismo de controle postural em termos de malha aberta

O modelo assume o corpo humano como um pêndulo invertido instável, cujo princípio básico de operação consiste na atribuição de uma resposta muscular de estabilização a partir da detecção do desvio angular do centro de massa em relação à articulação do tornozelo. Receptores sensoriais especializados emitem sinais ao SNC, que responde com um torque corretivo (T_c) proporcional ao desvio, sua derivada e integral. O atraso representa a latência na propagação dos sinais aferentes e eferentes assim como a latência mecânica da contração muscular. O torque perturbador corresponde à imprecisão da atividade dos mecanismos neurais de controle, associada às perturbações oscilatórias naturais do organismo vivo (contrações cardíacas e respiração), o que caracteriza as oscilações em torno do ponto de equilíbrio.

Desta forma, o controlador neural pode ser representado pela função de transferência:

$$\frac{T_c(s)}{\theta(s)} = K_D \frac{s^2 + K_P / K_D s + K_I / K_D}{s}, \quad (\text{II.13})$$

enquanto a “planta” – o pêndulo invertido – tem a seguinte função de transferência:

$$\frac{\theta(s)}{T_a(s)} = \frac{1}{Js^2 - m_C gh}, \quad (\text{II.14})$$

onde T_a é a soma algébrica dos torques controlador e perturbador.

Inspecionando a equação II.14, percebe-se que a função possui um pólo situado no lado direito do plano de Asgand. Contudo, combinando-se as duas equações e ajustando os valores dos ganhos, o sistema se torna estável. De acordo com BOTARO *et al.* (2005), a aplicação deste modelo não corresponde ao processo de controle do equilíbrio postural. Para tal estrutura, a estabilidade seria caracterizada pela convergência assintótica da posição do CP para um valor de referência, de modo que as oscilações do centro de pressão observadas para qualquer indivíduo somente poderiam ser descritas

pela presença de uma fonte de ruídos, o que significaria dizer que o equilíbrio é explicado por uma fonte estocástica de perturbação.

De acordo com um determinado enfoque, a avaliação dos deslocamentos do CP através da plataforma de força e a utilização da modelagem permite a realização de inferências sobre o comportamento dos sistemas envolvidos na regulação do equilíbrio, tanto pela utilização de modelos representativos do controle da postura como pelos parâmetros estabilométricos clássicos. Desta forma, seria possível evidenciar diferenças no padrão das oscilações posturais decorrente de condições experimentais específicas como o envelhecimento.

CAPÍTULO III

MATERIAIS E MÉTODOS

III.1 – Casuística

Para se observar a relação entre o envelhecimento e os processos fisiológicos envolvidos no controle postural, foi conduzida uma abordagem baseada em uma aproximação do tipo transversal (DAWSON-SAUNDERS *et al.*, 1994). Estudos longitudinais são mais consistentes para expressar a relação de causa e efeito, especialmente em situações cujos fatores impliquem a morte dos indivíduos (DAWSON-SAUNDERS *et al.*, 1994). Contudo, isto não se aplica para a investigação em questão, primeiro porque a morte não é um efeito direto de uma capacidade reduzida de controle do equilíbrio, e segundo, devido à escassez de relatos que comprovem a ineficiência do sistema de controle postural explicada pelo envelhecimento desprovido de patologias.

O padrão de comportamento do sistema de controle do equilíbrio postural, possivelmente alterado em função do envelhecimento, foi identificado pela análise do deslocamento do centro de pressão quantificado através de uma plataforma de força. Indivíduos de diferentes faixas etárias foram submetidos a testes estabilométricos, seguindo algumas especificações de padronização conforme postulado na literatura.

A amostra foi constituída por 57 participantes, separados igualmente em três grupos de acordo com as faixas etárias: adultos jovens (20-30 anos), meia-idade (40-50 anos) e idosos (65-75 anos), cujas características antropométricas básicas são apresentadas na Tabela III.1. Os critérios de exclusão foram identificados através de relatos obtidos pelo preenchimento de um extenso questionário (Anexo I) a fim de

excluir os voluntários que apresentassem disfunções circulatórias, respiratórias ou osteomioarticulares, distúrbios neurológicos de ordem central ou periférica, procedimentos cirúrgicos, uso de medicamentos que influenciam a regulação do equilíbrio, histórico de quedas ou o consumo abusivo de álcool. Somente os testes dos indivíduos que não atenderam aos critérios de exclusão supracitados foram considerados para análise. O desempenho em atividades diárias e as limitações psicológicas, sobretudo em relação à susceptibilidade às quedas, integraram um conjunto de dados para comparação funcional, não quantitativa, entre os grupos.

Tabela III.1: Características antropométricas dos grupos

	Jovens (19)	Meia Idade (19)	Idosos (19)
Idade	22,78 (2,32)	44,00 (4,65)	68,68 (2,47)
Peso (kg)	72,58 (12,54)	72,14 (11,84)	67,00 (16,77)
Altura (m)	1,73 (0,08)	1,70 (0,08)	1,59 (0,11)*

* $p < 0,002$ conforme o teste estatístico Kruskal-Wallis

Os participantes formalizaram sua participação por escrito mediante assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido, onde era explicitada a realização do experimento conforme o Anexo II. O experimento foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ) após a submissão de um protocolo experimental contendo as especificações do procedimento da pesquisa. A qualquer instante era permitido ao voluntário interromper o teste, caso fosse necessário ou por desistência.

A execução do experimento transcorreu em três locais distintos conforme os grupos, porém, preservando-se o rigor metodológico. Os testes com os indivíduos jovens foram realizados nas dependências do Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Desportos da UFRJ. Os idosos que constituíram a casuística

participam do projeto para prevenção de quedas – desenvolvido e coordenado pelo professor da Universidade Federal Fluminense, Edmundo Drumond – realizado no campus da UFRJ situado à Praia Vermelha, de modo que os testes conduzidos para este grupo ocorreram nas dependências do Laboratório de Biomecânica neste mesmo local, evitando problemas quanto à necessidade de deslocamento. Para o grupo de meia idade, cujos componentes eram funcionários e alunos da Escola Estadual Béliça, os testes foram aplicados nas instalações da própria escola, localizada em Guadalupe no município do Rio de Janeiro.

III.2 – Protocolo experimental

Os participantes foram instruídos a se posicionarem de pé sobre a plataforma de força, relaxados, com os braços ao longo do corpo, de frente para uma parede branca a uma distância de dois metros, calcanhares afastados lateralmente de seis centímetros e pés abduzidos de 10 graus, de modo a reproduzir os procedimentos adotados por COLLINS e DE LUCA (1993). Eventualmente, eram necessários ajustes quanto à colocação dos pés, de modo que fitas adesivas foram fixadas na plataforma para padronizar o seu posicionamento (Figura III.1), atenuando o efeito da base de suporte na variabilidade dos resultados (CHIARI *et al.*, 2002; ROCCHI *et al.*, 2004).

O tempo de aquisição do sinal foi de 2 min, sendo que, no primeiro minuto, os indivíduos mantiveram os olhos abertos, fechando-os na metade restante sob o comando verbal do avaliador. Este procedimento foi repetido cinco vezes para cada sujeito, com 3 min de repouso entre os registros. O início da aquisição era comunicado ao participante após a estabilização de seu posicionamento sobre a plataforma. O efeito de possíveis fontes de perturbação sonora foi minimizado no ambiente de teste.



Figura III.1 –Posicionamento dos pés sobre a plataforma de força. Duas marcas posteriores são separadas de 6 cm, devendo ser sobrepostas pelos calcanhares, enquanto as marcas anteriores formam um ângulo de 10° de abdução dos pés.

III.3 – Instrumentação e cálculo do CP

Para o cálculo da magnitude da força de reação resultante e das coordenadas do centro de pressão, foi utilizada a plataforma de força AccusWay^{PLUS} com o aplicativo Balance Clinic (AMTI, Watertown, EUA). O sistema fornece seis valores de saída, referentes às forças e os momentos nos três eixos de deslocamento do espaço: antero-posterior (F_y e M_y), lateral (F_x e M_x) e longitudinal (F_z e M_z). As especificações mecânicas da plataforma são descritas na Tabela III.2.

Tabela III.2 – Especificações mecânicas da plataforma de força AccusWay^{PLUS} (AMTI, Watertown, EUA).

Característica	Valor
Capacidade Vertical	1800 N
Capacidade Horizontal	180 N
Capacidade dos momentos M_x , M_y	140 N m
Altura	4.4 cm
Comprimento x Largura	50 x 50 cm
Peso	11,4 kg

Embora fossem mensuradas pelo equipamento, as forças horizontais de reação não foram consideradas para análise. A posição do CP, conforme ilustrado na Figura III.2, para cada eixo de deslocamento que configura o plano da plataforma, foi obtida a partir das relações:

$$CP_x = \frac{M_y}{F_z} \quad (III.1)$$

$$CP_y = \frac{M_x}{F_z} \quad (III.2)$$

Para calcular o momento em torno de cada eixo, foi considerada a distância dos transdutores em relação à origem do sistema de referência da plataforma, que convencionalmente foi definida como o seu centro. Quatro células de carga, com sensibilidade (S) igual a $0,67 \mu\text{V}$ para cada Newton Volt de excitação, são dispostas no entorno dos vértices da plataforma. Com o ganho (G) do amplificador ajustado para 4000 e uma tensão de alimentação V_o constante de 10 V, o valor de $0,0268 \text{ V}$ de tensão de saída (V_s) para cada Newton de força é determinado conforme a expressão:

$$V_s = 10^{-6} \cdot S \cdot G \cdot V_o \cdot F_z \quad (III.3)$$

onde a constante 10^{-6} corresponde à ordem de grandeza da sensibilidade.

De acordo com as especificações do conversor A/D acoplado à saída da plataforma (12 bits e faixa dinâmica de ± 10 V), o número de unidades binárias, correspondente a 1 N de força, é de 5,489 ($0,0268V \cdot 2^{12}/20V$). Desta forma, a menor variação de deformação que o sensor é capaz de medir (ou seja, sua resolução) é 0,182 N ($1/5,489$).

Quanto à eliminação do ruído de rede, caracterizado pela energia presente no componente de frequência de 60 Hz e seus múltiplos, não foi utilizado um filtro analógico anti-aliasing, conforme indicado nas especificações do equipamento, de modo que a remoção do ruído, assim como a atenuação do erro de conversão relacionado ao bit menos significativo, foi condicionada à implementação de um filtro digital passa-baixas Butterworth. Devido à frequência de amostragem utilizada (100 Hz), a energia referente ao componente do ruído seria representada pelo componente de 40 Hz, o que está muito além da banda de interesse, representada em frequências abaixo de 5 Hz (BARATTO *et al.*, 2002; CARPENTER *et al.*, 2001; FITZPATRICK *et al.*, 1992; ROCCHI *et al.*, 2004).

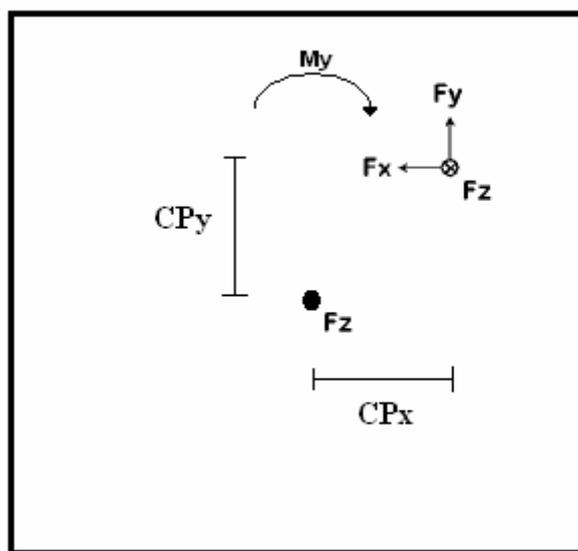


Figura III.2 – Posição do CP no eixo lateral (CPx) e ântero-posterior (CPy) de uma amostra em relação à origem do sistema de coordenadas, que corresponde ao centro da plataforma. $CPx = My/Fz$, onde My é o torque sobre o eixo y e Fz é a soma das forças medidas pelas quatro células de carga.

III.4 – Análise dos dados

Para cada sujeito, foram obtidos dez registros de dois minutos, sendo cinco deles referentes ao deslocamento do CP no plano sagital e os demais no plano frontal. Para a digitalização do sinal, foi utilizado o aplicativo Balance Clinic (AMTI, Watertown, EUA), com frequência de amostragem de 100 amostras/s. Os dados característicos da série temporal do CP foram exportados para a implementação dos procedimentos de análise desenvolvidos no aplicativo Matlab 6.5 (The Mathworks, Natick, EUA). As 12.000 amostras da série temporal do CP, para cada eixo, foram fragmentadas em dois trechos de 60 s, de modo que os primeiros 6.000 pontos correspondem à condição de olhos abertos e o trecho restante à condição de olhos fechados. Os 15 s iniciais de cada registro foram retirados, a fim de eliminar efeitos transientes de acomodação.

De acordo com CARPENTER *et al.* (2001), um tempo de 45 s para cada condição visual de teste é suficiente para garantir a contribuição das baixas frequências presentes no sinal, além de melhorar a estabilidade e confiabilidade de parâmetros que descrevem as características do SCP. O número de tentativas foi escolhido para assegurar a reprodutibilidade dos resultados pela redução da variabilidade inerente ao fenômeno, tendo em vista que a média dos parâmetros em sucessivos testes confere uma estimativa mais consistente (LAFOND *et al.*, 2004). O campo visual também se mostra como um fator de comprometimento, de modo que as oscilações posturais podem ser modeladas de forma adaptativa à tarefa (STOFFREGEN *et al.*, 2000), o que exige a padronização do campo de visão. Devido à menor estatura, significativa no grupo dos idosos (Tabela III.1), possíveis implicações nos valores dos parâmetros calculados foram consideradas conforme o estudo de CHIARI *et al.* (2002).

Duas abordagens sistemáticas diferentes foram conduzidas para análise do sinal estabilométrico: a global e a estrutural (BARATTO *et al.*, 2002). A análise global consistiu na estatística descritiva das variáveis clássicas do CP, que compreendem a dispersão do traçado, sua velocidade e seus componentes no domínio da frequência, obtidas a partir da série temporal do CP. Na Figura III.3, pode-se observar a trajetória do centro de pressão (estaticinesiograma) representativa de um participante do grupo jovem, referente aos 45 s de teste com os olhos abertos. A decomposição das oscilações posturais em subunidades, de modo a avaliar suas interações sob o enfoque de mecanismos do controle motor, corresponde à análise estrutural do CP. Para as análises global e estrutural, as séries temporais nos dois eixos foram filtradas com um filtro digital passa-baixas Butterworth de 2ª ordem, com frequência de corte ajustada em 12,5 Hz para eliminar eventuais erros de conversão (menor bit significativo). O filtro foi aplicado duas vezes, em sentido normal e inverso, para evitar variações de fase.

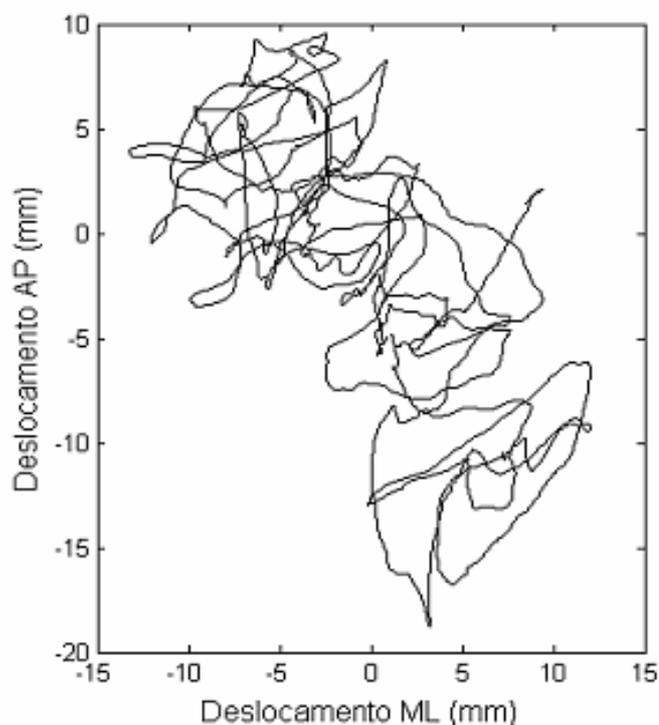


Figura III.3: Registro do CP no plano da superfície.

A velocidade média de deslocamento do CP na superfície da plataforma, a área elíptica que contém 95% dos dados e a frequência que divide a potência do espectro em 80% (representados por VM , AE e $F80$ respectivamente), constituíram o grupo das variáveis globais analisadas no estudo. Os valores das duas primeiras foram calculados a partir das séries temporais do CP nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML), sendo para $F80$ considerado apenas o deslocamento no plano sagital. A VM foi calculada pela seguinte equação (PRIETO *et al.*, 1996):

$$VM = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} \sqrt{(AP_{(i+1)} - AP_{(i)})^2 + (ML_{(i+1)} - ML_{(i)})^2}}{T} \quad (\text{III.4})$$

onde N é o número de pontos e T o tempo total de aquisição conforme descrito anteriormente.

Para o cálculo da AE , foi utilizado o método de análise de componentes principais (OLIVEIRA *et al.*, 1996). Os eixos da elipse são definidos pelos autovetores da matriz de covariância, obtidos a partir da variância e covariância do CP nas duas direções do plano de deslocamento, conforme a relação:

$$AE = \frac{\sigma_{xx}^2 + \sigma_{yy}^2 \pm \sqrt{(\sigma_{xx}^2 - \sigma_{yy}^2)^2 + 4.(\sigma_{xy}^2)^2}}{2} \quad (\text{III.5})$$

de modo que σ_{xx} , σ_{yy} e σ_{xy} são o desvio padrão no plano sagital e frontal e a covariância respectivamente.

A frequência que determina a banda inferior do espectro com 80% da potência total ($F80$) foi obtida pela expressão:

$$F80 = \sum_{i=1}^u \Delta f_i \quad (\text{III.6})$$

onde Δf é o incremento discreto de frequência na função densidade espectral de potência, estimada pelo método do periodograma de Welch com sete trechos de 11,25 s, 50% de superposição e janela Hanning (Figura III.4), e u é o menor inteiro que satisfaz:

$$\sum_{i=1}^u P_{(i)} \geq 0,8.S_f \quad (\text{III.7})$$

onde S_f é a potência total da PSD com valores discretos de potência P_i na frequência f_i .

