



**COPPE/UFRJ**

ANÁLISE ELETROENCEFALOGRÁFICA DO CONTROLE POSTURAL  
ORTOSTÁTICO EM AMBIENTE DE REALIDADE VIRTUAL

Paulo José Guimarães da Silva

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Antonio Fernando Catelli Infantsi

Jurandir Nadal

Rio de Janeiro

Abril de 2010

ANÁLISE ELETROENCEFALOGRÁFICA DO CONTROLE POSTURAL  
ORTOSTÁTICO EM AMBIENTE DE REALIDADE VIRTUAL

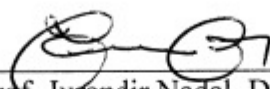
Paulo José Guimarães da Silva

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ  
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS  
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM  
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

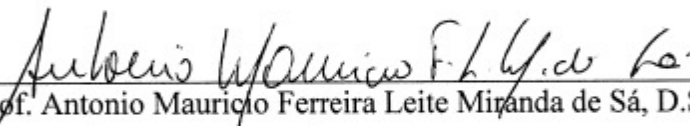
Examinada por:



Prof. Antonio Fernando Catelli Infantosi, Ph.D.



Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.



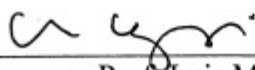
Prof. Antonio Mauricio Ferreira Leite Miranda de Sá, D.Sc.



Prof. Liliam Fernandes de Oliveira, D.Sc.



Prof. Mauricio Cagy, D.Sc.



Prof. Luis Mochizuki, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

ABRIL DE 2010

Silva, Paulo José Guimarães da

Análise Eletroencefalográfica do Controle Postural Ortostático em Ambiente de Realidade Virtual/ Paulo José Guimarães da Silva. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2010.

XI, 98 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Antonio Fernando Catelli Infantosi

Jurandir Nadal

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2010.

Referências Bibliográficas: p. 81-89.

1. Controle postural ortostático. 2. Estímulo visual dinâmico. 3. Processamento de sinais EEG. 4. Detecção de resposta evocada visual. I. Infantosi, Antonio Fernando Catelli, *et al.*. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

## DEDICATÓRIA

Aos meus pais, José Guimarães da Silva e Diléa Celso Guimarães da Silva, por proporcionarem uma vida cheia de saúde, carinho e sabedoria. Nossa família está mais unida e honrada pela educação e dignidade transmitida.

À minha companheira Márcia Gonçalves Souza Lima, pela sua paciência, dedicação e compreensão nos períodos mais difíceis dessa jornada. Temos muito chão pela frente...

Ao meu filho Márcio Souza Lima Guimarães, que chegou para dar alegria e força de vontade com muito amor e carinho. Tu crescerás forte e sadio, brincarás muito e terás toda a nossa dedicação para a sua formação como Homem.

Ao meu irmão Marcos Paulo Guimarães da Silva e família pelos momentos felizes e agradáveis que continuamos passando.

## AGRADECIMENTOS

Ao Professor Antonio Fernando Catelli Infantosi, pela competência e pioneirismo na arte de processar sinais biológicos e pela sua História na Engenharia Biomédica, não só no Brasil como no Mundo. Certo de que há muito ainda a fazer. Obrigado por contribuir na minha formação acadêmica. O senhor é um exemplo de sabedoria.

Ao Professor Jurandir Nadal, pelos ensinamentos, amizade, paciência e dedicação à minha formação acadêmica, tornando-se exemplo para todos que desejam trilhar os caminhos da pesquisa e ensino.

À Professora Liliam Fernandes de Oliveira pela contribuição na pesquisa em posturologia e por disponibilizar as ferramentas necessárias para esse estudo.

Ao Maurício Cagy, pela amizade e participação em diversas etapas deste trabalho, compartilhando suas experiências na investigação de sinais biológicos. Obrigado pela sua dedicação e contribuição na Engenharia Biomédica.

Ao Danilo Barbosa Melges, por compartilhar de sua experiência na engenharia biomédica, auxílio na coleta de sinais e, principalmente, pela convivência e amizade nas nossas jornadas e viagens. Ainda tem muita história para ser contada...

Às agências de fomento à pesquisa, em especial ao CNPq pela bolsa concedida.

A todos os amigos que indiretamente contribuíram para minha formação.

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

## ANÁLISE ELETROENCEFALOGRÁFICA DO CONTROLE POSTURAL ORTOSTÁTICO EM AMBIENTE DE REALIDADE VIRTUAL

Paulo José Guimarães da Silva

Abril/2010

Orientadores: Antonio Fernando Catelli Infantosi

Jurandir Nadal

Programa: Engenharia Biomédica

Neste estudo, o controle postural ortostático foi investigado com base no EEG sem e durante estimulação em ambiente virtual. Os sinais EEG de 29 voluntários foram adquiridos durante exame de estabilometria nas condições: olhos abertos (OA, observando uma parede branca), fechados (OF) e com estimulação por cenário virtual estático (CE) e dinâmico (ED). O cenário virtual foi aleatoriamente movimentado no sentido anterior ou posterior, promovendo instabilidade postural. As potências do EEG em torno de  $\pm 1$  Hz do pico de alfa (BPA) naquelas condições experimentais foram comparadas aplicando-se o teste F-espectral (TFE,  $\alpha = 0,05$  com correção de Bonferroni), o teste de Wilcoxon ( $\alpha = 0,05$ ) e o índice ERD/ERS. Os resultados indicaram correlação positiva (Spearman,  $p < 0,05$ ) entre o **índice de contribuição visual** da área elíptica ( $I_A$ ) de oscilação do centro de pressão e o **índice de contribuição de potência** na BPA ( $I_{BPA}$ ) nas derivações O2 e P4. O TFE indicou não haver diferença entre o EEG em OA e CE<sub>A</sub> (imediatamente antes de ED) e redução da potência na BPA durante e imediatamente depois de ED em todas as derivações. O índice ERD/ERS resultou em dessincronização na banda alfa do EEG durante ED em mais de 85% da casuística. Adicionalmente, 63 a 80% dos estímulos promoveram instabilidade postural (ANOVA e *post hoc* de Tukey,  $p < 0,05$ ), com deslocamento e tempo de recuperação da estabilidade aumentando ao longo do exame. Portanto, a estimulação virtual dinâmica eliciu resposta cortical, causando dessincronismo do EEG nas derivações occipitais e parietais.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

ELECTROENCEPHALOGRAPHIC ANALYSIS OF THE ORTHOSTATIC  
POSTURE CONTROL IN VIRTUAL REALITY ENVIRONMENT

Paulo José Guimarães da Silva

April/2010

Advisors: Antonio Fernando Catelli Infantosi

Jurandir Nadal

Department: Biomedical Engineering

This work investigates the orthostatic postural control using the EEG and stabilometric signals without and during stimulation by virtual environment. The EEG signals of 29 healthy subjects were acquired during stabilometric tests with the eyes open (OA, observing a white wall), eyes closed (OF) and during virtual scene stimulation on static (CE) and dynamic (ED) conditions. The virtual scene was randomly moved in an anterior or posterior direction to promote postural instability. EEG powers around  $\pm 1$  Hz of alpha peak band (BPA) of those conditions were compared using the Spectral F-Test (TFE,  $\alpha = 0.05$  and Bonferroni correction), the Wilcoxon test ( $\alpha = 0.05$ ) and the ERD/ERS index. The results indicate a positive correlation (Spearman,  $p < 0.05$ ) between the visual contribution index of the center of pressure elliptical sway area ( $I_A$ ) and the power contribution index ( $I_{BPA}$ ) for the O2 and P4 leads. The TFE indicates no difference between the EEG power of OA and CE<sub>A</sub> (just before ED), and a decreased power within BPA during and immediately after ED for all derivations. The ERD/ERS index allowed successfully detecting the desynchronization within the alpha band during ED in above 85% of subjects. Moreover, 63 to 80% of the stimuli also promote postural instability (ANOVA and Tukey post hoc,  $p < 0.05$ ), with the total pathway and the time to recover stability increasing along the stabilometric test. Hence, the dynamic stimulation increases cortical activities, promoting desynchronization off the EEG in the occipital and parietal leads.