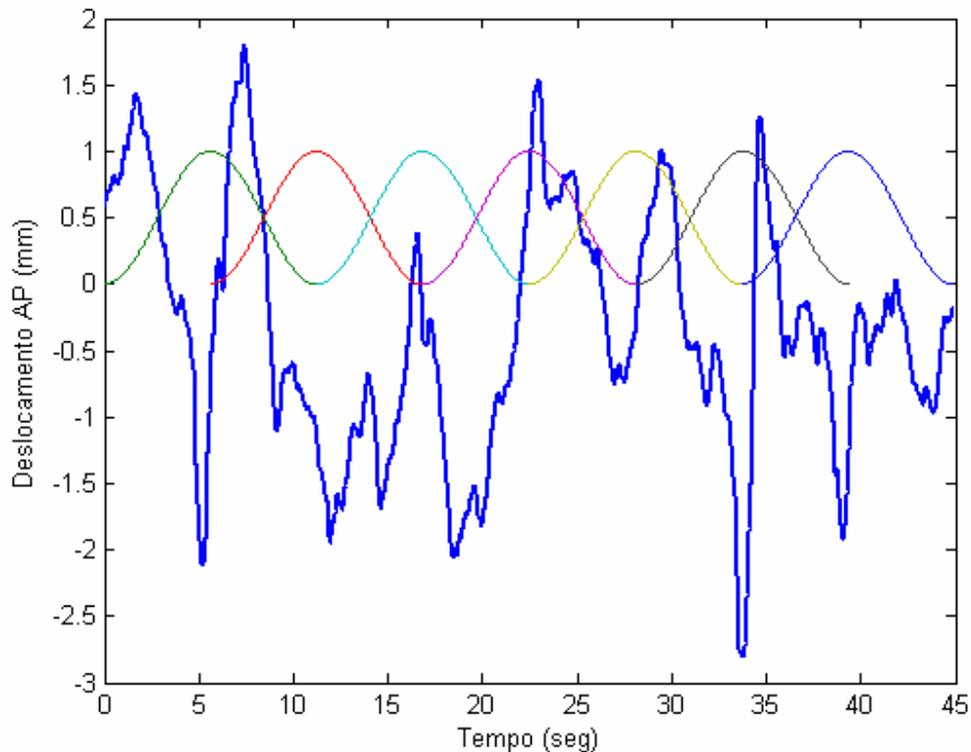


Figura III.4 – Aplicação de sete janelas cossenoidais (Hanning) com 50% de sobreposição, conforme as linhas finas, em um registro do deslocamento ântero-posterior do CP representado pela linha espessa.

A análise estrutural foi baseada na curva de densidade de oscilação (CDO) (BARATTO *et al.*, 2002; JACONO *et al.*, 2004), e na suposição de que os deslocamentos do CP podem ser descritos pelas propriedades do movimento Browniano fracionário (CHIARI *et al.*, 2000; FEDER, 1988).

O método da densidade de oscilação consiste na contagem do número de pontos consecutivos que estão contidos em um círculo de raio igual a 2,5 mm, centralizado em cada par de coordenadas amostradas do centro de pressão. O exemplo da Figura III.5 ilustra três círculos, centralizados nos instantes correspondentes a 3, 10 e 11 s, nos primeiros 15 s de aquisição. Nota-se no círculo inferior que apenas os pontos adjacentes às coordenadas amostradas que estão contidas no círculo são incluídos na contagem. Como resultado da contagem dos pontos contidos em cada círculo, obtém-se a CDO (Figura III.6). Os valores do eixo da ordenada são normalizados pela frequência de amostragem, atribuindo-se dimensão de tempo à variável dependente, interpretada como o tempo de permanência (*Stay Time*) (JACONO *et al.*, 2004).

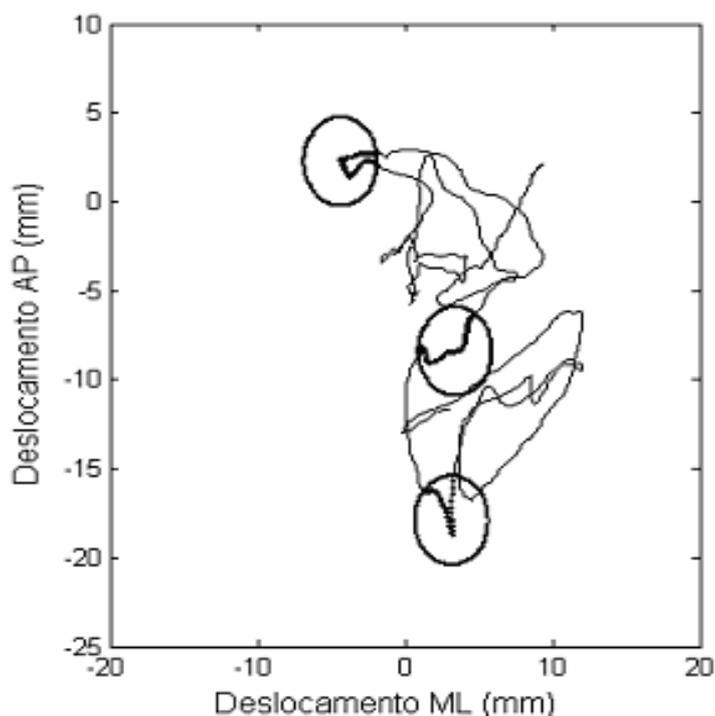


Figura III.5 – Exemplo da construção da curva de densidade de oscilação (CDO).

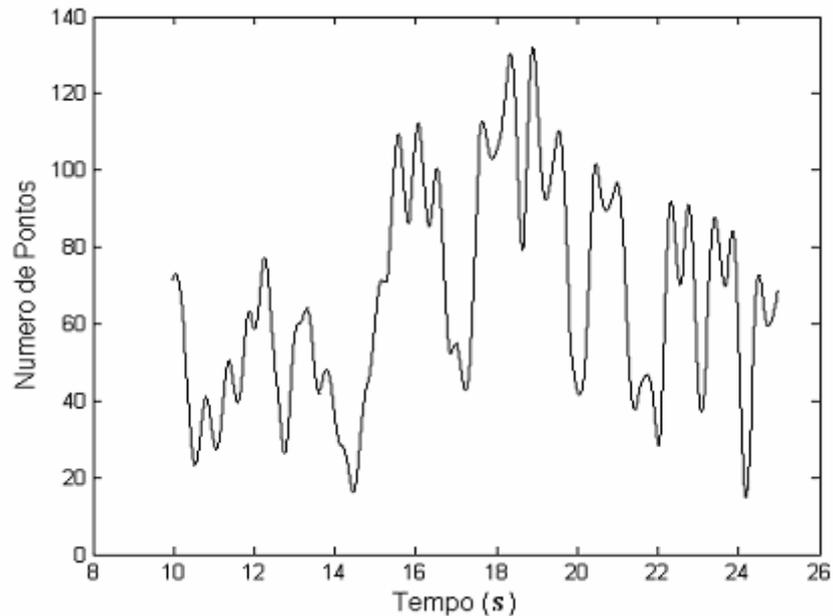


Figura III.6: Número de pontos contido em um círculo de raio 2,5mm, para cada instante de sinal amostrado, durante 15 s de registro.

A CDO é caracterizada por uma sucessão de picos e vales que representam os mecanismos de controle do equilíbrio. Os picos correspondem aos instantes em que o torque muscular na articulação do tornozelo foi suficiente para estabilizar o sistema, enquanto os vales indicam a migração entre os eventos de estabilidade (BARATTO *et al.*, 2002). Nesta concepção, o corpo é modelado conforme um pêndulo invertido, dividido em dois segmentos: o pé (fixo) e o restante do corpo (haste móvel sobre o tornozelo). O esquema de estabilização é baseado em uma seqüência de tendências de queda controlada a partir do torque muscular em torno do tornozelo, que deve exceder o limite imposto pela gravidade. Esta tarefa é assegurada pela atividade de sinergismo da rigidez muscular (tecidos e atividade tônica da musculatura) com os comandos neurais antecipatórios, gerados pela estimativa do vetor de estado atual do corpo e sua predição futura (BARATTO *et al.*, 2002; JACONO *et al.*, 2004; MORASSO e SHIEPPATI, 1999).

Desta forma, três variáveis foram extraídas do modelo: a duração média dos picos (MP), que está relacionada ao nível de estabilização do sistema, a distância média (MD) e o tempo médio (MT) entre picos consecutivos, que exprimem a amplitude e a taxa de produção dos comandos de controle, respectivamente.

Sob o enfoque do movimento Browniano, o comportamento do CP é modelado de acordo com um processo estocástico particular, cujas propriedades podem ser descritas por parâmetros estatísticos mecânicos. O princípio geral da estatística mecânica baseia-se na resposta de um evento aleatório individual que, mesmo sendo imprevisível, permite obter expressões definidas para a probabilidade de alguns aspectos do processo estocástico em questão (COLLINS e DE LUCA, 1993). O movimento Browniano é um exemplo deste fenômeno, onde o deslocamento aleatório de uma partícula, conhecido como caminho aleatório (CA), está relacionado com o seu intervalo de tempo. Neste estudo, o processo de controle do equilíbrio durante a postura ortostática foi modelado como um caminho aleatório bidimensional, compreendido pelo deslocamento do CP nos dois eixos da superfície. Contudo, para este caso específico, a relação entre o deslocamento do CP e o intervalo de tempo apresenta uma característica fracionária, de modo que a relação descrita por Einstein (equação II.7) é generalizada pela lei de escalonamento (equação II.11) introduzida por MANDELBROT e VAN NESS (1968), que descreve a propriedade fracionária do movimento Browniano.

A análise do deslocamento do CP conforme um caminho aleatório foi conduzida pelo cálculo da soma dos deslocamentos quadráticos entre todos os pares de pontos separados por um intervalo de tempo específico (Δt) no estatocinesiógrama (Figura III.7), dividido pelo número de Δt que constitui a série temporal do CP. Tal procedimento foi iniciado pelo menor intervalo de tempo possível entre as amostras,

definido pelo período de amostragem (0,01 s), e repetido para intervalos maiores até 10 s conforme a equação (COLLINS e DE LUCA, 1993):

$$\langle \Delta r^2 \rangle = \frac{\sum_{i=1}^{N-m} (\Delta r_i)^2}{(N-m)} \quad (\text{III.8})$$

onde Δr_i se refere ao deslocamento entre as amostras i e $i+m$, de modo que m corresponde ao número de amostras compreendidas pelo Δt em questão.

O gráfico que representa a relação entre o deslocamento médio quadrático e o intervalo de tempo é referido como estabilograma-difusão (COLLINS e DE LUCA, 1993), ou variograma (BARATTO *et al.*, 2002), podendo ser representado em escala linear ou logarítmica.

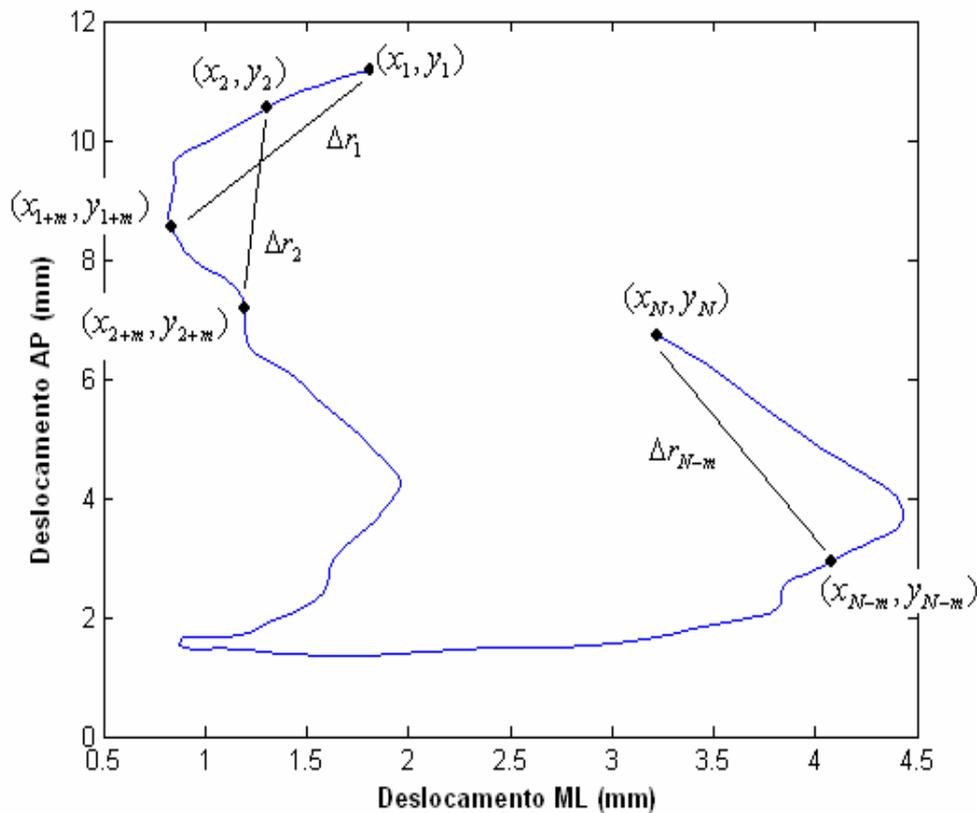


Figura III.7 – Exemplo da construção de um variograma a partir do registro do CP no plano da plataforma, onde as amostras estão separadas por um Δt específico conforme a relação: $m = \Delta t / T_a$ (T_a = período de amostragem). Para simplificação, apenas um trecho de 10 s é representado.

O método para extração dos parâmetros que descrevem as propriedades do fenômeno de controle do equilíbrio foi baseado no estudo de CHIARI *et al.* (2000), onde o variograma é somente considerado em escala logarítmica. Na Figura III.8, pode-se observar um variograma resultante do deslocamento médio quadrático em função do intervalo de tempo Δt (log-log), onde é notável a presença de duas regiões quase lineares para curtos e longos intervalos de tempo, caracterizadas por suas inclinações e interceptos e separadas por uma zona de transição.

A inclinação de cada reta corresponde ao dobro do expoente de escalonamento da equação II.11, que denota a relação de *persistência* ou *antipersistência* entre os deslocamentos do CP conforme a função de correlação descrita previamente (equação II.12). O intercepto é uma medida indireta do coeficiente de difusão ($= \log 2DV_H$, onde V_H é uma função não linear de H) e, por essa razão, preserva o seu significado como indicativo do nível de aleatoriedade do fenômeno.

Os expoentes de escalonamento H_c e H_l , para a região de deslocamentos do CP separados por curtos e longos Δt respectivamente, foram obtidos através da relação linear:

$$\log\langle\Delta r^2\rangle = 2H_j \log \Delta t + K_j \quad (\text{III.9})$$

onde $j = c$ ou l , a respeito da região de análise do variograma. O intercepto para cada reta ajustada (K_c e K_l) foi obtido para $\Delta t = 1$.

O ajuste das retas foi condicionado à escolha do intervalo de tempo que melhor define a linearidade das regiões características do variograma. A região de curtos Δt foi inicialmente definida entre 0 e 0,1 s, de modo que o limite superior foi incrementado pelo período de amostragem até o máximo de 2,5 s. A regressão linear e o erro médio quadrático (valor RMS) dos resíduos, entre a reta ajustada e os valores observados, foram calculados para cada iteração. O intervalo superior para esta região foi definido

pelo Δt que exibe o menor valor de erro conforme a Figura III.9 (CHIARI *et al.*, 2000).

O limite inferior para a região de longos Δt foi definido pelo mesmo procedimento.

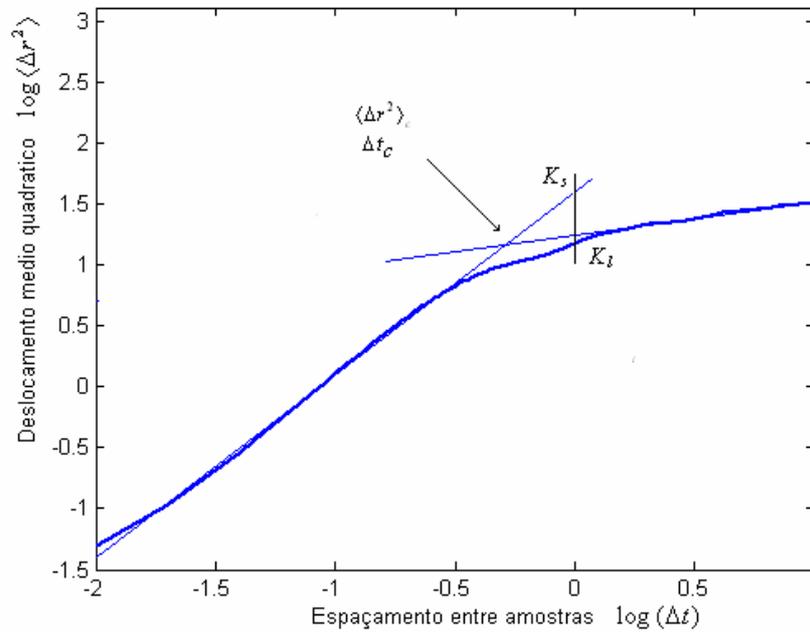


Figura III.8 – Deslocamento médio quadrático em função do Δt (log-log) representado pela linha espessa, e as duas retas ajustadas às regiões lineares com inclinações ($2H_{c,l}$) e interceptos ($K_{c,l}$) distintos. O ponto comum às duas retas corresponde ao deslocamento médio crítico e o tempo crítico ($\langle \Delta r^2 \rangle_c$ e Δt_c , respectivamente).

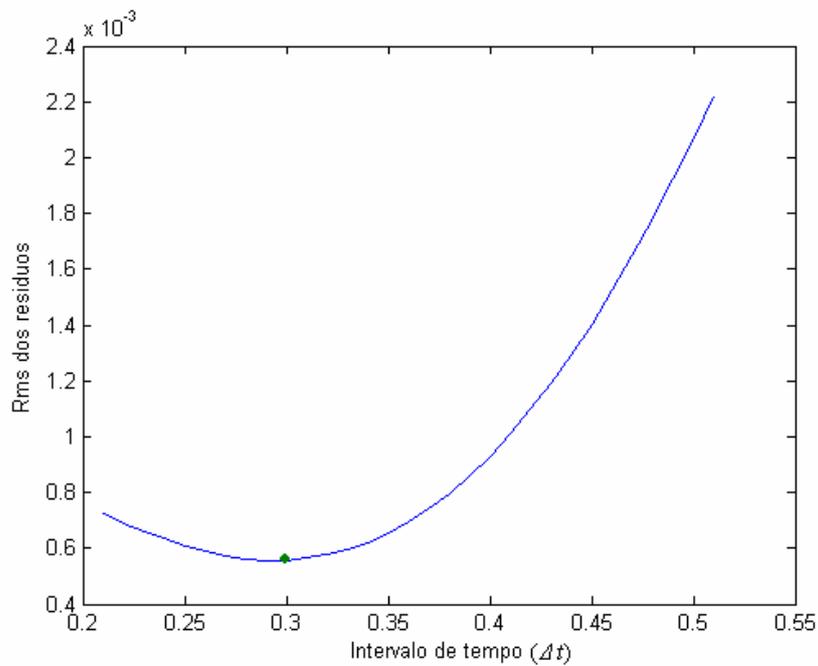


Figura III.9 – Raiz media quadrática (RMS) dos resíduos entre a curva experimental e a reta de melhor ajuste quando Δt é iteragido de 0,1 a 2,5 s. O Δt que corresponde ao menor valor do erro é escolhido.

A zona de transição entre as regiões de curtos e longos intervalos de tempo, caracterizada pela intersecção das duas retas ajustadas ao variograma, foi calculada pela simples combinação da equação III.9 para $j = c$ e $j = l$, com duas coordenadas definidas respectivamente para a abscissa e ordenada como o intervalo de tempo crítico (Δt_c), interpretado como o tempo necessário para o SCP estimar a posição futura do CG e gerar as respostas musculares, e o deslocamento médio quadrático crítico ($\langle \Delta r^2 \rangle_c$), que corresponde ao deslocamento do CP devido à rigidez passiva do tecido muscular e sua atividade tônica. Tais parâmetros foram obtidos pelas equações:

$$\Delta t_c = 10^{\frac{K_l - K_s}{2(H_s - H_l)}} \quad (\text{III.10})$$

e

$$\langle \Delta r^2 \rangle_c = 10^{K_i} \Delta t_c^{2H_i} \quad (\text{III.11})$$

Após a coleta de todos os dados e da conseqüente extração dos parâmetros de interesse, foi gerado um histograma para cada uma das 13 variáveis que compuseram o estudo. A hipótese de aderência à distribuição normal teórica de probabilidade não pôde ser aceita, conforme o teste para ajuste de distribuição de Shapiro-Wilk. Portanto, enquanto a comparação entre grupos foi conduzida pela versão não-paramétrica da análise de variância conforme o teste de Kruskal-Wallis, a inferência sobre as alterações do equilíbrio, decorrentes da condição visual, foi baseada na comparação conduzida para cada grupo de maneira independente, utilizando-se o teste não-paramétrico de Wilcoxon para amostras pareadas (DAWSON-SAUNDERS e TRAPP, 1994).

III.5 – Fator de normalização

Em função da diferença significativa da estatura entre o grupo de idosos e os demais, adotou-se um fator de normalização para comparação entre grupos, tendo em vista que os parâmetros estabilométricos são influenciados por características antropométricas (CHIARI *et al.*, 2002). O procedimento utilizado para transformação foi proposto por O'MALEY (1996), onde os valores definidos pela reta de regressão ajustada aos dados correlacionados com base no método dos mínimos quadrados são inicialmente subtraídos dos valores observados (Figura III.10), o que corresponde aos resíduos. Em seguida, adicionando-se um valor constante, os resíduos são escalonados para uma faixa de valores semelhantes aos dados originais. Essa constante é o valor médio da variável dependente para o grupo analisado. O coeficiente de correlação de Pearson entre a altura e as demais variáveis do estudo foi calculado, sendo passíveis de normalização apenas aquelas que foram significativamente explicadas pela altura.

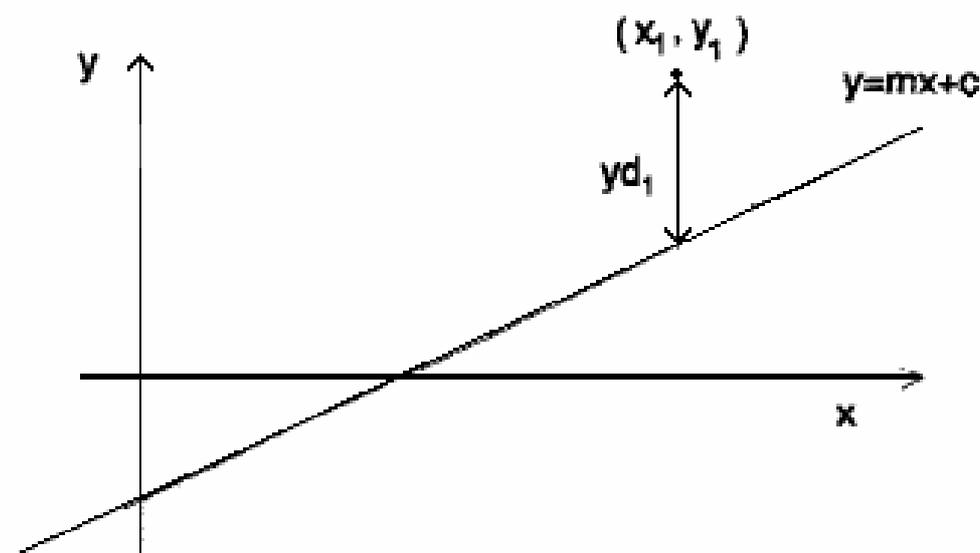


Figura III.10 – Método de normalização proposto por O'MALEY (1996). $yd_1 = y_1 - mx - c$, onde os parâmetros da reta (m e c) foram estimados pela regressão linear entre a variável independente (x) e a variável dependente (y). O valor médio de y é, então, adicionado a aos resíduos.

III.6 – Métodos para estimativa espectral do CP

Em relação à análise no domínio da frequência conduzida neste estudo, a influência de diferentes procedimentos usualmente adotados na literatura para estimativa espectral e para aquisição do sinal foi investigada, tendo em vista a divergência dos parâmetros espectrais relatados na literatura (KARLSSON *et al.*, 2000; MEYER *et al.*, 2004; NARDONE *et al.*, 1997). Apenas o componente ântero-posterior do CP foi considerado para análise espectral, observando-se os fatores descritos previamente na seção II.8 (Figura III.11): número de segmentos (K), frequência de amostragem ($F_a/2$), tempo de teste (T) e remoção da tendência de cada segmento.

Para se observar o efeito do número de segmentos no \hat{S}_{COP} , três estimadores foram utilizados de acordo com a divisão do sinal em K segmentos (um, três e seis). O método de Bartlett, onde os segmentos possuem a mesma duração e não são superpostos foi utilizado para estimativa espectral através da equação (SHIAVI, 1999):

$$\hat{S}_{COP}(f) = \frac{1}{K} \sum_{n=1}^K \hat{Y}_n(f) \quad (\text{III.12})$$

onde $\hat{Y}_n(f)$ é a PSD estimada para cada segmento do sinal conforme a relação (SHIAVI, 1999):

$$\hat{Y}_n(f) = \frac{|I_L(f)|^2}{F_a \cdot L \cdot U} \quad (\text{III.13})$$

onde $I_L(f)$ é a transformada de Fourier do n ésimo segmento da série temporal do CP, multiplicado por uma janela Hanning com L amostras. O tamanho utilizado para a janela foi definido pelo número total de amostras (N), $L = \text{INT}(N/K)$. Como as amostras dos extremos de cada segmento foram atenuadas pela janela, o fator de normalização U para que a potência média da janela fosse unitária foi considerado.

Tal fator foi obtido pela expressão (SHIAVI, 1999):

$$U = \frac{1}{L} \sum_{l=0}^{L-1} |z(l)|^2 \quad (\text{III.14})$$

onde $z(l)$ representa a janela utilizada. Observando-se a equação (III.12), pode-se notar que, para um segmento apenas, \hat{S}_{COP} e \hat{Y}_n se igualam.

A consistência do estimador espectral foi avaliada pelo intervalo de confiança para cada \hat{S}_{COP} , definido para um, três e seis graus de liberdade de acordo com a equação II.1, com um nível de significância de 0,05. Para investigar o efeito da frequência de amostragem, o sinal digitalizado do CP foi decimado com 50 e 20 amostras/s. Para cada uma das três frequências de amostragem, foi estimado um espectro pelo mesmo método descrito anteriormente em relação à segmentação, porém utilizando-se sempre seis segmentos. A influência do tempo de teste no \hat{S}_{COP} foi observada para o sinal com a duração inicial de 60 s (6.000 amostras) e truncado em 4.000 e 2.000 amostras, mantendo-se o período de amostragem (0,01 s). Para fins de comparação o \hat{S}_{COP} foi estimado pelo método de periodograma de Welch (SHIAVI, 1999), dividindo-se o sinal em sete segmentos com 50% de superposição (método utilizado para o cálculo da $F80$). Para os três casos a tendência linear foi considerada para remoção.

Para analisar o efeito dos procedimentos de análise e do tempo de teste nos parâmetros espectrais, a frequência mediana - que divide o espectro em 50% de sua energia ($F50$) - foi calculada a partir das equações III.6 e III.7, com u ajustado para que os valores discretos de potência do espectro somassem 50% de sua potência total. Com base na aderência da $F50$ à distribuição Gaussiana de probabilidade, a análise de variância para um fator (ANOVA “one-way”) foi empregada para o teste de igualdade da $F50$ estimada com os diferentes procedimentos. Todas as funções de densidade espectral de potência foram estimadas utilizando-se a função “psd” do Matlab, que permite retirar a tendência de cada segmento do sinal assegurando a sua

estacionariedade². Os sinais de 35 sujeitos integrantes do estudo, sendo 18 do grupo jovem e 17 do grupo de meia idade (20-51 anos, 54-95 kg e 1,6-1,9 m respectivamente) foram considerados para as comparações. A partir do primeiro teste de cada sujeito, os espectros foram calculados quanto a K , F_a , T e à remoção da tendência. Para avaliar a reprodutibilidade, o coeficiente de correlação intraclasse (CCI) proposto por SHROUT e FLEISS (1979) foi calculado para os valores de $F50$ obtidos a partir dos espectros estimados para 20, 40 e 60 s de duração para cada um dos cinco testes de cada sujeito.

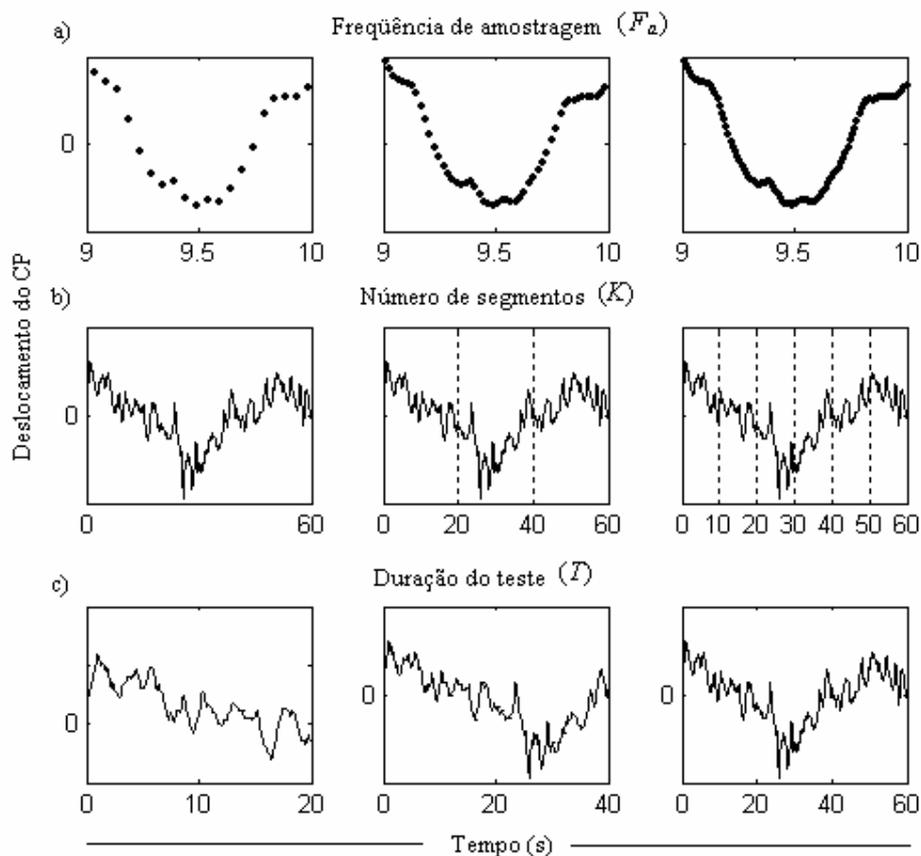


Figura III.11 – Representação esquemática dos procedimentos de análise utilizados para investigar o efeito da frequência de amostragem (F_a), do número de segmentos (K) e da duração do teste (T) no espectro estimado do CP. (a) sinal sub-amostrado para 20 e 50 Hz e na frequência original 100 Hz; (b) segmentação conforme as linhas tracejadas em um, três e seis segmentos; (c) série temporal do CP truncada em 20 e 40 s e no seu período total de 60 s.

² A função “psd” do Matlab foi utilizada para todas as estimativas espectrais, permitindo a remoção da tendência para cada segmento do sinal. Porém, os valores fornecidos por esta função correspondem ao espectro absoluto e bilateral. Por esta razão, foi aplicado o fator de normalização $F_a/2$ para os componentes de frequência entre zero e $F_a/2$.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

IV.1 – Normalização

De acordo com CHIARI *et al.* (2002), fatores biomecânicos podem influenciar os valores das variáveis estabilométricas clássicas e do variograma, sugerindo-se uma correção. Como a base de suporte foi controlada neste estudo e os grupos não apresentaram diferenças significativas quanto ao peso corporal, apenas a estatura foi considerada para normalização. Devido à diferença significativa da estatura no grupo dos idosos em relação aos demais, a correlação entre todas as variáveis e a altura foi investigada antes de se conduzir os testes de hipótese. Apenas a área elíptica (*AE*) apresentou um coeficiente de correlação significativamente diferente de zero, considerando-se a altura dos jovens e idosos.

Para a situação de olhos fechados, o grupo de jovens demonstrou uma correlação positiva ($r = 0,52$, $p = 0,02$), enquanto de olhos abertos foi observado apenas uma tendência de aumento da área em função da altura ($r = 0,42$, $p = 0,07$). A área elíptica e a altura dos idosos apresentaram uma correlação negativa, tanto para a condição visual de olhos abertos como de olhos fechados ($r = -0,51$, $p = 0,02$ e $r = -0,48$, $p = 0,04$, respectivamente). Após aplicar o fator de normalização, os valores do coeficiente de correlação entre a *AE* e a altura, calculados para os jovens e idosos com os olhos abertos, foram: $r = 0,12$ e $r = -0,18$, respectivamente (Figura IV.1 e IV.2). Para a situação de olhos fechados no grupo de idade avançada, a correlação entre altura e área também foi removida ($r = -0,3$, para os três casos $p > 0,05$).

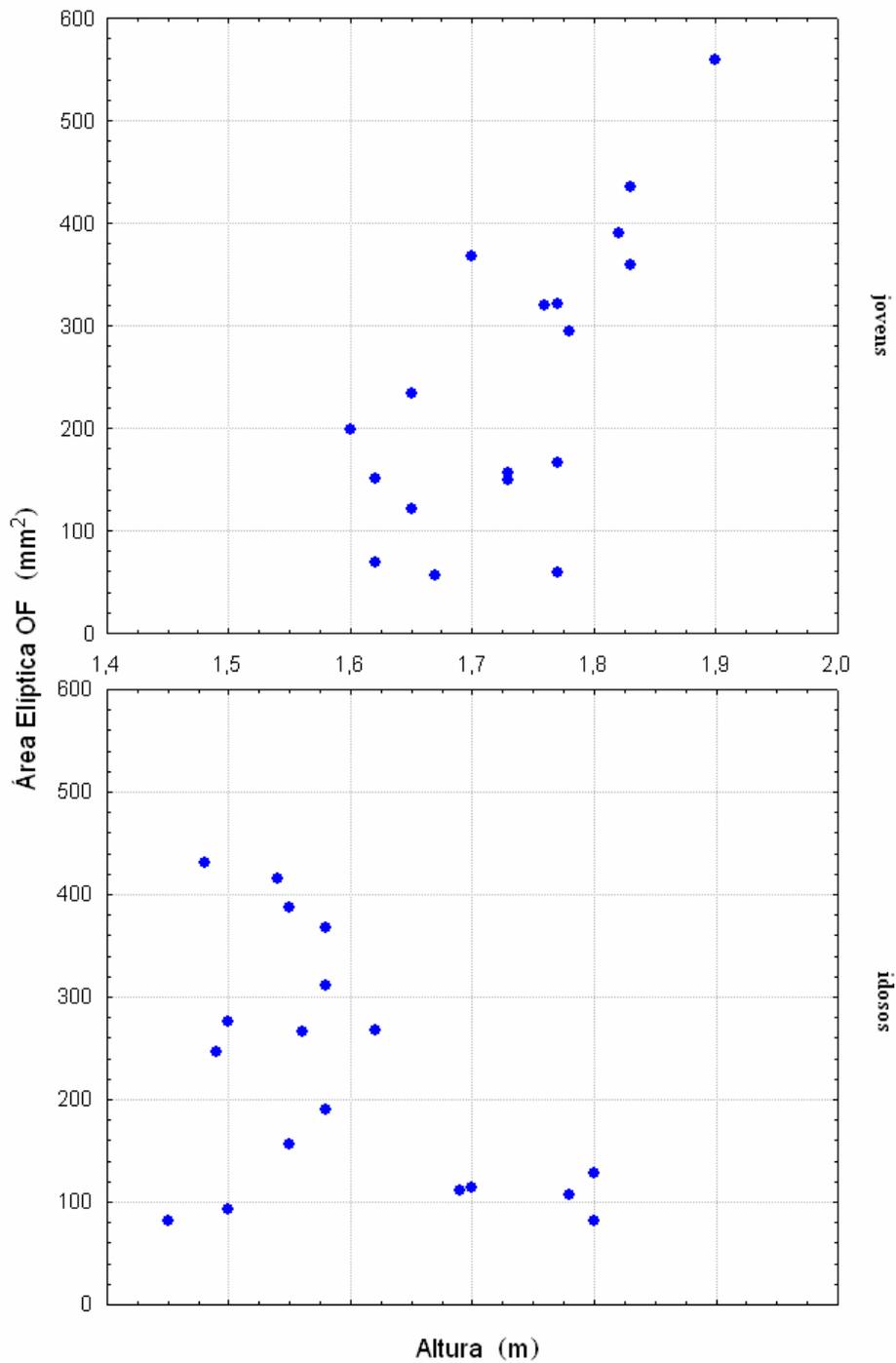


Figura IV.1 – Diagrama de espalhamento entre a variável área elíptica e altura para o grupo de jovens (acima, $r = 0,52$) e idosos (abaixo, $r = - 0,48$), ambos calculados para a condição visual de olhos fechados.