## Sumário

	página
CAPÍTULO 1 INTRODUÇÃO	1
1.1 Objetivo	3
1.1.1 Objetivos específicos	3
1.2 Estrutura do Trabalho	3
CAPÍTULO 2 O CONTROLE POSTURAL ORTOSTÁTICO	5
2.1 O sistema visual	6
2.1.1 As estruturas de decodificação dos sinais	7
2.1.2 As áreas de associação visual	9
2.2 O sistema sensório-motor e as estratégias de controle	10
CAPÍTULO 3 ESTABILOMETRIA	13
3.1 Estimativa da Área elíptica de oscilação do centro de pressão por Análise de Componentes Principais	19
3.2 Velocidade média do deslocamento do centro de pressão	20
CAPÍTULO 4 ELETROENCEFALOGRAMA E TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DE SINAL NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA	22
4.1 Análise espectral de potência	27
4.2 O Teste F-espectral	28
4.3 Índice de Dessincronização/Sincronização relacionado a evento	29
CAPÍTULO 5 MATERIAIS E MÉTODOS	31
5.1 Casuística	31
5.2 Protocolo experimental	32
5.3 Configuração experimental	34
5.4 Processamento dos sinais estabilométricos	37



5.4.1	Estabilometria durante as condições olhos abertos sem estimulação em ambiente virtual (OA) e fechados (OF)	40
5.4.2	Estabilometria durante a condição olhos abertos com estimulação em ambiente virtual	42
5.5	Processamento dos sinais EEG	43
5.5.1	EEG durante estabilometria nas condições olhos abertos sem estimulação em ambiente virtual (OA) e fechados (OF)	45
5.5.2	EEG durante estabilometria na condição olhos abertos com estimulação em ambiente virtual	47
CAPÍTULO 6 RESULTADOS		49
6.1	EEG e estabilometria durante as condições olhos abertos sem estimulação em ambiente virtual (OA) e fechados (OF)	50
6.2	EEG e Estabilometria Durante Estimulação Visual em Ambiente de Realidade Virtual	58
CAPÍTULO 7 DISCUSSÃO		71
7.1	Estratégias de ação futura	77
CAPÍTULO 8 CONCLUSÃO		79
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS		81
ANEXO I		90
ANEXO II		93

## NOMENCLATURA

### Abreviaturas:

ACP – Análise de Componentes Principais

Ag/AgCl – prata - cloreto de prata

A<sub>OA</sub> – área elíptica de oscilação do centro de pressão na condição olhos abertos

A<sub>OF</sub> – área elíptica de oscilação do centro de pressão na condição olhos fechados

A/P – ântero-posterior

BPA – banda de  $\pm 1$  Hz entorno do pico de alfa

Canal M – canal magnocelular

Canal P – canal parvocelular

Canal P-IB – canal parvocelular interbolhas

CE – condição de estimulação com cenário estático

CE<sub>A</sub> – época de 1s de sinal EEG durante cenário estático imediatamente antes da estimulação dinâmica

CE<sub>D</sub> – época de 1s de sinal EEG durante cenário estático imediatamente depois da estimulação dinâmica

Célula M – neurônio ganglionar do tipo magno

Célula não-M-não-P – neurônio ganglionar que não é do tipo magno nem do parvo

Célula P – neurônio ganglionar do tipo parvo

CP – centro de pressão

DEP – densidade espectral de potência

DFT – *Discrete Fourier Transforme* (transformada discreta de Fourier)

ECG – eletrocardiograma

ED – condição de estimulação virtual dinâmica (cenário dinâmico)

EEG – eletroencefalograma

ERD/ERS – *Event-Related Desynchronization/Synchronization*

(Dessincronização/Sincronização relacionado a evento)

ERG – eletroretinograma

Evento A – cenário virtual se afastando

Evento B – cenário virtual se aproximando

I<sub>A</sub> – índice de contribuição visual da área elíptica de oscilação do centro de pressão

I<sub>BPA</sub> – índice de contribuição potência na banda de  $\pm 1$  Hz entorno do pico de alfa

I<sub>V</sub> – índice de contribuição visual da velocidade de deslocamento do centro de pressão

IT – área do córtex temporal inferior

QR – Quociente de Romberg

QR<sub>A</sub> – quociente de Romberg obtido do parâmetro área de oscilação do centro de pressão

QR<sub>V</sub> – quociente de Romberg obtido do parâmetro velocidade do centro de pressão

M/L – médio-lateral

MT – *mead temporal* (área do córtex temporal médio, equivalente a V5)

MST – *mead superior temporal* (área do córtex temporal médio-superior, equivalente a V5a)

NGL – Núcleo Geniculato Lateral

OA – olhos abertos

OF – olhos fechados

PEV – potencial evocado visual

SNC – Sistema Nervoso Central

S<sub>OA</sub> – posição sentado com olhos abertos

S<sub>OF</sub> – posição sentado com olhos fechados

TFE – Teste F-espectral

TRE – tempo de recuperação da estabilidade

V1 – área do córtex visual correspondente à área citoarquitetônica 17

V2 – área do córtex visual correspondente à área citoarquitetônica 18

V3 – área do córtex visual correspondente à área citoarquitetônica 18

V3a – área do córtex visual correspondente à área citoarquitetônica 19

V4 – área do córtex visual correspondente à área citoarquitetônica 19

V5 – área do córtex visual correspondente à área citoarquitetônica 19

V<sub>i</sub> – velocidade instantânea do centro de pressão

V<sub>m</sub> – velocidade média do centro de pressão

V<sub>mOA</sub> – velocidade média do centro de pressão na condição olhos abertos

V<sub>mOF</sub> – velocidade média do centro de pressão na condição olhos fechados

# CAPÍTULO 1

## INTRODUÇÃO

O processamento da informação visual constitui um dos mais importantes mecanismos de controle postural ortostático, produzindo orientação espacial de referência de modo a minimizar as oscilações corporais (KELLY, 1991; BEAR *et al.*, 2008). Entretanto, nem toda a informação do ambiente pode ser percebida e utilizada nesse controle, podendo resultar em ajustes compensatórios com correção inadequada da postura (PATLA, 1997; ROUGIER, 2003; KELLY *et al.*, 2005; DOKKA *et al.*, 2009).

A participação da visão no controle ortostático tem sido investigada com base em sinais estabilométricos coletados utilizando-se plataforma de força, em condições experimentais em que determinada informação visual é modificada (movimento de um cenário) (STOFFREGEN *et al.*, 2000; STREEPEY *et al.*, 2007) ou retirada (indivíduo de olhos fechados) (ROUGIER, 2003; DA SILVA *et al.*, 2008). Nesses experimentos, as oscilações corporais decorrentes dos estímulos de perturbação visual têm sido quantificadas pela área elíptica do estatocinesiógrama e pela velocidade do deslocamento do centro de pressão (CP) (OLIVEIRA *et al.*, 1996; CHIARI *et al.*, 2000; CORNILLEAU-PÉRÈS, *et al.*, 2005; DA SILVA, 2005).