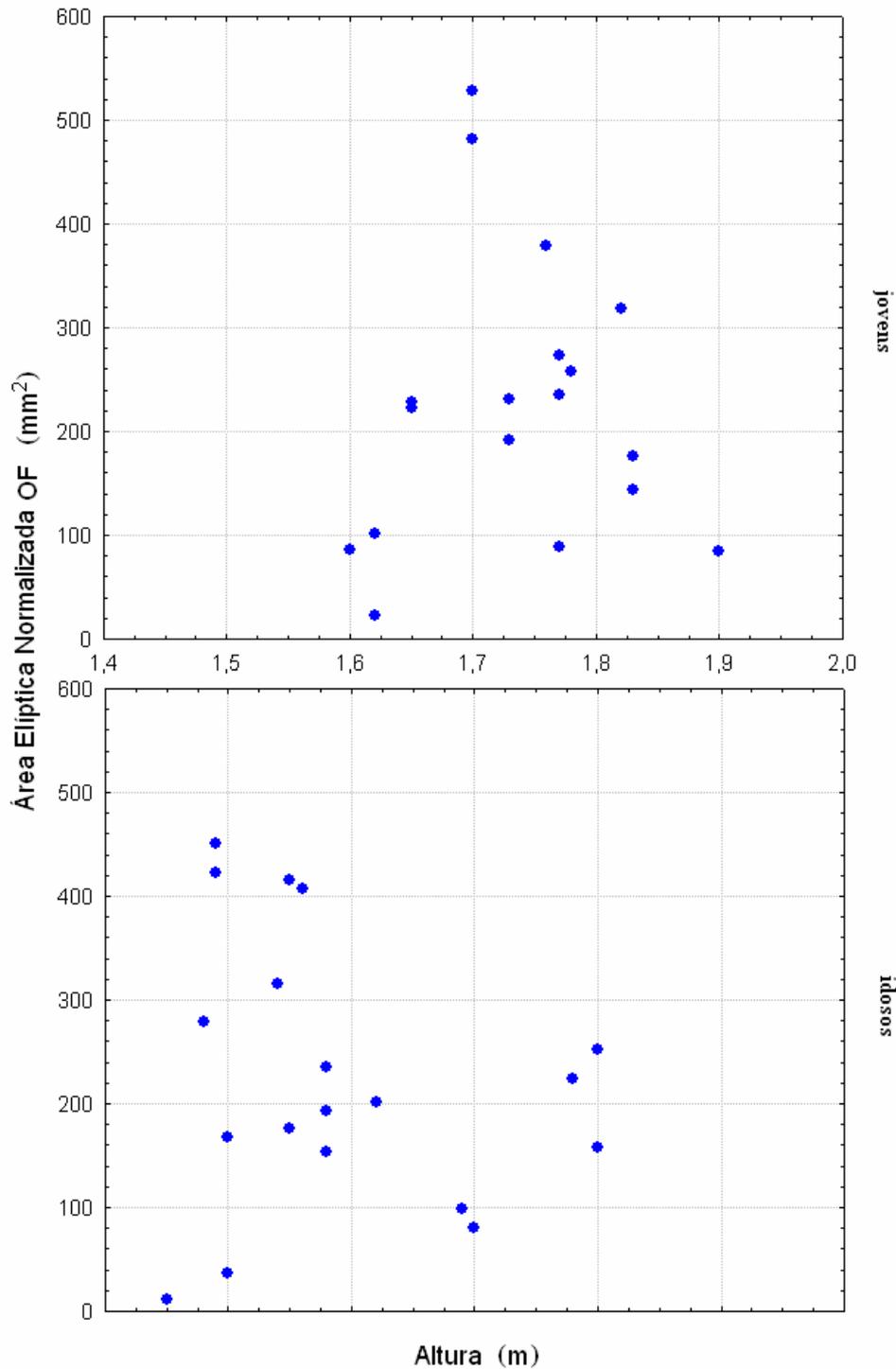


Figura IV.2 – Diagrama de espalhamento obtido a partir do método para remoção da correlação entre duas variáveis conforme proposto por O'MALEY (1996). Acima os valores da área elíptica e altura se referem ao grupo dos jovens ($r = 0,12$) com olhos fechados e abaixo ao grupo de idosos ($r = -0,18$).

IV.2 – Comparação entre grupos

Comparando os grupos dos jovens, meia idade e idosos, para cada condição visual separadamente, a frequência que divide o espectro em 80% de sua potência ($F80$) diferiu significativamente nos idosos para a situação de olhos abertos (Figura IV.3). Dentre as variáveis estruturais, o expoente de escalonamento que caracteriza a região de longos intervalos de tempo no variograma (H_l) foi significativamente menor nos idosos, independente da condição visual considerada (Figura IV.4). Tais variáveis também apresentaram diferenças significativas quanto à condição visual para os três grupos analisados, com valores maiores para os olhos fechados ($p < 0,007$ para os dois casos).

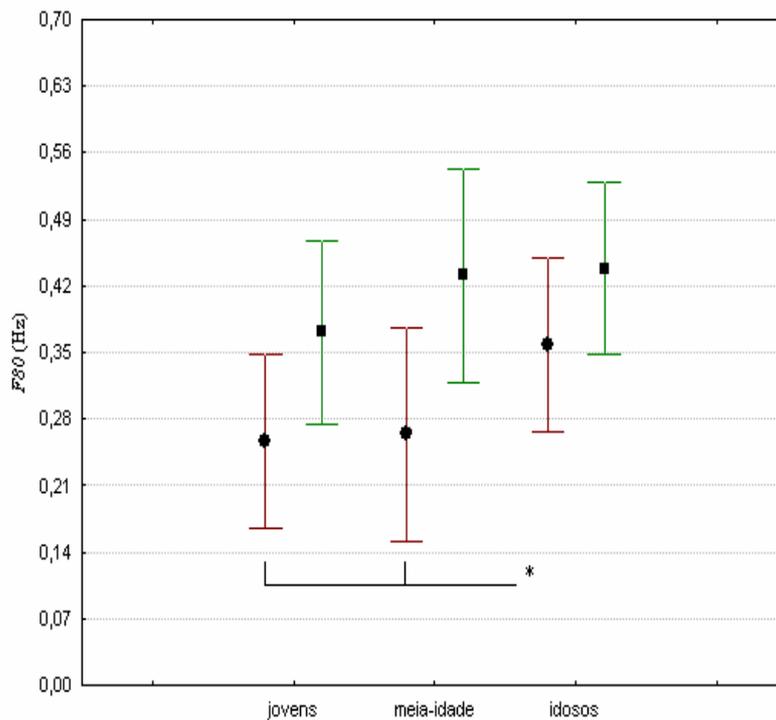


Figura IV.3 – Valores de $F80$, média e desvio padrão, para os três grupos em cada condição visual (● olhos abertos e ■ olhos fechados).

* $p < 0,004$ somente para comparação com olhos abertos

$p < 0,007$ entre olhos abertos e fechados para todos os grupos

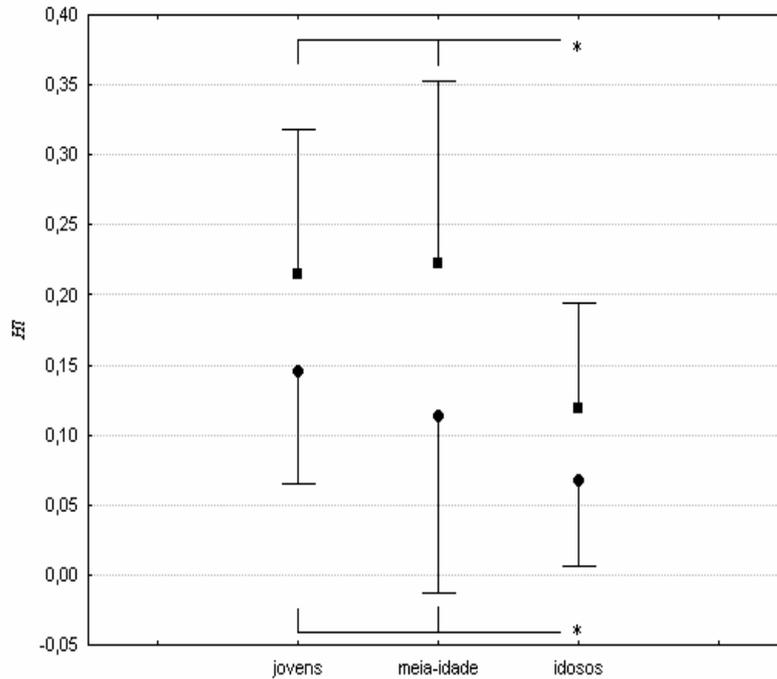
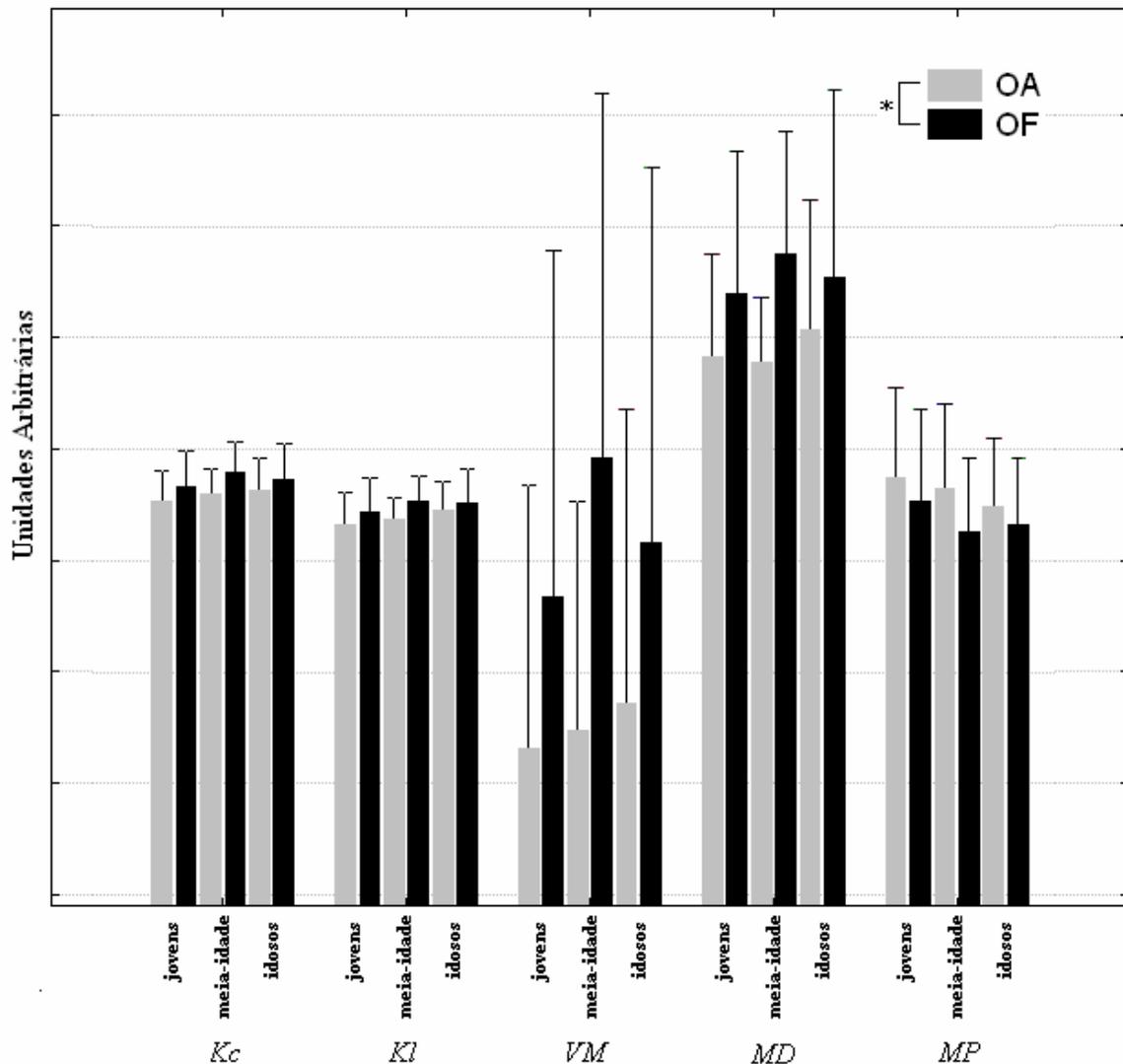


Figura IV.4 – Valores de H_l , média e desvio padrão, para os três grupos em cada condição visual (● olhos abertos e ■ olhos fechados).

*** $p < 0,012$ para ambas as condições visuais.**

$p < 0,007$ entre olhos abertos e fechados para todos os grupos

Além da $F80$ e do H_l , quando os grupos foram comparados separadamente quanto à condição visual, a supressão da visão alterou significativamente os valores das variáveis: área elíptica (AE) e velocidade média de deslocamento (VM), distância média entre picos (MD) e duração média dos picos (MP) da curva de densidade de oscilação, deslocamento médio quadrático crítico ($\langle \Delta r^2 \rangle_c$) e o intercepto das retas ajustadas às regiões definidas por curtos (K_c) e longos (K_l) intervalos de tempo do variograma ($p < 0,002$ para todos os casos). Com exceção do $\langle \Delta r^2 \rangle_c$, devido à sua elevada variabilidade (coeficiente de variação no intervalo de 0,54 a 0,67), as demais variáveis são apresentadas na Figura IV.5 para ambas as condições visuais e para todos os grupos (para a visualização conjunta, as variáveis foram transformadas para unidades arbitrárias, conservando-se sua variabilidade).



**Figura IV.5 – Comparação dos valores de K_c , K_l , VM , MD , MP para as condições visuais de olhos abertos e olhos fechados entre cada grupo (devido à transformação, a comparação entre olhos abertos e fechados deve ser observada individualmente para cada variável).
* $p < 0,002$ comparando as condições visuais para as cinco variáveis.**

Apesar de ter sido removida a influência da estatura sobre a AE , obtendo-se a área elíptica normalizada (AE_n), não foi observada diferença significativa para esta variável quando comparada entre os grupos assim como entre as condições visuais. Este mesmo comportamento foi apresentado pelo tempo médio entre picos (MT), o intervalo de tempo crítico e o expoente de escalonamento, que corresponde à inclinação da reta ajustada à região de curtos intervalos de tempo do variograma em escala logarítmica (H_c e Δt_c , respectivamente), com valores de $p > 0,07$ em todos os casos para a

comparação entre grupos e $p > 0,19$ em todos os casos para as comparações quanto às diferentes condições visuais.

A representação dos valores das variáveis globais e estruturais para os três grupos com olhos abertos e fechados é apresentada na Tabela IV.1.

Tabela IV.1: Média (desvio padrão) para as variáveis do estudo calculadas a partir das análises, global e estrutural, do CP para as condições visuais de olhos abertos e fechados (OA e OF)

	Jovens		Meia idade		Idosos	
	OA	OF	OA	OF	OA	OF
global						
VM^\ddagger	8,60 (2,36)	9,95 (3,10)	8,90 (2,06)	11,35 (3,27)	9,84 (2,64)	11,28 (3,37)
AE	254,9 (125,2)	268,6 (173,6)	265,9 (129,6)	261,6 (106,0)	225,3 (103,9)	252,2 (170,6)
AE_n	255,6 (128,9)	212,7 (143,4)	265,9 (129,6)	261,6 (106,0)	270,4(118,6)	226,6 (134,1)
$F80^{\ddagger\ddagger}$	0,25 (0,10)	0,37 (0,10)	0,26 (0,11)	0,43 (0,11)	0,35 (0,10)	0,43 (0,10)
Estrutural						
MT	0,59 (0,03)	0,59 (0,02)	0,58 (0,03)	0,58 (0,02)	0,57 (0,02)	0,58 (0,03)
MD^\ddagger	2,82 (0,92)	3,39 (1,27)	2,77 (0,59)	3,75 (1,09)	3,07 (1,16)	3,54 (1,68)
MP^\ddagger	1,73 (0,81)	1,53 (0,83)	1,63 (0,76)	1,25 (0,67)	1,47 (0,62)	1,31 (0,60)
H_c	0,76 (0,02)	0,76 (0,02)	0,76 (0,01)	0,77 (0,02)	0,76 (0,02)	0,75 (0,03)
$H_l^{\ddagger\ddagger}$	0,21 (0,11)	0,15 (0,08)	0,22 (0,14)	0,11 (0,13)	0,12 (0,08)	0,07 (0,07)
K_c^\ddagger	1,53 (0,28)	1,66 (0,32)	1,59 (0,23)	1,80 (0,28)	1,63 (0,29)	1,73 (0,32)
K_l^\ddagger	1,33 (0,28)	1,44 (0,31)	1,37 (0,19)	1,52 (0,23)	1,45 (0,26)	1,52 (0,3)
$< \Delta r^2 >_c^\ddagger$	21,02 (11,87)	30,22 (18,75)	20,34 (11,63)	34,26 (18,59)	29,94 (17,75)	38,91 (26,29)
Δt_c	0,67 (0,28)	0,67 (0,17)	0,64 (0,30)	0,64 (0,25)	0,74 (0,28)	0,72 (0,23)

\ddagger diferença significativa para a condição OA no grupo dos idosos em relação aos demais ($p < 0,002$).
 $\ddagger\ddagger$ diferença significativa para alternância da condição visual para os três grupos ($p < 0,02$ em todos os casos)

IV.3 – Estimador espectral

Uma vez que apenas o indicador espectral foi sensível à variação da faixa etária para os grupos analisados, desconsiderando-se H_t , a investigação da influência de diferentes procedimentos de análise e de aquisição para estimativa da função de densidade de potência do CP constituiu um objetivo adicional neste estudo. O indicador espectral utilizado para tais comparações foi a frequência mediana ($F50$), que separa o espectro em duas bandas com a mesma potência (PRIETO *et al.*, 1996).

Os valores médios da $F50$ entre os indivíduos (Tabela IV.2) apresentaram redução significativa com a diminuição do número de divisões da série temporal do CP, e exibiram um comportamento inverso quando a duração do teste era encurtada ou a remoção da tendência linear era aplicada. Como esperado, a $F50$ não apresentou diferença significativa para a frequência de amostragem.

Tabela IV.2: Valores da $F50$ para cada procedimento de estimativa espectral do CP

		$F50$		Média (DP)				
Tendência*	K^*	F_a^* (Hz)	T^* (s)					CCI (95% IC)†
Média	0.16 (0.05)	1	0.096 (0.06)	20	0.254 (0.08)	20	0.429 (0.07)	0.82 (0.74 – 0.89)
		3	0.161 (0.10)	50	0.251 (0.08)	40	0.243 (0.08)	0.91 (0.86 – 0.94)
Linear	0.19 (0.06)	6	0.251 (0.08)	100	0.251 (0.08)	60	0.190 (0.06)	0.96 (0.94 – 0.98)

† Coeficiente de Correlação Intraclasse com intervalo de confiança de 95% aplicado para cinco repetições em cada tempo de duração do teste.

* $p < 0.0001$ para todos os casos.

IV.3.1 – Frequência de amostragem

A forma e magnitude do espectro estimado para o CP (\hat{S}_{COP}) não foram alteradas com as estratégias de amostragem (Figura IV.6a), mantendo os valores da $F50$ praticamente constantes ($p = 0,0997$). Para enfatizar este efeito, todos os espectros apresentados na Figura IV.6a foram limitados para a banda de interesse entre 0 e 1 Hz, embora o limite superior do espectro aumentasse em função da frequência de amostragem. Pode-se notar, ainda, que a magnitude e a posição do primeiro harmônico foram mantidas para as três taxas de amostragem investigadas, revelando que toda a energia do sinal está concentrada em baixas frequências.

IV.3.2 – Segmentação

Os limites do intervalo de confiança, para cada espectro estimado, tornaram-se mais estreitos com a fragmentação da série temporal do CP quando era utilizado um maior número de segmentos (Figura IV.6b). A redução da potência do primeiro harmônico também é evidente, o que causou um incremento significativo para a $F50$ ($p < 0,0001$). Para um único segmento, o espectro estimado do CP (representado na figura pela linha mais espessa) não pode ser observado devido ao elevado valor do limite superior do intervalo de confiança, correspondente a $2 \hat{S}_{COP} / L_s (= 2040 \hat{S}_{COP})$.

Neste caso, a posição do primeiro harmônico foi deslocada para a direita conforme o incremento de K , assumindo os valores de frequência de 0,016, 0,05 e 0,1 Hz para um, três e seis segmentos respectivamente, o que significa um aumento no espaçamento entre as frequências com a fragmentação do sinal.

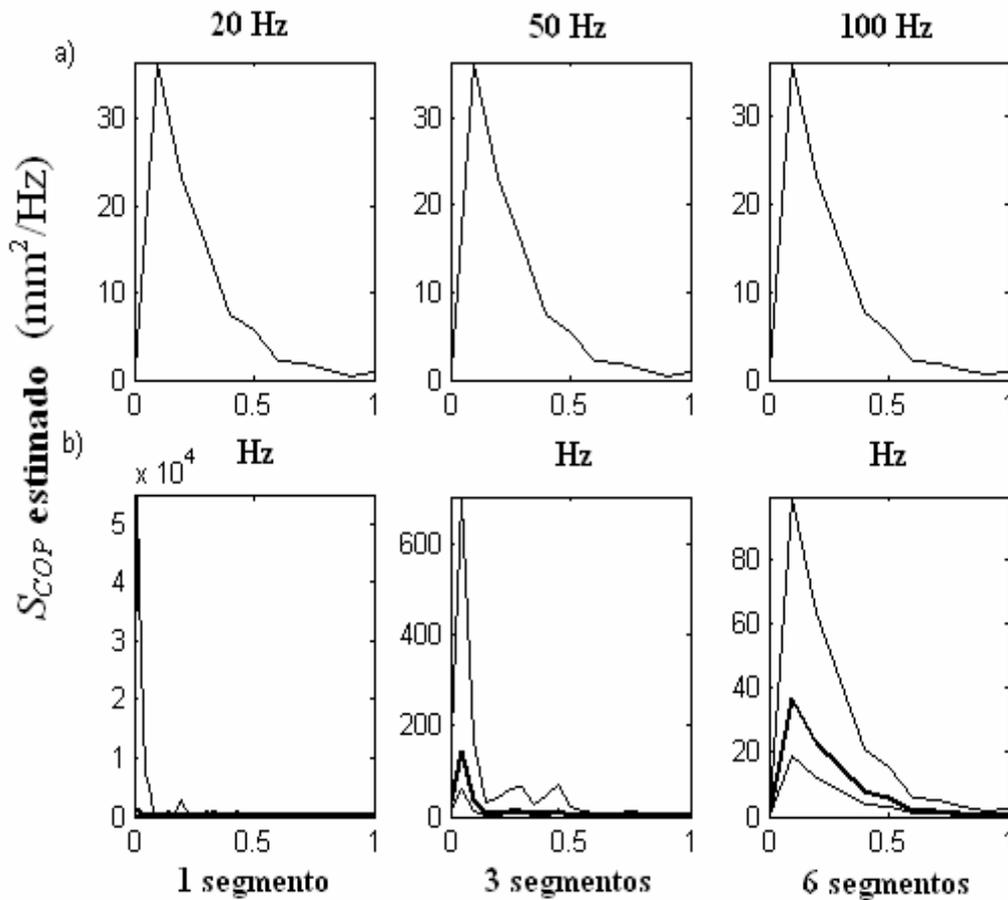


Figura IV.6 – Exemplo de um espectro de potência do CP estimado para as frequências de amostragem de 20, 50 e 100 Hz (a), assim como o espectro estimado (—) e o intervalo de confiança de 95% (---) para um, três e seis segmentos de divisão da série temporal do CP (b). Pode-se notar a invariância da posição e magnitude do primeiro harmônico para diferentes F_a , enquanto a segmentação do sinal deslocou-o para altas frequências e provocou a atenuação.

IV.3.3 – Duração do teste

O truncamento da série temporal do CP provocou a atenuação e o deslocamento da frequência de pico (Figura IV.7), correspondente ao primeiro harmônico para cada espectro estimado. Conforme esperado, a frequência mediana apresentou um decremento estatisticamente significativo com a duração do teste ($p < 0,0001$). Inversamente, a relação do coeficiente de correlação intraclasse com a duração do teste exibiu uma tendência de incremento, o que corresponde ao aumento da confiabilidade para a estimativa da frequência mediana (Tabela IV.2).

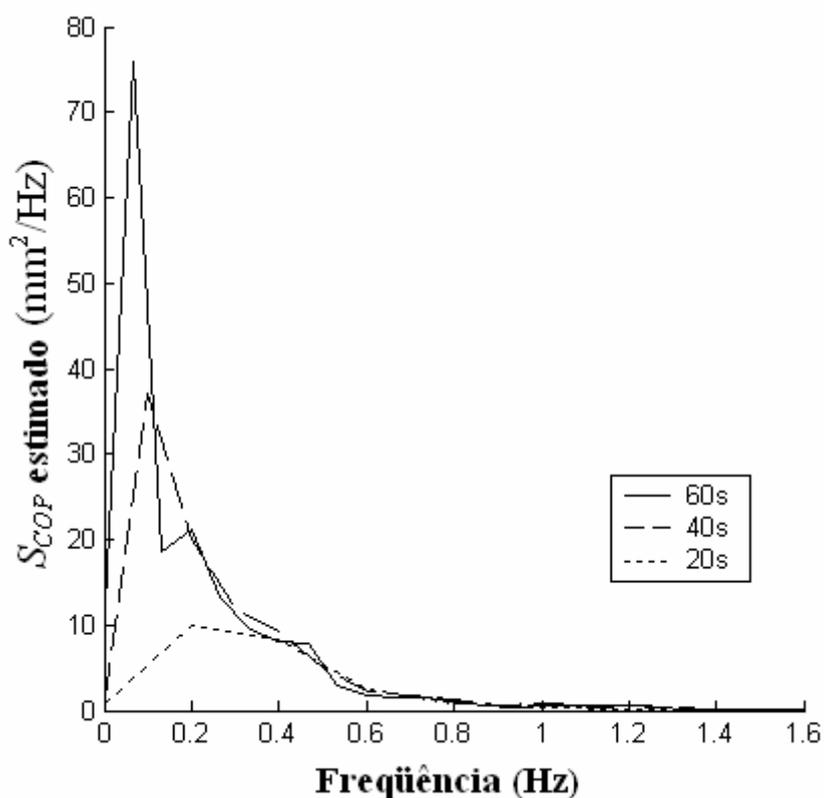


Figura IV.7–Espectros estimados para um único registro do CP, porém, com durações diferentes (linha cheia = 60 s, linha tracejada = 40 s e linha pontilhada = 20 s).

IV.3.4 – Remoção da tendência

A remoção da tendência linear para cada segmento do sinal reduziu a potência dos componentes de frequência abaixo de 0,3 Hz (Figura IV.8). Devido a este efeito os valores da frequência mediana foram significativamente menores com a remoção linear quando comparados aos obtidos pela subtração do valor médio ($p < 0,0001$).

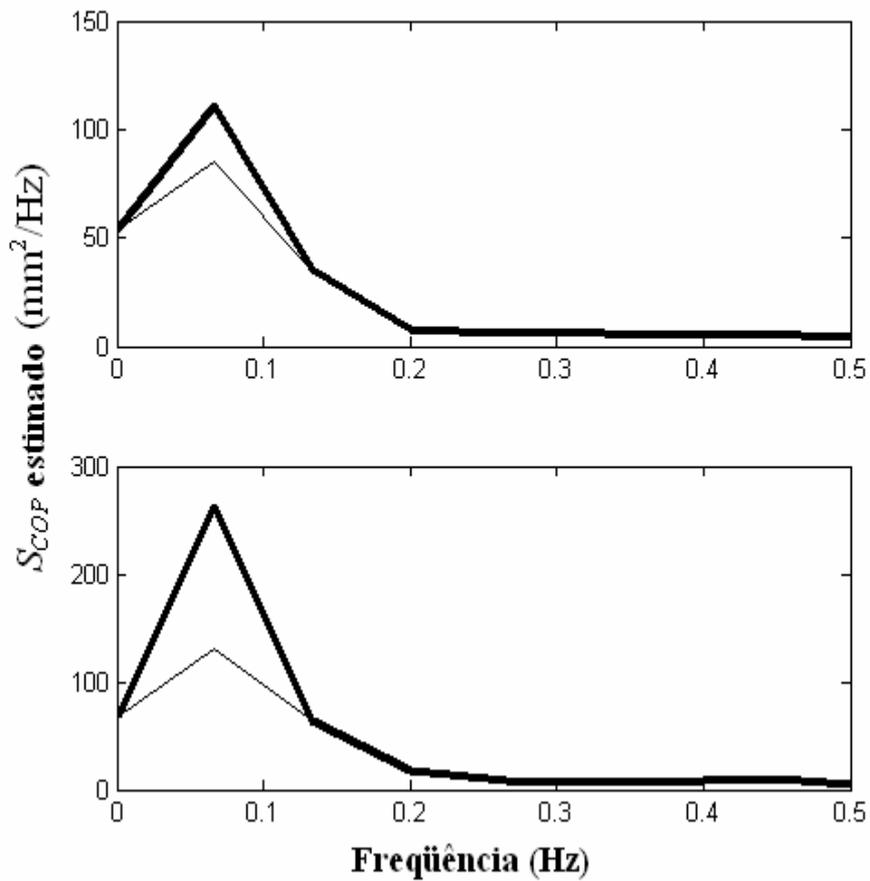


Figura IV.8 – Efeito da remoção de tendência na estimativa espectral. Espectro estimado com a subtração do valor médio (—) e do polinômio do primeiro grau (—) ajustados aos segmentos da função de densidade espectral de potência do CP de dois sujeitos.

CAPÍTULO V

DISCUSSÃO

V.1 – Normalização da área elíptica

Devido à diferença de estatura, a comparação entre os grupos seria tendenciosa caso a variável utilizada fosse correlacionada com a altura. Idealmente, o efeito da variável independente (estatura) sobre as variáveis dependentes (globais e estruturais) deveria ser nulo. Como apenas a área elíptica apresentou uma correlação significativa com a altura, a normalização foi considerada antes de se aplicar o teste de hipótese. Dividir os valores da *AE* de cada grupo pela altura não removeu a relação entre as variáveis³ provavelmente porque o modelo que melhor se ajusta aos dados é uma reta e desta forma, ao se dividir pela altura, a correlação não seria anulada conforme a equação:

$$AEn = m + \frac{c}{x} \quad \text{V.1}$$

onde *AEn* é a área elíptica normalizada, *m* o coeficiente angular, *c* o intercepto da reta, e *x* a altura. Neste caso, o efeito da altura não pode ser removido devido ao intercepto. Obviamente o valor do termo *c/x* decresce conforme a altura aumenta. O'MALEY (1996) desenvolveu três métodos para anular a correlação entre a altura e parâmetros temporais e espaciais da marcha de crianças, sendo extensíveis também a outras aplicações. O terceiro método proposto pelo autor foi adotado para normalização neste

³ Quando a área elíptica foi normalizada dividindo-se pelos valores de altura, a correlação entre as variáveis foi mantida. Os valores observados para o coeficiente de correlação foram significativamente diferentes de zero (*r* = -0,51 e *p* = 0,02, *r* = -0,5 e *p* = 0,02 para olhos abertos e fechados respectivamente).

estudo por algumas razões, como a conservação de escala e unidade e a flexibilidade quanto ao modelo utilizado para o ajuste dos dados⁴.

A relação entre a altura e a área elíptica observada para os jovens não corrobora os achados de CHIARI *et al.* (2002), onde a *AE* e a altura não foram correlacionadas, embora as duas amostras apresentassem idades equivalentes e o método utilizado para o cálculo da área tenha sido o mesmo (OLIVEIRA *et al.*, 1996). Curiosamente, enquanto os jovens apresentaram um incremento dos valores da *AE* conforme a altura, este comportamento não foi observado para os idosos, que exibiram correlação negativa entre as duas variáveis. Uma possível explicação seria o enrijecimento muscular, caracterizado pela atividade conjunta dos agonistas e antagonistas no entorno da articulação tibiotalar, uma estratégia comum em pessoas de mais idade (ALLUM *et al.*, 2002; BENJUYA *et al.* 2004). Com o envelhecimento, o aumento da estatura pode representar uma situação ameaçadora para o sistema de controle postural, que escala as respostas conforme o nível da ameaça. ADKIN *et al.* (2000) observaram um decréscimo da amplitude de deslocamento do centro de pressão de acordo com a gradação da ameaça imposta ao SCP, determinada pelo aumento da altura da superfície de apoio em relação ao solo.

V.2 Análise global do CP

A análise das variáveis tradicionais que caracterizam o CP requer o conhecimento de suas implicações nos mecanismos de controle do equilíbrio. Conforme PRIETO *et al.* (1996), velocidade e área refletem, respectivamente, o nível de atividade reguladora e a

⁴ No trabalho de O'MALEY (1996), este método foi chamado de *detrending*. Tal nomenclatura não foi utilizada neste estudo para evitar confusões quanto ao procedimento de remoção de tendência comum à análise espectral.

estabilidade atingida para tal nível de atividade do sistema de controle postural, enquanto parâmetros espectrais relacionam tais características. Os mesmos autores avaliaram o CP através de parâmetros no domínio do tempo e frequência entre jovens e idosos. Contrariamente a este estudo, a velocidade média se mostrou sensível com a idade, sugerindo uma atividade mais intensa do SCP para manter a estabilidade nos idosos. Os autores especularam ainda que a estratégia utilizada para compensar a privação da visão é diferente com a idade, considerando que a diferença entre olhos abertos e fechados foi identificada pela variação de parâmetros de domínios distintos entre os grupos. A caracterização proposta não parece consistente, uma vez que o grupo dos idosos não foi controlado quanto à presença de doenças e a base de suporte adotada não foi padronizada (CHIARI *et al.*, 2002).

Comparando mulheres entre 20 e 80 anos, CHOY *et al.* (2003) associaram a instabilidade com o aumento da velocidade média do CP, significativo a partir dos 60 anos, tanto para olhos abertos como fechados. A supressão da visão provocou a mesma tendência neste grupo, explicada pelos autores como o aumento da dependência da informação visual com o avanço da idade. No presente estudo, a velocidade média não diferenciou os grupos e apresentou ainda um comportamento contrário quanto à condição visual (embora não significativo). Para os idosos, o aumento da velocidade foi menor com os olhos fechados (14,6%) em relação ao grupo de jovens e de meia idade (15,6% e 27,5% respectivamente). BENJUJA *et al.* (2004) observaram também que a ausência da aferência visual foi mais expressiva nos jovens, apresentando um aumento relativo da área e da velocidade de oscilação maior que nos idosos. Conforme estes autores, os jovens compensam a inibição visual com outras informações sensoriais, enquanto os idosos adotam a estratégia de coativação muscular nos membros inferiores, aumentando a rigidez e reduzindo a magnitude das oscilações do CP.

Como a *AE* e a *VM* apresentam elevada variabilidade para um mesmo indivíduo, o resultado obtido a partir de um teste apenas e de curta duração, não é confiável (LAFOND *et al.*, 2004). A divergência entre os estudos pode, então, ser explicada pelo emprego de protocolos diferentes, como o tempo de teste e o número de repetições, além das características da amostra controladas a partir dos critérios de exclusão. Tais fatores justificam as questões consideradas no presente estudo quanto à confiabilidade dos parâmetros e a equidade entre os grupos. O valor médio da *AE* e *VM* obtido a partir de cinco testes está de acordo com o especificado por LAFOND *et al.* (2004) para se obter uma medida confiável, contudo, quando se considera o domínio da frequência, os autores recomendam a execução de no mínimo 20 testes. Os valores calculados para o indicador espectral neste estudo (*F80*) apresentaram elevada confiabilidade conforme será discutido na seção V.4.