Em geral, o deslocamento do CP é influenciado pelo tipo de estímulo visual, evidenciando estratégias de controle visando a manter ou recuperar a estabilidade ortostática (ROUGIER, 2003; KELLY *et al.*, 2005; STREEPEY *et al.*, 2007; HAIBACH *et al.*, 2008). Experimentos com estimulação visual dinâmica por movimentação de um cenário tendem a induzir a percepção de que o corpo se move em direção oposta à do movimento do cenário (KESHNER *et al.*, 2004; STREEPEY *et al.*,

2007; DOKKA *et al.*, 2009). Como consequência, o corpo reage produzindo deslocamento do CP na mesma direção do estímulo visual. Entretanto, diversos estudos divergem quanto à importância da velocidade de movimento do cenário em modular as oscilações corporais, bem como dos parâmetros estabilométricos a serem investigados (AKIDUKI *et al.*, 2003; MERGER *et al.*, 2005; DOKKA *et al.*, 2009). Além disso, embora esses trabalhos utilizem imersão em cenário virtual, os mesmos não consideram se o estímulo visual elicia resposta cortical.

Por outro lado, o eletroencefalograma (EEG) tem sido utilizado na investigação da modulação e integração da informação visual para o controle ortostático nos centros superiores do córtex cerebral (áreas primárias e associativas) (SLOBOUNOV *et al.*, 2005; PERCIO *et al.*, 2007 e 2009). Nesses estudos, a densidade espectral de potência e o índice de Dessincronização/Sincronização relacionada ao evento (ERD/ERS), em especial na banda alfa, são correlacionados com a área de oscilação do CP, porém comparando-se apenas as condições olhos abertos e fechados. Assim, o EEG durante estimulação de movimentação do cenário bem como a resposta eliciada por esta estimulação (potencial evocado visual – PEV) poderiam ser utilizados no estudo da participação da visão no controle do equilíbrio ortostático.

Técnicas de detecção objetiva de resposta, tais como o Teste F-espectral e a Magnitude Quadrática da Coerência, têm sido aplicadas ao EEG durante estimulação visual para inferir estatisticamente sobre presença de resposta cortical (MIRANDA DE SÁ e FELIX, 2002; INFANTOSI e MIRANDA DE SÁ, 2006; CAMPOS *et al.*, 2006). Tais técnicas poderiam contribuir para um melhor entendimento da importância da visão no controle postural ao se correlacionar a resposta cortical à estimulação visual dinâmica com sinais estabilométricos adquiridos usando-se plataforma de força simultaneamente com a estimulação.

## **1.1 Objetivo**

O presente estudo visa investigar o efeito da estimulação visual dinâmica no controle postural ortostático com base no EEG multicanal e em sinais estabilométricos. Como estímulo visual, foi utilizado o movimento de um cenário virtual (aproximação e afastamento), idealizado de modo a induzir instabilidade postural ortostática.

### **1.1.1 Objetivos específicos**

- Aplicar métodos de processamento digital de sinais EEG no domínio da frequência (Teste F-espectral e índice ERD/ERS) para detecção de resposta cortical durante exame de estabilometria em condições visuais distintas (olhos fechados, olhos abertos sem e com estimulação em ambiente virtual);
- Estabelecer a associação entre os sinais EEG e os parâmetros área elíptica e velocidade do deslocamento do centro de pressão durante exame de estabilometria nas condições visuais de olhos fechados e abertos;
- Estabelecer a associação entre os sinais EEG durante estimulação visual (dinâmica e estática) ao deslocamento do centro de pressão.

## **1.2 Estrutura do Trabalho**

No capítulo 2, será apresentada a revisão bibliográfica sobre o controle postural, o funcionamento do sistema visual e a integração multisensorial em relação ao sistema sensorio-motor, indicando as regiões corticais responsáveis pelo recebimento das informações disponíveis para o controle. No capítulo 3, a estabilometria (estatocinesiograma e estabilogramas) será apresentada conforme os aspectos característicos das oscilações do centro de pressão (posição, deslocamento e velocidade) em função dos diferentes protocolos de estimulação visual. No capítulo 4, as

características do EEG durante estimulação visual serão revisadas, destacando-se as técnicas de detecção objetiva de resposta (Teste F-espectral e o índice ERD/ERS). A metodologia a ser empregada nesse estudo será apresentada no capítulo 5, com ênfase para o protocolo de estimulação visual dinâmica e para o processamento dos sinais de estabilometria e EEG. Os resultados serão apresentados nos capítulos 6 e a discussão no capítulo 7, onde são apresentadas as sugestões de continuidade. A conclusão desta pesquisa é apresentada no capítulo 8.

## CAPÍTULO 2

### O CONTROLE POSTURAL ORTOSTÁTICO

O mecanismo de controle postural baseia-se na cooperação intrínseca entre os sistemas visual, vestibular e as informações proprioceptivas e táteis para produzir uma resposta automática, centralizada e coordenada (NASHNER, 1981; SCHUMANN *et al.*, 1995). Porém, o controle postural não apenas depende da interação sensorial dentro do Sistema Nervoso Central (SNC), mas também da integridade de cada sistema, essencial para a coordenação das respostas motoras, movimentos dos olhos e ajustes posturais com relação ao ambiente (SIMONEAU *et al.*, 1995; WEERDT e SPAEPEN, 2001).

A estabilidade postural é mantida de forma que a informação sensorial proprioceptiva, muscular, tendínea e articular seja utilizada para estabelecer a posição relativa entre os segmentos corporais. De forma complementar, a informação dos labirintos membranosos (sistema vestibular) estabelece a posição da cabeça, auxiliando na coordenação de seu movimento (KELLY, 1991; BEAR *et al.*, 2008). Por sua vez, o sistema visual fornece informação sobre o cenário ambiental, auxiliando na manutenção da posição corporal em função das posições dos objetos que compõem o cenário (ROUGIER, 2003; KELLY *et al.*, 2005). Conjuntamente, o reflexo vestibulo-oculomotor mantém o campo visual no plano horizontal, proporcionando que o objeto visual seja focalizado com a máxima resolução na retina (GOLDBERG *et al.*, 1991, KELLY, 1991).

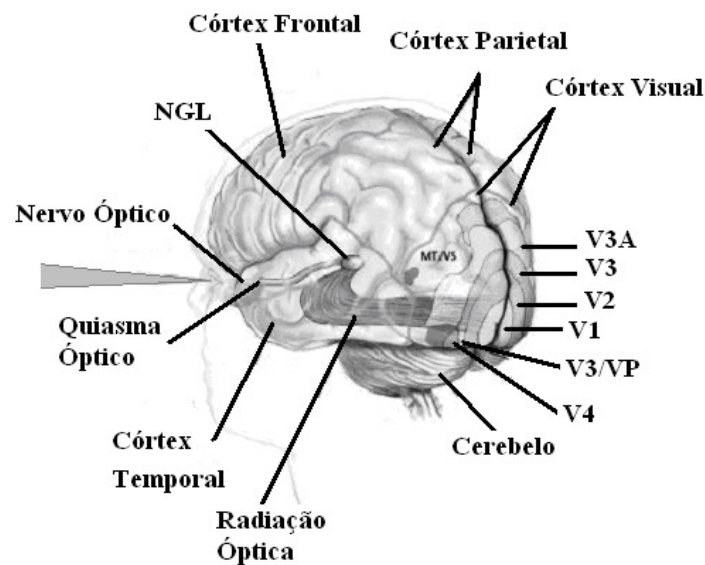
Geralmente, o sistema visual participa da manutenção da posição ortostática reduzindo as oscilações corporais por realimentação negativa (ROUGIER, 2003; KELLY *et al.*, 2005). Entretanto, a quantidade de oscilação corporal é dependente da quantidade de informação que o sistema de controle requer para a manutenção da



estabilidade ortostática (PATLA, 1997; KELLY *et al.*, 2005). Neste contexto, o aumento ou diminuição das oscilações posturais não deve ser diretamente vinculado a eficácia do controle. Assim, ainda constitui objeto de investigação a ocorrência de aumento das oscilações posturais ortostática durante a condição olhos abertos. Por esse motivo, maior atenção será dada a este sistema.

## 2.1 O sistema visual

Responsável em fornecer informação sobre o cenário ambiental, o sistema visual apresenta o processamento mais complexo de todos os sistemas sensoriais, no qual a percepção visual ocorre em dois estágios distintos (KELLY *et al.*, 1991; BEAR *et al.*, 2008). Primeiro, no olho, mais especificamente na retina, a luz é convertida em sinais elétricos por meio de fototransdutores, os cones e bastonetes. Posteriormente, os sinais são conduzidos em paralelo pelo nervo óptico aos centros superiores do cérebro para, então, serem processados nos sítios específicos do córtex visual (Figura 2.1).

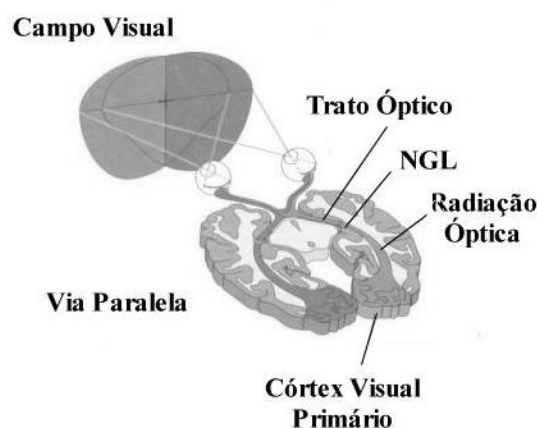


**Figura 2.1:** Representação das vias de condução e estruturas do sistema visual (Modificado de BEAR *et al.*, 2008).

De fato, apesar de apresentar vias de transmissão com estruturas e funções bem definidas (retina, nervos ópticos, quiasma, tratos ópticos, núcleos geniculados laterais – NGL e radiações ópticas) até o local de recepção (córtex occipital), o processo da visão envolve outras estruturas (KANDEL, 1991). A transformação da informação do ambiente em percepção visual depende de outras estruturas distintas de decodificação, localizadas em centros específicos tanto na via de condução quanto no córtex visual, bem como em outras regiões corticais associativas (córtex parietal e temporal), para propiciar a compreensão daquilo que se vê (KANDEL, 1991; BEAR *et al.*, 2008).

### 2.1.1 As estruturas de decodificação dos sinais

Após a fototransdução na retina, os estímulos visuais provenientes dos dois campos de visão atravessam o tálamo, projetando-se de forma cruzada para os dois hemisférios do córtex cerebral (Figura 2.2). Assim, a informação oriunda de cada campo visual é projetada por vias paralelas distintas, cujas estações terminais localizam-se na superfície medial do córtex occipital (córtex visual primário), na área estriada 17 (V1) e na extra-estriada 18 (V2 e V3), indicadas na figura 2.1 (KANDEL, 1991; BEAR *et al.*, 2008).



**Figura 2.2:** Representação do sistema visual apresentando campo visual, via paralela e córtex visual primário (área V1 e V2). (Modificado de BEAR *et al.*, 2008)

Compondo as características do cenário (objetos, forma, cor, movimento), cada ponto do campo visual apresenta uma projeção correspondente na retina, a qual depende da intensidade luminosa, do ponto focal e das propriedades ópticas das estruturas do olho. A partir deste mapeamento retínico, os estímulos percebidos em cada um dos olhos seguem pelas vias ópticas até atingirem sítios distintos do córtex cerebral, estabelecendo assim uma correspondência direta desde a projeção na retina até o córtex visual (KANDEL, 1991; BEAR *et al.*, 2008). Estes mapas diferem entre si tanto na precisão com que a retina é representada topograficamente quanto nos atributos dos estímulos (movimento, forma e cor) aos quais as células devem responder (KANDEL, 1991). Um atributo adicional, a profundidade, é função da integração dos estímulos provindos das duas retinas, sendo fundamental para a representação espacial e a compreensão tridimensional e dinâmica do meio.

Os sinais luminosos transduzidos em atividade neural pelos fotorreceptores (cones e bastonetes) são conduzidos pelos neurônios bipolares, os quais fazem sinapses com os neurônios horizontais, amácrinas e ganglionares. Os neurônios ganglionares são diferenciados por três tipos de células, as quais projetam axônios para o NGL por meio do nervo ótico. A primeira, tipo parvo (P), principais projeções da fóvea, atua na representação da informação espacial, clareza de detalhes (forma) e percepção de cores. Por outro lado, a tipo magno (M), projeções da periferia da retina, é sensível à movimentação e detecção da direção do deslocamento do objeto focado. Finalmente, aquelas que não são nem parvo e nem magno, designadas “não-M-e-não-P”, são sensíveis à diferença de luminosidade (KANDEL, 1991; BEAR *et al.*, 2008).

Após o pré-processamento nas células ganglionares, as células P, M e não-M-e-não-P estabelecem sinapses com neurônios de diferentes camadas do núcleo geniculado lateral (NGL). Posteriormente, a informação proveniente de cada camada do NGL é

projetada ao córtex visual por três canais distintos, de forma que cada canal processa diferentes aspectos da visão. Assim, o canal magnocelular (canal M) apresenta seletividade à informação sobre movimento (orientação e direção), enquanto os canais parvocelular interbolhas (canal P-IB) e parvocelular bolhas (canal P-B) apresentam, respectivamente, seletividade à informação sobre forma e cor, mantendo-se, portanto, a retinotopia (KANDEL, 1991; BEAR *et al.*, 2008).

### **2.1.2 As áreas de associação visual**

Não obstante considerar que a visão se forme nas áreas estriadas (V1) e extraestriadas (V2 e V3) do córtex occipital (Figura 2.1), considera-se que esse nível ainda é intermediário. Então, áreas superiores de integração e associação visual são necessárias para os processos psicológicos e cognitivos de simbolismos, que possibilitam a compreensão daquilo que se vê (KANDEL, 1991; BEAR *et al.*, 2008). Portanto, com base em dois feixes de transmissão (dorsal e ventral), interneurônios corticais transmitem a informação do córtex visual primário às áreas citoarquitetônicas V3a, V4, V5, córtex parietal posterior e parte lateral do córtex temporal (BEAR *et al.*, 2008).

No feixe dorsal, a informação proveniente do canal M (movimento) é encaminhada às áreas V2 e V3, para posteriormente ser enviada à área V5 (ou MT). Além da área MT, há no córtex parietal áreas distintas de sensibilidade especializada para o movimento, com destaque para a área V5a (ou MST). Nesta área, há células seletivas para movimentos radiais, ou seja, aproximando-se ou afastando-se em direção a um ponto central (BEAR *et al.*, 2008). Paralelamente ao feixe dorsal, progressões das áreas V1, V2 e V3 estendem-se ventralmente em direção ao córtex temporal, gerando o feixe ventral. Então, provenientes dos canais P-IB e P-B, as projeções de V2 levam a informação sobre a forma e cor até a área V4, para, finalmente, ser enviada a uma área

do córtex temporal inferior (IT). A área IT é responsável pela percepção e memória visual (KANDEL, 1991; BEAR *et al.*, 2008).