Dentre as variáveis globais, apenas a *F80* diferenciou os idosos dos demais grupos, indicando a presença de oscilações posturais de frequência mais elevada. As altas frequências de oscilação são normalmente correlatas à faixa de atuação do SCP, enquanto as baixas frequências (< 0,4 Hz) correspondem aos movimentos do CG, de modo que as alterações da *F80* parecem refletir mudanças no comportamento do sistema de controle (CARON *et al.*, 1997; BARATTO *et al.*, 2002). O incremento da *F80* para os idosos pode ser compreendido pelo aumento da margem de segurança do centro de pressão em relação ao centro de gravidade, a variável controlada, uma vez que o CP e o CG não apresentam diferença de fase, tanto quando se admite um sistema de controle ativo operando através de mecanismos antecipatórios (BARATTO *et al.*, 2002), como um sistema passivo regulado pela rigidez dos tecidos biológicos (WINTER *et al.*, 1998). Uma explicação alternativa corresponde à flutuação da força muscular devido à maior demanda do sistema (discutido na próxima seção).

V.3 – Análise estrutural do CP

Tanto para a curva de densidade de oscilação (CDO) quanto para a abordagem de caminhos aleatórios (CA), a interpretação fisiológica dos mecanismos de controle postural foi baseada na atuação antecipatória de controle do sistema neuromuscular (JACONO *et al.*, 2004; LORAM *et al.*, 2001). Considerando a regulação do equilíbrio corporal como a estabilização de um grande segmento rígido que se movimenta em torno da articulação do tornozelo, o sistema de controle pode ser compreendido de acordo com um pêndulo invertido, descrito pela equação:

$$M_T + m_C g y = J \frac{\ddot{y}}{h}, \quad \text{V.2}$$

onde M_T , m_C , g , y , h e J , correspondem ao momento de força muscular sobre o segmento rígido, à massa do corpo excluindo o pé, à aceleração da gravidade, à distância horizontal e a distância do CG em relação à articulação e ao momento de inércia, respectivamente.

A partir desta relação, JACONO *et al.* (2004)⁵ separaram M_T em um componente elástico, dado por $\tau_{el} = -K_a(\theta - \theta_r)$, onde K_a , θ e θ_r são a rigidez, desvio angular e ângulo de referência do tornozelo, respectivamente, e um componente antecipatório ativo τ_{at} obtido aplicando-se τ_{el} na expressão V.2:

$$\tau_{at} = -m_C g (\gamma y - y_{CP}) + \tau_0, \quad \text{(V.3)}$$

onde γ é um fator de atenuação da rigidez dos tecidos, y_{CP} é a posição do CP em relação à articulação e τ_0 corresponde ao torque tendencioso (atividade tônica muscular), que depende do referencial do sistema, $\tau_0 = -m_C g (\gamma y_r)$. Nota-se que τ_0 não afeta a estrutura do torque ativo, que apresenta uma regularidade na alternância entre picos positivos,

⁵ Neste estudo, a contribuição do componente horizontal da força de reação foi desconsiderada e a aproximação $y = \theta h$ foi assumida, uma vez que o desvio angular $\theta \approx 0$.

correspondentes aos comandos de estabilização posterior, e negativos, referentes à estabilização anterior do pêndulo. Os autores observaram uma relação consistente entre os mínimos locais da CDO e os picos do torque ativo, independente do sinal (Figura V.1), postulando a seguinte interpretação quanto ao controle postural e as oscilações do CP: o estatocinesiógrama tende a ser estável para torques aproximadamente constantes no tornozelo (máximos locais na CDO), enquanto as rápidas alterações no estatocinesiógrama são acompanhadas pelos grandes picos apresentados pelo torque ativo (mínimos locais na CDO), em antecipação aos eventos de estabilidade.

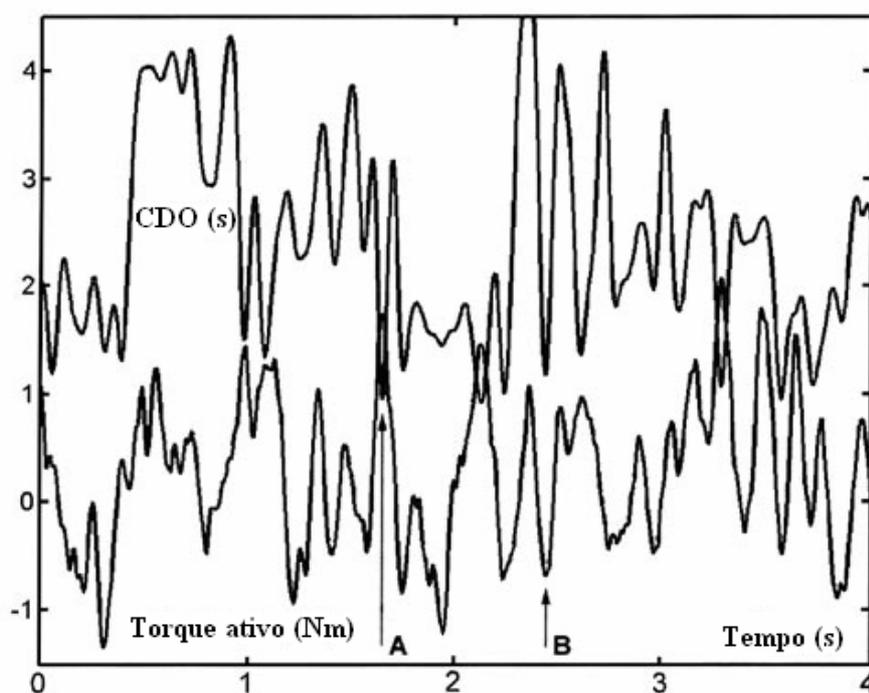


Figura V.1 – Relação entre a curva de densidade de oscilação (CDO) e a reconstrução do torque ativo. “A” é um exemplo de correlação positiva entre um mínimo da CDO e um pico positivo do torque ativo enquanto “B” se refere a correlação com um pico negativo do torque (modificado de JACONO *et al.*, 2004).

Neste contexto, o decréscimo não significativo dos valores de *MP* para o grupo dos idosos sugere uma eficiência equivalente da atividade do sistema de controle entre

os grupos, uma vez que os picos estão relacionados à duração dos eventos de estabilização do corpo pelo torque muscular (JACONO *et al.*, 2004). A tendência de aumento dos valores de MD observada para os idosos corresponde à menor eficiência mecânica do SCP, associada à rigidez dos tecidos e à atividade tônica do torque muscular, possivelmente compensada pelo incremento do componente ativo, uma vez que os valores da AE não se alteraram. Os valores semelhantes de MT para todos os grupos, independente da condição visual, podem ser explicados pela correspondência de fase entre o instante de estabilização (picos) e as oscilações do CG. A ausência da informação visual provocou o mesmo efeito nas variáveis características da CDO para todos os grupos, aumentando a amplitude dos comandos de controle (MD) e reduzindo a eficiência do sistema (MP).

Quanto à caracterização das oscilações do CP conforme um caminho aleatório, os variogramas observados para todos os indivíduos apresentaram duas regiões características (Figura V.2), em concordância com a literatura (COLLINS e De LUCA, 1993, 1995a, NEWELL *et al.*, 1997). Sob o enfoque de controle por malha aberta e malha fechada (função de autocorrelação positiva e negativa respectivamente, equação II.11), COLLINS *et al.* (1995b) perceberam uma maior instabilidade durante a fase de malha aberta no grupo dos idosos, refletindo uma tendência de afastamento do CP em determinada direção (valores de D_c maiores nos idosos). Este padrão de atividade foi compensado pela fase de malha fechada onde a correlação negativa entre os incrementos nos idosos foi mais forte que nos jovens, acentuando o ganho no controle por realimentação (valores de H_l menor nos idosos) e sugerindo como estratégia de controle o enrijecimento dos membros inferiores. Os autores postularam ainda que os idosos demoram mais tempo para entrar na fase de controle por realimentação, devido ao elevado valor encontrado para o intervalo de tempo crítico Δt_c . Contudo, esta

interpretação não parece adequada, conforme NEWELL *et al.* (1997), pois o reduzido limite de estabilidade associado ao envelhecimento implicaria em um intervalo menor para ativar mecanismos de realimentação. Além disso, as duas regiões características do variograma indicam a não linearidade entre o deslocamento médio quadrático e o intervalo de tempo, de modo que a interpretação em termos de movimento Browniano clássico é inválida. COLLINS e De LUCA (1993) aplicaram o conceito clássico e fracionário em conjunto, reconhecendo posteriormente a validade da análise não linear e introduzindo o conceito de “efetivo” no lugar de “verdadeiro” para os coeficientes de difusão $D_{c,l}$ (COLLINS *et al.*, 1995a), cujo cálculo depende do valor dos expoentes de escalonamento $H_{c,l}$.

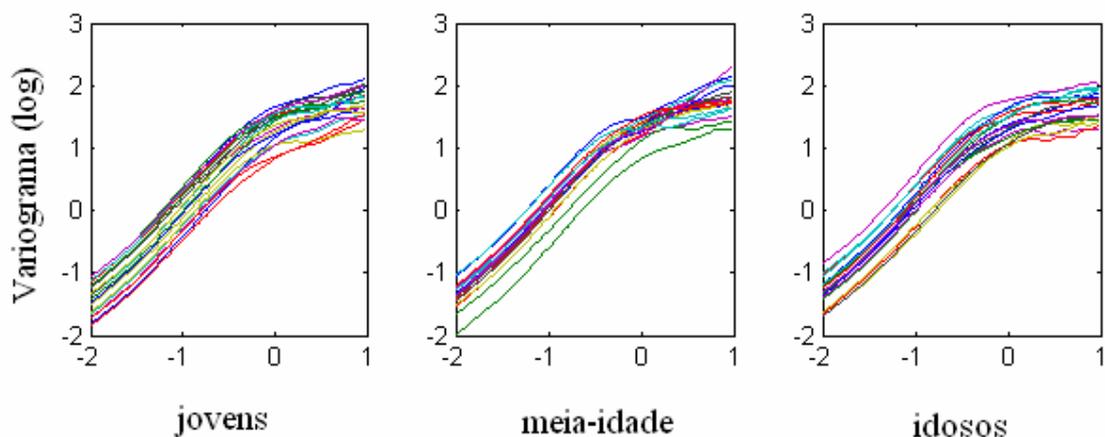


Figura V.2 – Variogramas em escala logarítmica calculados para todos os indivíduos do estudo, separados conforme a faixa etária. Nota-se a presença de duas regiões lineares distintas para todos os casos.

Neste estudo, os parâmetros extraídos a partir da teoria de caminhos aleatórios foram obtidos conforme a análise não linear do variograma em escala logarítmica, e as regiões de curto e longo intervalo de tempo foram compreendidas como a atuação de mecanismos de realimentação e antecipatórios, respectivamente. De acordo com os valores de $K_{c,l}$, o nível de atividade estocástica não variou com a idade, refletindo uma mesma capacidade de controle independente dos diferentes graus de liberdade do corpo

(articulações). Considerando que a região de curtos intervalos de tempo corresponde à zona de atuação dos mecanismos de controle por realimentação (BARATTO *et al.*, 2002) e que o Δt_c necessário para estimar a posição futura do CP (controle antecipatório) não variou entre os grupos, a hipótese de equidade entre os grupos quanto à capacidade de controle é reforçada. O incremento não significativo dos valores do deslocamento médio quadrático crítico ($\langle \Delta r^2 \rangle_c$), associado à atividade tônica e à rigidez dos tecidos, aponta para uma pequena deficiência mecânica do SCP com o envelhecimento⁶. Tal explicação é fundamentada pelos achados recentes de ONAMBELE *et al.* (2006). Utilizando três grupos com idades equivalentes a este estudo, os autores observaram apenas uma tendência de aumento das oscilações do CP conforme a idade, de modo que a elevada complacência do tendão nos idosos, observada com imagens de ultrasonografia pela acentuada deformação em função do estresse, foi identificada como o principal foco de comprometimento. A possibilidade de deficiência mecânica do SCP questiona o senso comum de atribuir à degeneração sensorial a causa direta das deficiências do controle do equilíbrio durante o envelhecimento natural.

Os valores significativamente menores para o expoente de escalonamento da região de longos intervalos de tempo (H_l) indicam uma correlação negativa mais forte entre os deslocamentos consecutivos do CP para o grupo dos idosos. Naturalmente, o SCP compensou a ineficiente transmissão de força do músculo para o tecido ósseo com comandos de ativação mais intensos (hipótese reforçada pelo aumento de MD nos idosos), explicando os valores reduzidos para H_l . A intensificação da atividade muscular para contrações de baixa intensidade pode estar associada ao aumento da atividade de alternância entre as unidades motoras recrutadas, onde novas unidades motoras

⁶ Aparentemente, as variáveis MD e $\langle \Delta r^2 \rangle_c$ estão relacionadas à eficiência mecânica do SCP (rigidez e atividade tônica). Exceto para os olhos abertos no grupo de meia-idade, tais variáveis apresentaram correlação positiva ($r > 0,67$, $p < 0,05$ para os outros casos).

substituem aquelas fadigadas (MERLETTI e PARKER, 2004), o que pode explicar o aumento da $F80$.

A interpretação dos resultados pressupôs homogeneidade da amostra, conforme a inspeção do extenso questionário aplicado aos indivíduos (anexo II), de modo que apenas os testes daqueles que atendiam aos critérios de inclusão foram considerados. Uma vez que o envelhecimento provoca alterações de graus variados e em regiões específicas, refletindo em comportamentos diferentes do SCP, o controle da amostra é indispensável. SHUPERT e HORAK (1999) aplicaram uma perturbação translacional da superfície em um grupo de pacientes idosos, caracterizado por uma disfunção de ordem periférica, a neuropatia, e um outro grupo que apresentava desordem central do sistema nervoso, a síndrome de Parkinson. Os neuropatas apresentaram respostas com latências entre 25 e 35 μs maiores em relação aos indivíduos normais, enquanto os parkinsonianos foram incapazes de suprimir a atividade da musculatura ventral em translações posteriores. Estes resultados evidenciam diferentes aspectos do SCP conforme a presença de determinada doença. O aumento do limiar de ativação dos proprioceptores dos pés e receptores cutâneos provocou o atraso da resposta e a dificuldade em graduar sua intensidade, enquanto a redução do número de neurônios dos gânglios da base caracterizou a ineficiência de adaptação às perturbações.

V.4 – Domínio da frequência

Parte deste estudo foi destinada a uma abordagem técnica para avaliar a validade da análise do CP no domínio da frequência, frequentemente conduzida para o estudo das oscilações posturais. Quando os métodos diretos (periodogramas) foram utilizados para estimar a PSD dos deslocamentos do CP (S_{COP}), os resultados obtidos foram

condicionados ao número de segmentos, duração do teste e à remoção de tendência, conforme indicado pelos valores da frequência mediana ($F50$).

V.4.1 – Invariabilidade espectral com a taxa de amostragem

Independente do procedimento empregado para estimativa espectral, o conteúdo de energia das oscilações do CP durante a postura ortostática foi limitado às baixas frequências (< 1 Hz) corroborando outros estudos (CARPENTER *et al.*, 2001; CHIARI *et al.*, 2002), o que explica a invariância da $F50$ e do \hat{S}_{COP} com a resolução temporal. Outrossim, a contribuição dos componentes de frequência de até 2 Hz também é mencionada durante o ortostatismo. Isolando o reflexo proprioceptivo dos membros inferiores, FITZPATRICK *et al.* (1992) calcularam a função de coerência para avaliar a resposta reflexa a um distúrbio aleatório aplicado ao nível da cintura, semelhante às perturbações presentes na postura ortostática. Elevados valores da função de coerência concentraram-se entre 1 e 2 Hz, sugerindo uma faixa de operação para os receptores proprioceptivos dos membros inferiores.

No tocante à redução do limite superior do eixo das frequências, um espectro estimado com uma F_a de 20 Hz e com um filtro digital passa-baixas com frequência de corte em 12,5 Hz, qualquer energia contida entre 10 e 12,5 Hz emergiria como um “alias” na banda de frequência de 7,5 a 10,0 Hz, elevando os valores da $F50$, o que não foi confirmado. Tendo em vista que acima de 2 Hz não há contribuição de potência para o espectro, uma taxa de amostragem mínima conservativa de 5 Hz deveria ser considerada, não apenas para assegurar as propriedades da série temporal do CP, mas também a contribuição das altas frequências para a análise espectral. Uma filtragem

anti-aliasing (passa-baixas com 2 Hz de frequência de corte) deveria, ainda, preceder qualquer conversão A/D ou sub-amostragem (decimação).

V.4.2 – Estimativas consistentes e segmentação

CARPENTER *et al.* (2001) documentaram o efeito da duração do teste nos valores da frequência mediana para espectros do CP estimados com janelas de 15, 30, 60 e 120 s, embora a variabilidade da estimativa em cada janela não tenha sido considerada. De acordo com a teoria do método de periodogramas, sabe-se que a consistência do estimador aumenta com o número de segmentos empregados, tornando o intervalo de confiança proporcionalmente mais estreito (BENDAT e PIERSOL, 2000; SHIAVI, 1999). Por outro lado, quando uma duração fixa para o sinal é mantida, o número de segmentos e o comprimento se comportam de maneira inversa, de modo que a partição provoca a perda de resolução.

A atenuação dos elevados valores de potência e o vazamento da potência para frequências vizinhas pode superestimar a contribuição das altas frequências do \hat{S}_{COP} . A partir de modelos biomecânicos que reproduzem o equilíbrio postural em ortostatismo, sabe-se que a potência do S_{COP} para frequências acima de 0,4 Hz reflete a atividade do sistema de controle postural conforme descrito anteriormente (seção V.2), de modo que alterações do sistema neuromuscular afetariam a frequência mediana. NARDONE *et al.* (1997) observaram uma influência significativa da condição de fadiga nos valores da frequência mediana, quando calculados a partir do espectro do CP aplicando-se um filtro passa altas com 0,5 Hz de frequência de corte.