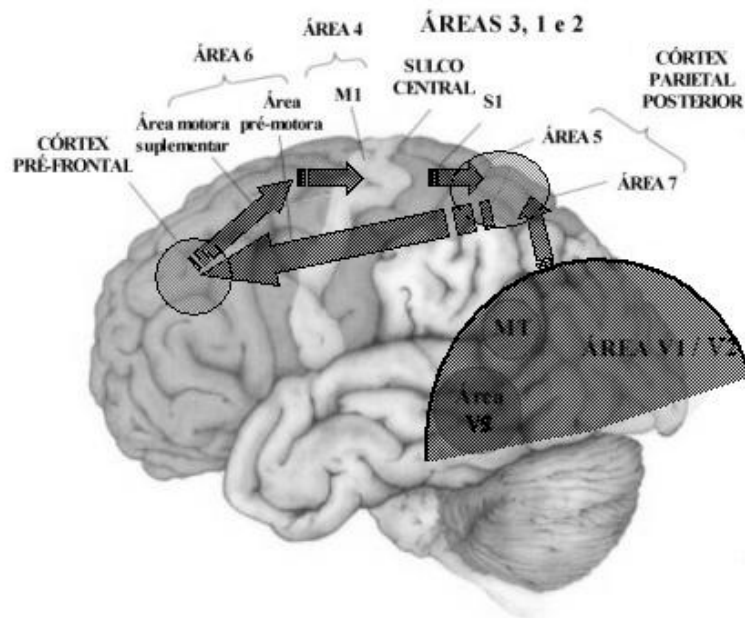
Outras estruturas, como as do giro angular (área 39 de Brodmann) e supramarginal (área 40) no córtex parietal e de conexões entre os hemisférios cerebrais (corpo caloso), estão relacionadas às funções de reconhecimento visual (KANDEL, 1991; BEAR *et al.*, 2008). Portanto, a informação sobre a orientação do movimento corporal no espaço é encaminhada ao córtex de associação parietal-temporal-occipital, enquanto a informação sobre a percepção do movimento ambiental é encaminhada ao córtex temporal. Outras relações talâmicas projetam para o cérebro caminhos que fazem a coordenação dos movimentos da cabeça e olhos (BEAR *et al.*, 2008).

## **2.2 O sistema sensório-motor e as estratégias de controle**

A coordenação do SNC para o controle postural ocorre em função das condições ambientais ou de tarefas específicas. A estratégia selecionada é, então, delineada pela entrada da informação provinda dos três sistemas disponíveis que assistem o controle postural, compondo o sistema sensório-motor (PERRIN *et al.*, 1998; TJERNSTRÖM *et al.*, 2002; BEAR *et al.*, 2008).

Após ser modulada nos seus respectivos córtices primários, a informação dos sistemas visual, vestibular e proprioceptivo são transmitidas ao neocórtex, na área posterior do córtex parietal (Figura 2.3). Desta forma, a área 5 recebe as informações das áreas 3, 1 e 2 do córtex somatossensorial (referentes aos fusos musculares, órgão tendinoso de Golgi e centro de pressão na sola dos pés), enquanto a área 7 recebe as informações das áreas do córtex visual (áreas V1, V2, MT/V5). Estas áreas estão interconectadas com o córtex frontal anterior, responsável pela antecipação das consequências da ação, projetando axônios que convergem para as áreas corticais 6 e 4

do córtex motor. Projeções ao cerebelo são necessárias para o refinamento do movimento a ser produzido, visando manter a estabilidade no apoio (BEAR *et al.*, 2008).



**Figura 2.3:** Representação das vias de condução do sistema sensório-motor para formação da estratégia de controle, vista do hemisfério cerebral esquerdo. (Modificado de BEAR *et al.*, 2008)

Qualquer modificação nas características do ambiente pode interferir na qualidade e na quantidade da informação disponível para o controle postural e, possivelmente, no processamento da informação visual (HUNTER e HOFFMAN, 2001). Geralmente, a estabilidade postural diminui na ausência de estímulo visual ou em condições experimentais que promovam alteração do cenário ambiental (TJERNSTRÖM *et al.*, 2002). Por outro lado, o controle postural usa menos a correção motora por reflexo espinhal se a entrada visual estiver disponível, pois a visão promove informação por realimentação negativa, complementando as informações suprimidas pelos outros sistemas receptores (FRANSSON *et al.*, 2000; TJERNSTRÖM *et al.*,

2002). Adicionalmente, o sinal de entrada visual pode ser interpretado erroneamente pelo SNC ao se detectar o movimento relativo entre o corpo e o ambiente, de modo que o movimento do ambiente passe a ser percebido como movimento corporal, alterando a estabilidade do sistema postural (PATLA, 1997).

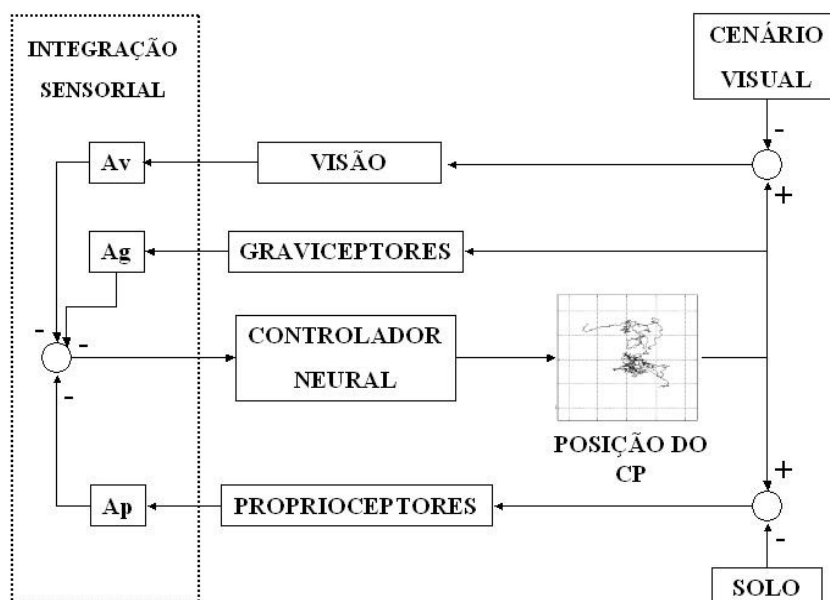
Uma das hipóteses de como a informação visual influencia o controle postural foi formulada baseando-se no deslocamento do cenário ambiental na retina do observador (PAULUS *et al.*, 1989). Conforme há movimentação do objeto na direção e sentido do observador, a projeção do cenário na retina aumenta, sendo esta interpretada como decorrente de oscilação corporal para frente. Segundo PAULUS *et al.* (1989), esta informação pode ser utilizada na produção de atividade muscular com o objetivo de diminuir e reverter este deslocamento. Desta forma, o sistema de controle postural atua para minimizar a expansão/redução da imagem na retina com o objetivo de manter estável a relação entre o observador e o cenário ao seu redor (PAULUS *et al.* 1989), cujos efeitos não podem ser totalmente compensados pelos sistemas somatossensorial e vestibular (PATLA, 1997).

Entretanto, os déficits posturais podem ter duas origens distintas: na integração dos sistemas sensoriais; ou na diminuição da capacidade de adaptação às condições ambientais (JEKA *et al.*, 1998 e 2004). Por exemplo, a oscilação corporal em uma sala em movimento ântero-posterior tem sido utilizada para estudar a integração da informação visual com a postura de todo o corpo (BERTHOZ *et al.*, 1979; DIJKSTRA *et al.*, 1994a; PERTERKA e BENOLKEN, 1995). Esta técnica mostrou que o padrão da informação disponível para cada sistema é derivado das características do estímulo empregado, onde a participação do sistema visual na redução da instabilidade gerada parece ter sido influenciada pela velocidade de movimento do ambiente (DIJKSTRA, 1994 b; SCHÖNER, 1991).

## CAPÍTULO 3

### ESTABILOMETRIA

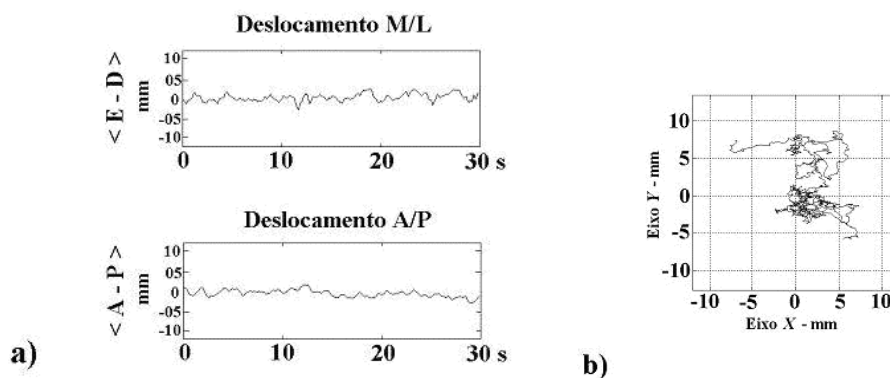
A estabilometria é uma das técnicas de medição das oscilações do centro de pressão (CP) utilizada na investigação do controle postural ortostático, com a vantagem de necessitar de um experimento relativamente simples, sem causar, na maioria das vezes, interferência ao conforto do indivíduo (GAGEY e WEBER, 2000; SCHMID *et al.*, 2002; ROUGIER, 2003). Embora alguns modelos simplificados de integração sensorial favoreçam a manutenção da estabilidade por realimentação negativa (Figura 3.1) e pela redundância de informação (CHIARI *et al.*, 2000), o teste estabilométrico fornece informação quantitativa sobre o movimento corporal, provendo meios para a compreensão da relação entre o controle do equilíbrio e as aferências dos sistemas visual, vestibular e proprioceptivo.



**Figura 3.1:** Modelo simplificado da Integração Sensorial para controle da posição do centro de pressão (CP): Ap, Ag e Av representam respectivamente as áreas corticais de processamento de informação proprioceptiva, vestibular e visual.



Geralmente, o teste estabilométrico é realizado em posição ortostática com apoio bipodal (pés descalços, com calcanhares afastados dois centímetros, formando ângulo de 30° com a linha mediana corporal) para duas condições de exame na respectiva ordem – com olhos abertos (OA) e com olhos fechados (OF) (BIZZO *et al.*, 1985; GAGEY e WEBER, 2000). Este processo é usualmente operacionalizado utilizando-se uma plataforma de força, que registra o movimento corporal dado pelo ponto de aplicação da componente vertical da força de reação do solo (centro de pressão, CP) e estudado com base nos estabilogramas e estatocinesiograma. Os estabilogramas (Figura 3.2a) apresentam a decomposição do deslocamento do CP nas direções médio-lateral (M/L) e ântero-posterior (A/P) em função do tempo. Por sua vez, o estatocinesiograma (Figura 3.2b) apresenta as coordenadas das posições amostradas do CP no plano bidimensional (GAGEY e WEBER, 2000).



**Figura 3.2:** (a) Representação dos estabilogramas para os deslocamentos médio-lateral (M/L) e ântero-posterior (A/P) e (b) do Estatocinesiograma.

Entretanto, a utilização de protocolos experimentais distintos tem contribuído para o melhor entendimento do controle das oscilações do CP durante as condições OA e OF, como, por exemplo, na oscilação da superfície de apoio (PERRIN *et al.*, 1998), na modificação das características do cenário (ISABLEU *et al.*, 1998), na manipulação das

dimensões da área de suporte (MOCHIZUKI *et al.*, 2006), ou na movimentação do ambiente visual (BORGER *et al.*, 1999; STREEPEY *et al.*, 2007). Adicionalmente, testes de longa duração (DUARTE e ZATSIORSKY, 1999) podem fornecer informação adicional sobre o mecanismo de controle, indicando, em posições distintas do estatocinesiógrama, padrões específicos de migração do CP: *shafting* (rápido deslocamento da posição média de um ponto para outro), *fidgiting* (rápido e amplo deslocamento do CP, seguido de retorno para um ponto próximo da posição inicial) e *drifting* (deslocamento lento e contínuo da posição média do CP).

Diversos parâmetros, tais como área de oscilação, trajetória, distância percorrida, velocidade e Quociente de Romberg ( $QR$ ), têm sido investigados quanto à sua capacidade de identificar a influência da visão no controle postural (TAKAGI *et al.*, 1985; OLIVEIRA *et al.*, 1996; CHIARI *et al.*, 1998; JEKA *et al.*, 2004; CORNILLEAU-PÉRÈS *et al.*, 2005; DA SILVA, 2005; RAYMAKERS *et al.*, 2005). Em geral, a remoção da informação visual, em uma população adulta saudável, tende a causar um acréscimo na área de oscilação (WOOLLACOTT *et al.*, 1986). Assim, ao se utilizar o  $QR_A$ , dado pela razão percentual entre as áreas de oscilação para olhos fechados (OF) e abertos (OA), duas classes de sujeitos têm sido identificadas quanto à contribuição da visão estática na regulação fina da postura (GAGEY e WEBER, 2000; CHIARI *et al.*, 2000; DA SILVA, 2005). A maioria dos sujeitos (60 a 65%) apresenta  $QR_A > 100$ , significando maiores oscilações corporais quando na condição OF. A segunda classe, algumas vezes denominada de cego postural (GAGEY e WEBER, 2000) ou não-visão dependente (CHIARI *et al.*, 2000), é constituída por aqueles que apresentam  $QR_A < 100$ , com maior oscilação durante OA. Para estes, os estímulos visuais não seriam corretamente integrados aos circuitos de controle, perturbando o equilíbrio (GAGEY e WEBER, 2000). Entretanto, DA SILVA *et al.* (2007), ao

estudarem a área de oscilação na condição OA, observaram que sujeitos com  $QR_A < 100$  apresentavam área elíptica sem diferença significativa ( $p = 0,34$ ) daqueles com  $QR_A > 100$ . Observaram ainda que a diferenciação entre as classes seria decorrente da quantidade de oscilação na condição OF, e não em OA.

Não obstante, vários estudos têm mostrado que os parâmetros velocidade média ( $V_m$ ) do CP e o  $QR$  dessa variável ( $QR_V$ ) são mais sensíveis à contribuição da visão no controle postural (MASANI *et al.*, 2003; JEKA *et al.*, 2004; DA SILVA, 2005, CORNILLEAU-PÉRÈS *et al.*, 2005). Quando comparados à condição OF, os valores de  $V_m$  na condição OA apresentam o menor coeficiente de variação, principalmente na direção A/P (MASANI *et al.*, 2003; DA SILVA *et al.*, 2007). Então, similarmente ao observado na área de oscilação, a variabilidade do  $QR_V$  é decorrente, principalmente, da quantidade de oscilação na condição OF, sugerindo que a realimentação visual está presente no sistema de controle postural, mesmo naqueles sujeitos que apresentam  $QR_V < 100$  (6,9 %) (DA SILVA *et al.*, 2007). Nesse caso, tais sujeitos não deveriam ser classificados como cegos posturais ou não visão dependentes, mas possivelmente apresentariam maior capacidade de compensação da supressão de informação visual por meio dos mecanismos de controle remanescentes.