Em adição à baixa resolução, caracterizada pelo aumento do espaçamento entre as frequências, segmentos de curta duração enfatizaram também o efeito da remoção de

tendência, o que explica o incremento significativo dos valores da $F50$ para os espectros estimados quando um maior número de segmentos foi utilizado.

Tanto a resolução quanto a consistência devem ser consideradas antes da aplicação de testes estabilométricos, uma vez que tais características estão inversamente relacionadas para a mesma duração de teste.

V.4.3 – Resolução, tendência e confiabilidade da $F50$

A duração do teste e os valores de frequência exibiram comportamentos opostos. A $F50$ calculada para o sinal truncado em 20 s foi 137% maior quando comparada ao seu valor para o espectro estimado com o registro completo. O aumento significativo da $F50$ para testes de curta duração é uma consequência do método de estimativa espectral, devido à dependência entre a resolução e o efeito da remoção de tendência. Enquanto a baixa resolução espectral provocou um maior espaçamento entre as frequências, afetando o cálculo da mediana, a remoção da tendência linear, aplicada em cada segmento antes de se calcular a transformada discreta de Fourier e necessária para manter a estacionariedade do sinal, exerceu grande influência sobre a estimativa da $F50$. Quando a duração foi reduzida, a remoção da tendência atenuou a potência das frequências do \hat{S}_{COP} abaixo de 0,3 Hz (Figura IV.8).

Conforme esperado, remover a tendência aumentou significativamente a frequência mediana. Em vez de provocar o vazamento de energia, como observado nas estimativas para curtos segmentos na Figura IV.6, a subtração da reta ajustada a cada segmento afetou apenas as baixas frequências, embora isso tenha sido suficiente para incrementar a contribuição relativa dos componentes de alta frequência na estimativa da

F50. Contudo, a remoção do valor médio eliminou somente a contribuição do valor DC (0 Hz), preservando a forma do \hat{S}_{COP} (Figura IV.8).

Utilizado para comparação dos procedimentos de duração do teste, o periodograma de Welch com 50% de superposição proporcionou uma relação satisfatória entre consistência e resolução espectral, mantendo o primeiro harmônico abaixo de 0,1 Hz para um registro de 60 s e assegurando uma reduzida variância espectral. Calculados a partir de três seções consecutivas, os baixos valores do coeficiente de correlação intraclasse (*CCI*) mencionados por CARPENTER *et al.* (2001) para a *F50*, mesmo para testes com duração considerável (0,45 para um registro de 60 s), podem estar associados à elevada variância provida pela estimativa do espectro do CP a partir de apenas um segmento. Neste estudo, os valores do *CCI* permaneceram na faixa de 0,82 a 0,96 para a *F50* calculada com sinais de durações que variaram de 20 a 60 s, respectivamente. O método de estimativa baseado em segmentos superpostos confere elevada reprodutibilidade intra-sujeitos, ainda que os espectros sejam estimados para séries temporais do CP de curta duração (20 s). Esta abordagem é conveniente à prática clínica, quando testes de longa duração não podem ser conduzidos devido às limitações individuais ou metodológicas; contudo, as oscilações de baixa frequência não devem ser consideradas no espectro.

V.4.4 Padronização

Embora a utilização da frequência mediana seja bem documentada na literatura, a carência de padronização e de descrição dos procedimentos adotados para estimativa espectral dificulta a comparação entre diferentes estudos. DAVIDSON *et al.* (2004), NARDONE *et al.* (1997) e VUILLERME e VINCENT (2006) empregaram a análise

espectral em amostras equivalentes de 13 sujeitos jovens saudáveis. Os valores observados em cada estudo, para a frequência mediana calculada para o eixo ântero-posterior foram, respectivamente, 0,6, 0,06 e 0,18 Hz. Diante destas discrepâncias, duas hipóteses emergem, relativas aos indivíduos e aos procedimentos de estimativa espectral. Como o número de sujeitos foi similar entre os estudos, as diferenças poderiam ser explicadas pelas características antropométricas de cada amostra; contudo, conforme descrito por CHIARI *et al.* (2002), a *F50* é independente dos fatores biomecânicos, incluindo a configuração da base de suporte, o que induz aos procedimentos de estimativa espectral a causa das divergências. Os baixos valores de *F50* relatados por NARDONE *et al.* (1997) podem ter sido consequência do longo período de teste utilizado (51 s), comparado aos outros dois (30 s). Lamentavelmente, os autores não descreveram o método adotado para estimar os espectros, limitando-se a interpretação dos resultados, com exceção de DAVIDSON *et al.* (2004), cuja estimativa foi baseada em *tapers* senoidais.

Em outros casos, o procedimento para estimação é detalhado, mas o espectro estimado é inconsistente. MEYER *et al.* (2004) estudaram a influência, no equilíbrio postural, da injeção de uma substância anestésica nos receptores cutâneos plantares. Estimando o espectro do CP pela divisão do sinal em dois segmentos com 50% de superposição, para um registro de 30 s, verificaram um aumento da *F50* quando a sensibilidade tátil no antepé foi suprimida, o que não aconteceu com a completa inibição dos receptores da região plantar. Tal achado favoreceu a conclusão dos autores de que outros mecanismos sensoriais não foram capazes de compensar a deficiência sensitiva. Ao invés de estar relacionada a um evento fisiológico, a diferença observada pode estar associada à estimativa inconsistente do espectro.

A padronização de um protocolo adequado para a avaliação do controle postural no domínio da frequência deve considerar uma relação satisfatória entre resolução espectral e a variância do estimador. Deste modo, testes com duração de 60 s são recomendados para permitir a partição do sinal em até sete segmentos sem comprometer a análise das baixas frequências. Se o objetivo do estudo é direcionado às altas frequências do \hat{S}_{COP} ou testes de longa duração não podem ser conduzidos, 20 s de sinal provê espectros confiáveis, porém com uma resolução de 0,2 Hz. Neste caso, contudo, os métodos modernos de estimativa espectral baseados em modelagem autorregressiva, podem ser vantajosos, pois são mais adequados para sinais de curta duração (SHIAVI, 1999).

V.5 – Limitações do estudo e novas tendências

O fato de apenas dois parâmetros terem sido sensíveis ao envelhecimento não permite afirmar a equidade da capacidade de controle do equilíbrio entre os jovens e os idosos. O efeito da idade parece exercer ligeira influência no sistema de controle postural quando a presença de deficiências neuromusculares e outras disfunções correlatas é desconsiderada. Portanto, o tamanho da amostra utilizada pode não ter sido suficiente para revelar alterações do SCP a partir das oscilações do centro de pressão durante o envelhecimento, uma vez que o efeito é pequeno. Uma outra abordagem, essencialmente genérica, remete à interpretação das oscilações do CP em mecanismos fisiológicos representativos do sistema de controle durante o ortostatismo, a principal limitação deste estudo, embora a compreensão em termos antecipatórios seja atualmente aceita pela comunidade científica.

Nos últimos anos, a atenção dedicada ao sistema de controle do equilíbrio é decorrente das incertezas acerca dos princípios fisiológicos que regem os mecanismos de controle. Conclusões a partir deste limitado conhecimento são questionadas, especialmente em estudos que se baseiam na utilização de parâmetros clássicos para inferir sobre o sistema. Com base na equação geral que descreve a relação biomecânica entre o CP e o CG (equação V.2), caracterizando o corpo conforme um pêndulo invertido, e na ausência de atraso entre ambos, WINTER *et al.* (1998) idealizaram um mecanismo de controle por realimentação passiva, de modo que o torque gravitacional seria regulado pela rigidez inerente aos componentes elásticos do tecido miotendíneo. A hipótese de inatividade do sistema nervoso para sustentar tal situação fomentou o interesse de diversos pesquisadores, como JACONO *et al.* (2004), que fragmentaram a contribuição do torque estabilizador em um componente passivo e um ativo, evidenciados a partir de resultados experimentais (conforme discutido). Entretanto, a maior contribuição para descrição de um controle ativo compreende uma seqüência de publicações que reúne: aspectos do controle postural e as técnicas de ultra-sonografia.

LORAM e LAKIE (2002a) mediram diretamente o torque aplicado para controlar um pêndulo invertido real, simulando a condição ortostática. Além das oscilações não estarem condicionadas a uma única referência (ex. articulação do tornozelo), o comportamento do torque para uma oscilação, definida como um movimento unidirecional do pêndulo, revelou um padrão fásico de ativação. A decomposição do torque a partir de uma contribuição elástica mecânica (θ) e um componente neural (E), incluindo o atraso eletro-mecânico (τ), conforme a equação:

$$\frac{dT}{dt} = \left(\frac{\partial T}{\partial \theta} \Big|_E \right) \left(\frac{d\theta}{dt} + \frac{\partial T}{\partial E} \Big|_{\theta} \right) \left(\frac{dE(t-\tau)}{dt} \right), \quad \text{V.4}$$

onde os coeficientes foram estimados por otimização, destacou a importância da atividade neural para superar o torque gravitacional para cada evento de oscilação. Os autores observaram que, apesar do atraso, o sinal eletromiográfico está adiantado em relação ao torque, corroborando a idéia de um mecanismo de controle por antecipação.

Em uma outra abordagem, os mesmos autores observaram que a elevada complacência do tendão requer a modulação da força muscular para garantir o armazenamento de energia elástica, de modo que as variações no comprimento do músculo e a direção das oscilações estariam em oposição de fase (LORAM e LAKIE 2002b; LAKIE *et al.*, 2003). De fato, oscilações anteriores do corpo são acompanhadas pelo encurtamento do tríceps sural, conforme observado experimentalmente utilizando-se imagens de ultra-som (LORAN *et al.*, 2005a). Um modelo de controle foi, então, descrito por um mecanismo impulsivo e preditivo, onde os impulsos são gerados por alterações transientes do comprimento muscular, repetida e antecipadamente. A partir da evidência de que ajustes musculares ocorrem com uma frequência de 2,8 vezes para cada oscilação do CP, LORAN *et al.* (2005b) concluíram que o controle da postura ereta relaxada pode ser decorrente de um planejamento dos centros superiores do sistema nervoso, baseado em tentativa e erro.

As inferências acerca do sistema de controle postural através das oscilações do CP são baseadas em conhecimentos restritos, usualmente descritos pela extrapolação, obstante a realidade, dos mecanismos de controle. Variações dos parâmetros que caracterizam o CP são, muitas vezes, abordados por conveniência do pesquisador. Um teste de 20 s sobre uma plataforma de força é suficiente para revelar alterações entre incontáveis condições experimentais diferentes, ainda que não tenham sentido de investigação.

CAPÍTULO VI

CONCLUSÃO

Os testes estatísticos sugerem que não houve comprometimento da manutenção do equilíbrio durante a postura ortostática quando se considera o envelhecimento natural até os 75 anos de idade. A utilização das variáveis estruturais identificou características diferentes do SCP, de modo que a interpretação do variograma conforme o controle antecipatório para a região de longos intervalos de tempo e a utilização da análise não linear identificou um comportamento equivalente para os mecanismos de controle entre os idosos e os jovens.

Apenas o parâmetro espectral e o expoente de escalonamento para longos intervalos de tempo diferenciaram os idosos dos jovens e dos indivíduos de meia-idade. Tal diferença foi associada a um aumento da amplitude de comando para contração muscular, tornando mais forte a correlação negativa entre os deslocamentos consecutivos do centro de pressão, conforme o reduzido valor de H_l observado para os idosos. A evidência de um maior espaçamento entre os instantes de estabilidade identificados pela curva de densidade de oscilação reforçaram esta hipótese.

A tendência de um deslocamento maior antes da resposta muscular corretiva, conforme o aumento não significativo dos valores do deslocamento médio quadrático crítico e da distância média entre picos, sugere uma deficiência na transmissão de força do músculo para o segmento rígido compreendida pelo aumento da complacência do tendão com o envelhecimento.

Dentre as variáveis clássicas para análise do centro de pressão, apenas a $F80$ identificou os grupos. O aumento da potência das altas frequências do espectro reflete

um incremento da flutuação da atividade muscular em decorrência do aumento da demanda para compensar a complacência do tecido tendinoso.

Quanto aos procedimentos adotados para análise espectral, a segmentação do sinal, a duração do teste e a remoção da tendência provocaram alterações significativas na distribuição de potência sobre as frequências. A frequência mediana ântero-posterior aumentou quando o espectro foi estimado com um grande número de segmentos, testes de curta duração ou a subtração da tendência linear. Tais fatores devem ser considerados antes de se conduzir a análise espectral. Para propósitos clínicos gerais, testes de 60 s são adequados, enquanto protocolos de 20 s de teste devem ser restritos a estudos onde apenas as altas frequências são de interesse e a resolução espectral não é relevante.

A utilização de um maior número de indivíduos com características antropométricas básicas semelhantes, como peso e altura, deve ser considerada para investigações futuras. Uma outra proposta para continuação do estudo, ainda mais importante, compreende a identificação fisiológica dos mecanismos de controle postural durante o ortostatismo, o que exige a abordagem conjunta das técnicas avançadas de decomposição do sinal eletromiográfico e de correlação de imagem por ultrasonografia.

REFERÊNCIAS

- ADKIN, A.L., FRANK, J.S., CARPENTER, M.G., *et al.*, 2000, “Postural control is scaled to level of postural threat”, *Gait and Posture*, v. 12, n. 2, pp. 87-93.
- ALLUM, J.H.J., CARPENTER, M.G., HONEGGER, F., *et al.*, 2002, “Age-dependent variations in the directional sensitivity of balance corrections and compensatory arm movements in man”, *Journal of Physiology*, v. 542, n. 2, pp. 643-663.
- BALZINI, L., VANNUCCHI, L., BENVENUTI, F., *et al.*, 2003, “Clinical Characteristics of Flexed Posture in Elderly Women”, *Journal of the American Geriatrics Society*, v. 51, n. 10, pp. 1419-1426.
- BARATTO, L., CERVERA, C., JACONO, M., 2004, “Analysis of adequacy of a force platform for stabilometric clinical investigations”. In: *2nd International Symposium on Measurement, Analysis and Modeling of Human Functions*, pp. 207-212, Genoa, jun.
- BARATTO, L., MORASSO, P.G., RE, C., *et al.*, 2002, “A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density vs. other parameterization techniques”, *Motor Control*, v. 6, p. 246-270.
- BENDAT J.S., PIERSOL A.G., 2000, *Random data analysis and measurement procedures*. 3^a ed. New York, John Wiley & Sons.
- BENJUYA, N., MELZER, I., KAPLANSKI, J., 2004, “Aging-induced shifts from a reliance on sensory input to muscle cocontraction during balanced standing”, *Journal of Gerontology*, v. 59A, n. 2, p. 166-171.
- BERG, K.O., MAKI, B.F., WILLIAMS, J.L., *et al.*, 1992, “Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population”, *Archives of Physical and Medical Rehabilitation*, v. 73, pp. 1073-1080.

- BLAKE, A., MORGAN, K., BENDALL, M., *et al.*, 1988, "Falls by elderly people at home: prevalence and associated factors", *Age Ageing*, v. 17, pp. 365-372
- BLAZEY, S., JENKINS, S., SMITH, R., 1998, "Rate and force of application of manual chest percussion by physiotherapists", *Australian Journal of Physiotherapy*, v. 44, n. 4, pp. 257-264.
- BLASZCZYK, J.W., BACIK, B., JURAS, G., 2003, "Clinical assessment of postural stability", *Journal Mechanics in Medicine and Biology*, v. 3, pp. 135-144.
- BLOEM, B.R., STEIJNS, J.A.G., SMITS-ENGELSMAN, B.C., 2003, "An update on falls", *Current Opinion in Neurology*, v. 16, pp. 15-26.
- BOTTARO, A., CASADIO, M., MORASSO, P.G., *et al.*, 2005, "Body sway during quiet standing: Is it the residual chattering of an intermittent stabilization process?", *Human Movement Science*, v. 24, pp. 588–615.
- CAMPBELL, A.J., BORRIE, M.J., ALLAN, B.C., *et al.*, 1981, "Falls in old age: a study of frequency and related clinical factors", *Age and Ageing*, v. 10, pp. 264-270.
- CARON, O., FAUREL, B., BRENIERES, Y., 1997, "Estimating the centre of gravity of the body on the basis of the centre of pressure in standing posture", *Journal of Biomechanics*, v. 30, pp. 1169-1171.
- CARPENTER, M.G., FRANK, J.S., WINTER, D.A., *et al.*, 2001, "Sampling duration effects on centre of pressure summary measures", *Gait and Posture*, v. 13, pp. 35-40.
- CHIARI, L., CAPPELLO, A., LENZI, D., *et al.*, 2000, "An improved technique for the extraction of stochastic parameters from stabilograms", *Gait and Posture*, v. 12, pp. 225–234.

- CHIARI, L., ROCCHI, L., CAPPELLO, A., 2002, "Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement", *Clinical Biomechanics*, v. 17, pp. 666-667.
- CHOY, N.L., BRAUER, S., NITZ, J., 2003, "Changes in postural stability in women aged 20 to 80 years", *Journal of Gerontology*, v.58A, n.6, p.525-30.
- COLLINS, J.J., De LUCA, C.J., 1993, "Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories", *Experimental Brain Research*, v. 95, pp. 308-318.
- COLLINS, J.J., De LUCA, C.J., 1995a, "Upright, correlated random walks: a statistical-biomechanics approach to the human postural control system", *Chaos*, v. 5, pp. 57-63.
- COLLINS, J.J., De LUCA, C.J., 1995b, "The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms", *Experimental Brain Research*, v. 103, n. 1, pp. 151-163.
- COLLINS, J.J., De LUCA, C.J., BURROWS, A., *et al.*, 1995b, "Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms", *Experimental Brain Research*, v. 104, n. 3, pp. 480-492
- COLLINS, J.J., De LUCA, C.J., PAVLIK, A.E., *et al.*, 1995a, "The effects of spaceflight on open-loop and closed-loop postural control mechanisms: human neurovestibular studies on SLS-2", *Experimental Brain Research*, v. 107, pp. 145-150.
- DALEY, M.J., SPINKS, W.L., 2000, "Exercise, mobility and aging", *Sports Medicine*, v. 29, n. 1, pp. 1-12.