Por outro lado, a velocidade instantânea ( $V_i$ ) do deslocamento do CP tem sido utilizada na estimativa do tempo de recuperação da estabilidade (TRE), durante experimentos que utilizam estímulos de perturbação visual (JOHNSON *et al.*, 2003; MAKI *et al.*, 1996; HAIBACH *et al.*, 2008; DA SILVA *et al.*, 2008). Para a estimativa do TRE, considera-se como condição de estabilidade a manutenção de  $V_i$  entre 2 a 10 cm/s por um período entre 2 e 5 s (JOHNSON *et al.*, 2003). Como a diversidade de estratégias de controle postural intra-indivíduo (em função do estímulo visual) pode gerar manutenção da estabilidade com valores distintos de JOHNSON *et al.* (2003),

HAIBACH *et al.* (2008) adotaram como critério de manutenção da estabilidade a permanência de  $V_i$  com valores abaixo de  $3\sigma$  (desvios padrão) do próprio sinal, estimando o TRE médio em aproximadamente 13 s. Entretanto, DA SILVA *et al.* (2008), ao aplicarem o teste de comparação múltipla de Tukey a um conjunto de sinais de  $V_i$  nas condições alternadas de OF e OA, estimaram o TRE médio de 10 s.

De fato, a velocidade do CP é muito sensível a uma variedade de características biológicas e mecânicas, bem como ao ambiente, *setup* experimental, tarefa proposta e duração do experimento (RAYMAKERS *et al.*, 2005). Adicionalmente, o teste estabilométrico também permite estudar os efeitos da repetibilidade das tarefas ou estímulos, como, por exemplo, na alternância de condição visual olhos abertos e fechados (DA SILVA *et al.*, 2008). Neste caso, após a recuperação da estabilidade, a  $V_i$  do deslocamento do CP na direção A/P tende a alterar quando da transição das condições visuais, sendo maior durante o fechar dos olhos. Este fato também pode ser observado nos experimentos de HAIBACH *et al.* (2008), quando da movimentação do cenário ambiental.

Recentemente, a realidade virtual tem sido empregada em laboratórios e clínicas para análise do controle postural durante movimento controlado do cenário (AKIDUKI *et al.* 2003; STREEPEY *et al.*, 2007; DOKKA *et al.*, 2009). Estes trabalhos mostram que o movimento do cenário virtual influencia o controle postural, porém são de difícil comparação porque empregaram diferentes modelos de estímulo e investigaram diferentes parâmetros estabilométricos. Embora tenham utilizado a área de oscilação do CP, AKIDUKI *et al.* (2003) só observaram aumento desta variável após o fim da exposição ao cenário virtual, que rotacionava a 43,9°/s. STREEPEY *et al.* (2007) utilizaram cenário com movimento linear ântero-posterior com amplitude de deslocamento de 244 cm a uma velocidade de 296 cm/s, similar ao trabalho de

KESHNER *et al.* (2004). Ambos observaram aumento nos valores RMS da posição angular do centro de massa (pêndulo invertido: ângulo articular do tornozelo), sugerindo aumento da instabilidade. DOKKA *et al.* (2009) estudaram a posição angular dos segmentos corporais, porém para cinco velocidades de movimentação do cenário (1,2; 3,7; 31; 125 e 188 cm/s). Somente os estímulos com velocidades acima de 125 cm/s proporcionaram instabilidade postural.

Entretanto, na estabilometria, a utilização de parâmetros com base no CP pode refletir parte do controle efetor das estratégias que reduzem as oscilações corporais durante a posição ortostática (PETERKA, 2007). Embora o CP seja a resultante matemática de todas as pressões plantares distribuídas na sola dos pés, o deslocamento do CP também descreve as características do comportamento dinâmico do controle evitando que o CM ultrapasse os limites da estabilidade de apoio. Assim, velocidades reduzidas de estímulos com movimentação do cenário poderiam ser aplicadas para gerar instabilidade ortostática, medida pela posição do CP.

Adicionalmente, a modulação e a integração da informação visual para o controle ortostático têm sido investigadas com base em sinais EEG (SLOBOUNOV *et al.*, 2005; PERCIO *et al.*, 2007 e 2009). SLOBOUNOV *et al.* (2005) criaram a hipótese de existência de um detector neural de instabilidade, observando atividade de elevada amplitude na banda gama do EEG (*burst gamma activity*) precedente ao início do movimento postural compensatório para trás quando da aproximação do CP ao limite anterior da base de apoio. PERCIO *et al.* (2007 e 2009) utilizaram o EEG durante teste estabilométrico nas condições OA e OF, observando diminuição da potência na primeira, em especial na banda alfa da região centro-parietal, com correlação significativa ( $r = 0,61$ ;  $p < 0,008$ ) com a redução da área de oscilação do CP.

### 3.1 Estimativa da Área elíptica de oscilação do centro de pressão por Análise de Componentes Principais

A área elíptica de deslocamento do CP tem sido utilizada como parâmetro de quantificação das oscilações posturais com vistas a investigar o controle postural ortostático durante exame de estabilometria (PRIETO *et al.*, 1992, OLIVEIRA *et al.*, 1996). Assumindo-se o sinal estabilométrico como realizações de um processo estocástico Gaussiano bivariado, os comprimentos dos eixos da elipse são definidos como 1,96 vezes o desvio padrão nas respectivas direções. Logo, a área elíptica engloba 95% das amostras das posições do CP ao longo de cada eixo. Assim, a direção e o ângulo de inclinação do eixo maior da elipse podem ser estimados aplicando-se a Análise de Componentes Principais (ACP) às coordenadas do deslocamento do CP no plano  $x,y$  (OLIVEIRA *et al.*, 1996).

Em termos matemáticos, a direção do eixo principal da elipse e a variância ao longo deste são definidos, respectivamente, com base no primeiro autovetor e autovalor da matriz de covariância:

$$R = \begin{bmatrix} \sigma_{x,x}^2 & \sigma_{x,y}^2 \\ \sigma_{y,x}^2 & \sigma_{y,y}^2 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

onde  $\sigma_{ij}^2$  é a covariância de  $i = x, y$  com  $j = x, y$  e  $x,y$  é a coordenada das posições do CP ao longo do tempo  $k$ . Por outro lado, o eixo menor, o qual é ortogonal ao primeiro centrado na coordenada média do CP  $(\bar{x}, \bar{y})$ , e a variância ao longo deste são definidos pelo segundo autovetor e autovalor da equação (3.1). Logo:

$$\sigma_{pc}^2 = (\sigma_{x,x}^2 + \sigma_{y,y}^2 \pm \sqrt{(\sigma_{x,x}^2 - \sigma_{y,y}^2)^2 + 4(\sigma_{x,y}^2)^2}) / 2 \quad (3.2)$$

e

$$\tan \alpha_{pc} = \frac{\sigma_{x,x}^2}{\sigma_{pc}^2 - \sigma_{x,y}^2} \quad (3.3)$$

Assim, o ângulo de inclinação da elipse:

$$\theta = 57,3 \times \arctan \alpha_{pc} \quad (3.4)$$

onde 57,3 é a constante de transformação de radianos em graus;  $\alpha_{pc}$  é o coeficiente angular da reta obtida pelo primeiro autovetor da matriz de covariância ( $R$ ) (equação 3.1).

A área elíptica é estimada como:

$$A = \pi \times a \times b \quad (3.5)$$

onde  $a$  e  $b$  são os valores do eixo maior e menor, respectivamente.