- DAVIDSON, B.S., MADIGAN, M.L., NUSSBAUM, M.A., 2004, "Effects of lumbar extensor fatigue and fatigue rate on postural sway", *European Journal of Applied Physiology*, v. 93, pp. 183-189.
- DAWSON-SAUNDERS, B., TRAPP, R.G., 1994, *Basic and Clinical Biostatistical*. Appleton & Lange.
- DUARTE, M., ZATSIORSKY, V.M., 2001, "Long-range correlations in human standing", *Physics Letters A*, v. 283, pp. 124–128.
- FEDER, J., 1988, *Fractals*. New York, Plenum Press.
- FITZPATRICK, R.C., GORMAN, R.B., BURKE, D., *et al.*, 1992, "Postural proprioceptive reflexes in standing human subjects: bandwidth of response and transmission characteristics", *Journal of Physiology*, v. 458, pp. 69-83.
- GIACOMINI, P.G., ALESSANDRINI, M., EVANGELISTA, M., *et al.*, 2004, "Impaired postural control in patients affected by tension-type headache", *European Journal of Pain*, v. 8, pp. 579–583.
- GRISSE, J.A., KELSEY, J.L., STROM, B.L., *et al.*, 1991, "Risk factors for falls as a cause of hip fractures in women", *New England Journal of Medicine*, v. 324, n. 19, pp. 1326-1331.
- HAUSDORFF, J.M., EDELBERG, H.K., MITCHELL, S.L., *et al.*, 1997, "Increased gait unsteadiness in community-dwelling elderly fallers", *Archives of Physical and Medical Rehabilitation*, v. 78, pp. 278-283.
- HELLEBRANDT, F.A., TEPPER, R.H., BRAUM, G.L., *et al.*, 1938, "The location of the cardinal anatomical orientation planes passing through the center of gravity in young adult women", *American Journal of Physiology*, v. 121, pp. 465-470.
- HO, S.C., WOO, J., YUEN, Y.K., *et al.*, 1997, "Predictors of mobility decline: the Hong Kong old-old study", *Journal of Gerontology*, v. 52, pp. M356-362.

- HORAK, F.B., HLAVACKA, F., 2001, "Somatosensory loss increases vestibulospinal sensitivity", *Journal of Neurophysiology*, v. 86, pp. 575–585.
- HORAK, F.B., NUTT, J.G., NASHNER, L.M., 1992, "Postural inflexibility in parkinsonian subjects", *Journal of Neurology and Science*, v. 111, pp. 46-58.
- JACONO, M., CASADIO, M., MORASSO, P.G., *et al.*, 2004, "The Sway-Density Curve and the underlying Postural Stabilization Process", *Motor Control*, v. 8, p. 292-311.
- KARLSSON, A., FRYKBERG, G., 2000, "Correlations between force plate measures for assessment of balance", *Clinical Biomechanics*, v. 15, pp. 365-369.
- KARLSSON, A., NORRLIN, S., SILANDER, H.C., *et al.*, 2000, "Amplitude and frequency analysis of force plate data in sitting children with and without MMC", *Clinical Biomechanics*, v. 15, pp. 541-545.
- LA CROIX, A.Z., NEWTON, K.M., LEVEILLE, S.G., *et al.*, 1997, "Healthy aging: a women's issue", *Wester Journal of Medicine*, v. 167, pp. 220-232.
- LAFOND, D., CORRIVEAU, H., HEBERT, R., *et al.*, 2004, "Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people", *Archives of Physical and Medical Rehabilitation*, v.85, pp. 896-901.
- LAJOIE, Y., GALLAGHER, S.P., 2004, "Predicting falls within the elderly community: comparison of postural sway, reaction time, the Berg balance scale and the Activities-specific Balance Confidence (ABC) scale for comparing fallers and non-fallers", *Archives of Gerontology and Geriatrics*, v. 38, pp. 11-26.
- LAKIE, M., CAPLAN, N., LORAM, D.I., 2003, "Human balancing of an inverted pendulum with a compliant linkage: neural control by anticipatory intermittent bias", *Journal of Physiology*, v. 551, pp. 357-370.

- LIN, S., WOOLLACOTT, M., 2005, "Association between sensorimotor function and functional and reactive balance control in the elderly", *Age and Ageing*, v. 34, pp. 358-363.
- LORAM, I.D., KELLY, S.M., LAKIE, M., 2001, "Human balancing of an inverted pendulum: is sway size controlled by ankle impedance?", *Journal of Physiology*, v. 532, n. 3, pp. 879-891.
- LORAM, I.D., LAKIE, M., 2002a, "Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements throw and catch movements", *Journal of Physiology*, v. 540, pp. 1111-1124.
- LORAM, I.D., LAKIE, M., 2002b, "Direct measurement of ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability", *Journal of Physiology*, v. 545, pp.1041-1053.
- LORAM, I.D., MAGANARIS, C.M., LAKIE, M., 2005a, "Active, non-spring-like muscle movements in human postural sway: how might paradoxical changes in muscle length be produced?", *Journal of Physiology*, v. 564, pp. 281-293.
- LORAM, I.D., MAGANARIS, C.M., LAKIE, M., 2005b, "Human postural sway results from frequent, ballistic bias impulses by soleus and gastrocnemius", *Journal of Physiology*, v. 564, pp. 295-311.
- MANDELBROT, B.B., VAN NESS, J.W., 1968, "Fractional Brownian motions, fractional noises and applications" *SIAM Review*, v.10, pp. 422-437.
- MAURER, C., PETERKA, R. J., 2005, "A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control", *Journal of Neurophysiology*, v. 93, pp. 189-200.

- MELLO, R.G.T., GANDRA, V.D., OLIVEIRA, L.F., NADAL, J., 2002, “Influência do tempo de aquisição nos parâmetros do sinal estabilométrico” In: *XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, pp. 406-410.
- MERLETTI, R., PARKER, A.P., 2004, *Electromyography: physiology, engineering and non invasive applications*. 1^a ed. New Jersey, IEEE Press.
- MEYER, P.F., ODDSSON, L.I.E., DE LUCA, C.J., 2004, “The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance” *Experimental Brain Research*, v. 156, pp. 505–512.
- MORASSO, P. G., BARATTO, L., CAPRAB, R., *et al.*, 1999, “Internal models in the control of posture”, *Neural Networks*, v. 12, pp. 1173–1180.
- MORASSO, P.G., SCHIEPPATI, M., 1999, “Can muscle stiffness alone stabilize upright standing?”, *Journal of Physiology*, v. 82, pp. 1622-1626.
- NARDONE, A., TARANTOLA, J., GIORDANO, A., *et al.*, 1997, “Fatigue effects on body balance”, *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, v. 105, pp. 309–320.
- NEWELL, K.M., SLOBOUNOV, S.M., SLOBOUNOVA, E.S., *et al.*, 1997, “Stochastic processes in postural center-of-pressure profiles”, *Experimental Brain Research*, v. 113, pp. 158-164.
- NOUGIER, V., BARD, C., FLEURY, M., *et al.*, 1997, “Contribution of central and peripheral vision to the regulation of stance”, *Gait and Posture*, v. 5, n. 1, pp. 34-41.
- OLIVEIRA, L.F., 1996, *Análise quantitativa de sinais estabilométricos na avaliação do equilíbrio de gestantes*, Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

- OLIVEIRA, L.F., SIMPSON, D.M., NADAL, J., 1996, "Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis", *Physiological Measurements*, v. 17, pp. 305-312.
- O'MALLEY, M.J., 1996, "Normalization of temporal-distance parameters in pediatric gait", *Journal of Biomechanics*, v. 29, n. 5, pp. 619-625.
- ONAMBELE, G.L., NARICI, M.V., MAGANARIS, C.N., 2006, "Calf muscle-tendon properties and postural balance in old age", *Journal of Applied Physiology*, v. 100, pp. 2048–2056.
- PETERKA, R.J., 2000, "Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis", *Biological Cybernetics*, v. 82, pp. 335-343.
- PRIETO, T.E., MYKLEBUST, J.B., HOFFMANN, R.G., *et al.*, 1996, "Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 43, n. 9, p. 956-966.
- PRIETO, T.E., MYKLEBUST, J.B., MYKLEBUST, B.M., 1993, "Characterization and modeling of postural steadiness in the elderly: a review", *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, v. 1, n. 1, pp. 26-34.
- PRUDHAM, D., EVANS, J.G., 1981, "Factors associated with falls in the elderly: a community study", *Age and Ageing*, v. 10, pp. 141-146.
- ROBERTS, T.D.M., 1995, *Understanding balance: the mechanics of posture and locomotion*. London, Chapman & Hall.
- ROCCHI, L., CHIARI, L., CAPPELLO, A., 2004, "Feature selection of stabilometric parameters based on principal component analysis", *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 42, pp. 71-79.

- ROGIND, H., LYKKEGAARD, J.J., BLIDDAL, H., *et al.*, 2003, "Postural sway in normal subjects aged 20-70 years", *Clinical Physiology and Functional Imaging*, v. 23, pp. 171-176.
- ROMERO, D.H., STELMACH, G.E., 2003, "Changes in Postural Control with Aging and Parkinson's Disease", *IEEE Engineering In Medicine And Biology Magazine*, v. 22, pp. 27-31.
- SCHUBERT, M.C., MINOR, L.B., 2004, "Vestibulo-ocular physiology underlying vestibular hypofunction", *Physical Therapy*, v. 84, n. 4, pp. 373-385.
- SCHULTZ, A.B., 1992, "Mobility impairment in the elderly: challenge for biomechanics research", *Journal of Biomechanics*, v. 25, pp. 519-528.
- SHIAVI R., 1999, *Introduction to Applied Statistical Signal Analysis*. 2^a ed. London, Academic Press.
- SHROUT, P.E., FLEISS, J.L., 1979, "Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability", *Psychological Bulletin*, v. 86, n. 2, pp. 420-428.
- SHUMWAY-COOK, A., BRAUER, S., WOOLLACOTT, M., 1997, "Predicting the probability of falls in community dwelling older adults", *Physical Therapy*, v. 77, pp. 812-819.
- SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M., 1995, *Motor Control: Theory and Pratical Applications*. 1^a ed. Baltimore, Lippincott Williams and Wilkins.
- 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*, v. 15, pp. 64-74.
- SPIRDUSO, W.W., 1995, *Physical dimensions of aging*. 1^a ed. Texas, Human Kinetics.

- STALENHOEF, P.A., DIEDERIKS, J.P.M., KNOTTNERUS, J.A., *et al.*, 2002, “A risk model for the prediction of recurrent falls in community-dwelling elderly: A prospective cohort study”, *Journal of Clinical Epidemiology*, v. 55, pp. 1088-1094.
- STOFFREGEN, T.A., PAGULAYAN, R.J., BARDY, B.G., *et al.*, 2000, “Modulating postural control to facilitate visual performance”, *Human Movement Science*, v. 19, pp. 203-220.
- TANAKA, T., TAKEDA, H., IZUMI, T., *et al.*, 1999, “Effects on the location of the centre of gravity and the foot pressure contribution to standing balance associated with ageing”, *Ergonomics*, v. 42, n. 7, pp. 997-1010.
- TSANG, W.W., HUI-CHAN, C.W., 2006, “Standing balance after vestibular stimulation in Tai Chi–practicing and nonpracticing healthy older adults”, *Archives of Physical and Medical Rehabilitation*, v. 87, pp. 546-553.
- VIEIRA, T.M.M., OLIVEIRA, L.F., 2006, “Equilíbrio postural de atletas remadores”, *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 12, pp. 135-138.
- VUILLERME, N., VINCENT, H., 2006, “How performing a mental arithmetic task modify the regulation of centre of foot pressure displacements during bipedal quiet standing”, *Experimental Brain Research*, v. 169, pp. 130-134.
- WIECZOREK, S.A., 2003, “Relação entre tempo de movimento e acurácia durante movimentos voluntários na postura de pé”. Dissertação de Mestrado da EEFÉ/USP, São Paulo.
- WINTER D.A., PATLA, E.A., PRINCE, F., *et al.*, 1998, “Stiffness control of balance in quiet standing”, *Journal of Neurophysiology*, v. 80, pp. 1211-1221.

ANEXO I

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do projeto: Caracterização de Mudanças no Equilíbrio Postural Estático devidas ao Envelhecimento

Este experimento tem por objetivo caracterizar indivíduos mediante seu padrão de controle do equilíbrio. Desta forma serão analisadas características dos movimentos naturais do corpo humano, quando o mesmo permanece de pé e imóvel, relacionando-os conforme a idade.

Durante a avaliação você deverá permanecer na postura de pé, imóvel por dois minutos sobre uma plataforma, alternando a condição visual entre olhos abertos e fechados. Este procedimento será repetido cinco vezes, com intervalo de dois minutos entre cada sessão.

O procedimento não denota nenhum tipo de risco para sua participação, porém, em caso de desconforto por permanecer de pé imóvel, você poderá interromper o experimento, sem gerar danos à instituição. O estudo avalia a hipótese de que não há redução na capacidade de controle do equilíbrio com a idade, o que não promove um benefício direto pela sua participação. Não é obrigatória a sua participação nesta pesquisa, caso se sinta constrangido (a) antes e/ou durante a realização da mesma. Sua desistência não implicará em nenhum prejuízo dentro ou fora da instituição que realiza este experimento.

Toda informação obtida pelo experimento somente será de analisada pelo pesquisador responsável, não sendo permitido o acesso de terceiros. Todos os dados que comprometam a sua privacidade serão mantidos em caráter confidencial.

Estas informações e quaisquer outras adicionais, que julgar importantes para compreensão do desenvolvimento da pesquisa, poderão ser obtidas pelo email: **tainat@peb.ufrj.br** ou pelo telefone: 8211-8275 (falar com Taian).

A sua participação não implica nenhum tipo de gasto pessoal e nem compensação financeira.

O resultado da pesquisa será divulgado somente com o objetivo científico, sendo mantida a sua identidade em sigilo.

Fui informado de forma clara e satisfatória sobre o estudo supracitado que li ou que foram lidas para mim.

A minha decisão em participar nesse experimento foi discutida com o professor Taian de Mello Martins Vieira. O objetivo, procedimentos, garantia de confidencialidade e esclarecimentos permanentes e o desconforto, são aspectos da pesquisa que ficaram claros para mim. Sei ainda que minha participação é isenta de despesas. Concordo em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízos ou perdas.

Participante

Data ___/___/_____

Pesquisador

Data ___/___/_____

ANEXO II

QUESTIONÁRIO

Nome _____

Endereço _____ Cidade _____

Estado _____ Cep _____ Telefone _____ Nascimento _____

Idade _____ Sexo _____ Altura _____ Peso _____

1) Você já foi diagnosticado em alguma das seguintes condições médicas?

Sim Não Ano (aproximado)

	Sim	Não	Ano (aproximado)
Ataque cardíaco			
Ataque isquêmico			
Angina (dor no peito)			
Hipertensão			
Derrame cerebral			
Doença vascular periférica			
Diabetes			
Neuropatias (problemas com sensações táteis)			
Doença respiratória			
Mal de Parkinson			
Esclerose Múltipla			
Poliomielite			
Epilepsia			
Outras disfunções neurológicas			
Osteoporose			
Artrite reumática			
Outras deficiências articulares			
Problemas visuais			
Problemas vestibulares (ouvido interno)			
Problemas cerebelares (ataxia)			
Clinicamente dependente (álcool e/ou drogas)			
Depressão			
Tonteiras			

2) Você sofre atualmente de alguns dos seguintes sintomas nas pernas ou nos pés?

Dormência _____ Artrite _____
Tremor _____ Inchaço _____

3) Você necessita de cuidados médicos? Se sim, por quê?

4) Você usa óculos? _____ 5) Você usa aparelho auditivo? _____

6) Utiliza alguma assistência para andar? _____ Qual? _____

7) Se você faz uso de medicamentos, liste-os.

8) Preciou de assistência emergencial ou ficou hospitalizado nos últimos 3 anos?

_____ Qual o motivo? _____

9) Já sofreu algum ferimento que interferisse no seu equilíbrio ou habilidade para andar sem assistência? _____ Qual? _____

10) Quantas vezes você caiu por perda do equilíbrio? _____

Preciou de tratamento médico? _____

Diga aproximadamente a data e a razão da queda e/ou o tratamento necessário.

11) Você se preocupa com a possibilidade de queda?

Não Um pouco Moderado Muito Em excesso

12) Nas últimas 4 semanas, até que ponto os seus problemas de saúde tem limitado você em suas atividades físicas? (Como caminhar e fazer serviços de casa)

Em nada Levemente Moderadamente Muito
Extremamente

13) Sente dor nas últimas 4 semanas ao fazer suas atividades?

Não Um pouco Moderado Muito Em excesso

14) Tem sofrido de depressão nas últimas 4 semanas?

Não Um pouco Moderado Muito Em excesso

15) O quanto as tonturas tem incomodado?

Não Um pouco Moderado Muito Em excesso

16) Indique sua habilidade para realizar cada tarefa listada.

	Posso fazer	Faço com dificuldade ou ajuda	Não consigo fazer
Se vestir sozinho			
Tomar banho sozinho			
Subir e descer sozinho um lance de escadas			
Andar por 1 ou 2 quarteirões			
Andar de 6 a 7 quarteirões			
Andar de 12 a 14 quarteirões			
Atividades domésticas leves (cozinhar, limpar, lavar louças)			
Atividades domésticas pesadas (lavar o chão, varrer)			
Atividades árduas (cortar jardim, mover objetos pesados)			
Carregar sacolas de compras (\pm 10 Kg)			
Carregar objetos pesados (malas de viagem)			
Cortar a unha do pé			

17) Caso você precise de ajuda ou não consiga fazer algumas das atividades da tabela, indique o(s) motivo(s). (como: dor crônica, falta de equilíbrio e/ou flexibilidade ou outras razões).

18) Em uma semana típica, com que frequência você sai de casa para fazer qualquer serviço, como: trabalhar, ir a encontros, aulas, etc.?

- Menos que uma vez por semana 3-4 Vezes por semana
 1-2 Vezes por semana + que 4 vezes por semana

19) Você participa com frequência de exercícios físicos regulares (tais como caminhadas, esportes, danças ou outros)? _____ Se sim, quantos dias na semana?

1 2 3 4 5 6 7

20) Quando você caminha (se você caminha), qual a opção abaixo que melhor descreve o seu ritmo?

Lento Moderado Rápido

21) Você necessitou de assistência para completar este questionário? _____
Qual a razão? _____