### 3.2 Velocidade média do deslocamento do centro de pressão

A velocidade média do deslocamento do CP tem sido utilizada na investigação do controle postural orotostático de modo a quantificar as oscilações do CP em ambas as direções (médio-lateral e ântero-posterior) e no plano ( $x,y$ ) (JEKA *et al.*, 1998 e 2004). Assim, na direção médio-lateral,  $x(k)$ , a velocidade média é definida como:

$$Vm_x = \frac{\sum_{i=1}^{k-1} x(i+1) - x(i)}{\Delta k} \quad (3.6)$$

onde  $\Delta k$  é o tempo total do deslocamento do CP. Para a direção ântero-posterior,  $y(k)$ :

$$Vm_y = \frac{\sum_{i=1}^{k-1} y(i+1) - y(i)}{\Delta k}. \quad (3.7)$$

Finalmente, a velocidade média no plano  $(x,y)$  é obtida utilizando-se o teorema de Pitágoras:

$$Vm = \frac{\sum_{i=1}^{k-1} \sqrt{[x(i+1) - x(i)]^2 + [y(i+1) - y(i)]^2}}{\Delta k}. \quad (3.8)$$



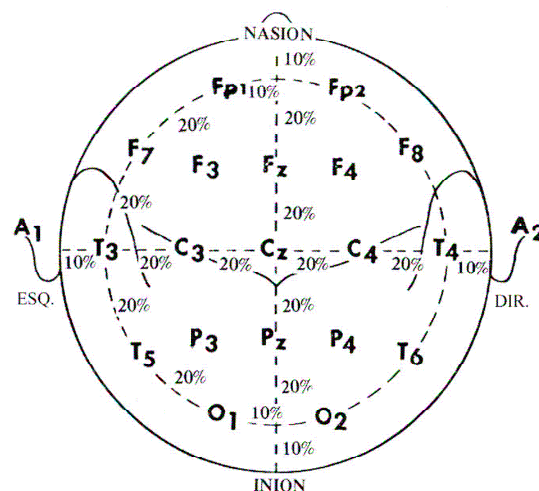
## CAPÍTULO 4

### ELETROENCEFALOGRAMA E TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DE SINAL NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA

O eletroencefalograma (EEG) é o registro espaço-temporal da atividade do córtex cerebral, caracterizado por atividades com diferentes bandas de frequências (delta: 0,1 – 4 Hz, teta: 4 – 8 Hz, alfa: 8 – 13 Hz, beta: 13 – 30 Hz, gama: acima de 30 Hz) e amplitudes que variam com estados comportamentais, como níveis de atenção, sono ou vigília, bem como em algumas condições patológicas (NIEDERMEYER, 1999; BEAR *et al.*, 2008). A análise do sinal EEG e suas alterações durante estimulação têm contribuído para um melhor entendimento da funcionalidade dos sistemas sensoriais, em particular do sistema visual.

Dentre as bandas citadas, destaca-se a alfa, cujo ritmo tem sido fisiologicamente explicado pelas despolarizações síncronas entre grandes quantidades de células nervosas que ocorrem em torno de 10 Hz (NIEDERMEYER, 1999). O ritmo alfa pode ser observado em indivíduos acordados com olhos fechados (relaxados), com maior amplitude nos córtices parietal e occipital. Tem sido associado ao córtex visual por apresentar redução na amplitude e potência durante olhos abertos, em especial na região occipital (derivações occipitais) (RISTANOVIC *et al.*, 1999; SCHÜRMAN e BASAR, 2001). Esta redução na potência da banda alfa também pode ser observada durante execução de tarefas específicas, como reconhecimento de imagens de posturas instáveis (posições de queda iminente) (SLOBOUNOV *et al.*, 2000), imagética motora (STECKLOW, 2006), fotoestimulação (CAMPOS *et al.*, 2006) e na manutenção da posição ortostática de atletas e não-atletas (PERCIO *et al.*, 2007 e 2009).

Os sinais eletroencefalográficos (EEG) são adquiridos por meio de eletrodos posicionados no escalpo, cuja colocação segue o Sistema Internacional 10-20 (MISULIS, 1994; BEAR *et al.*, 2008), criado pelo comitê da *International Federation of Societies for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. Neste padrão, os eletrodos são posicionados a 10 e 20% das distâncias relativas entre marcas anatômicas bem definidas, como a glabella (*nasion*), vértex e protuberância occipital (*inion*) (Figura 4.1). As regiões anatômicas são identificadas por letras: frontopolar (Fp), frontal (F), central (C), temporal (T), parietal (P), occipital (O) e auricular (A). Os números identificam os hemisférios direito (pares) e o esquerdo (ímpares), enquanto os eletrodos sobre a linha média são identificados pela letra “z”.



**Figura 4.1:** Representação da posição dos eletrodos (Sistema Internacional 10-20).

Geralmente, utilizam-se eletrodos do tipo prata - cloreto de prata (Ag/AgCl) em formato de disco, cuja fixação no escalpo é mantida por meio de pasta eletrolítica (MISULIS, 1994); os cabos devem ser blindados; os amplificadores devem apresentar alta rejeição de modo comum, com os instrumentos blindados e com bom aterramento; o ambiente deve ser silencioso e adequadamente iluminado; e os sujeitos submetidos ao exame devem ser mantidos calmos e confortavelmente acomodados. De um modo geral,

o protocolo deve visar à aquisição de sinais EEG com boa razão sinal/ruído e poucos artefatos. Os ruídos e artefatos presentes durante a aquisição do EEG são causados por agentes externos (ruídos eletromagnéticos de 60 e 120 Hz induzidos por condicionadores de ar e lâmpadas), instrumentais (eletrodos, amplificadores ou equipamentos que fazem parte do sistema de registro e estimulação) ou de origem fisiológica (ECG, movimentos espontâneos ou artefato óculo-motor) (SAUNDERS, 1979).

Com base no EEG durante estimulação visual, pode-se estimar o Potencial Evocado Visual (PEV) por meio da média coerente de épocas deste sinal (segmentos de sinal sincronizados com o estímulo) (LOPES DA SILVA, 1999). O PEV permite avaliar a integridade das vias de processamento visual, a partir da latência, amplitude e polaridade de suas ondas características, parâmetros estes que dependem do tipo de estímulo aplicado (MISULIS, 1994). Diferentes estímulos visuais têm sido utilizados no estudo do PEV, tais como reversão de padrão (figura análoga ao tabuleiro de xadrez) e *flash* (CHIAPPA *et al.*, 1997).

Sinais EEG durante estimulação visual por meio de reversão de padrão, tela quadriculada ou de barras paralelas, amostrados a diversas frequências, têm sido utilizados com o objetivo de estudar as propriedades do afinamento das informações espaciais (SOKOL *et al.*, 1983). Sinais de eletroretinograma (ERG), adquiridos simultaneamente ao EEG durante aplicação destes estímulos, evidenciaram diminuição da sua amplitude em função do aumento da frequência dos estímulos. Segundo estes autores, seus resultados evidenciam que o processamento das informações espaciais ocorre em um nível além dos elementos neurais responsáveis pela geração dos ERG e que o afinamento espacial ocorre no córtex e não na retina. Contudo, Odom *et al.* (*apud* SOKOL *et al.*, 1983) mostraram que o efeito do afinamento da informação espacial na

retina pode ser observado claramente por meio da análise de Fourier do segundo harmônico do ERG.

SHILS *et al.* (1996) avaliaram os sinais EEG de oito derivações (F3, C3, P3, O1, F4, C4, P4 e O2) para estudar as interações da atividade cerebral resultante de estimulações simultâneas entre os campos visuais esquerdo e direito. Os resultados da aplicação da análise bi-espectral mostraram que a interação entre os sinais EEG das estimulações dos campos visuais ocorreu no córtex e não na retina. KONDAKOR *et al.* (1997) estudaram os sinais EEG de 27 derivações adquiridos de sujeitos normais durante as condições visuais olhos abertos e fechados. A atividade cerebral apresentou-se mais distribuída (dessincronismo) e independente durante a condição de olhos abertos do que com estes fechados.

RISTANOVIC *et al.* (1999) investigaram topograficamente a potência espectral de 72 jovens voluntários aplicando-se o teste de Wilcoxon ( $\alpha = 0,05$ ) com o objetivo de investigar a reatividade visual do sinal EEG durante olhos abertos. Nas 16 derivações estudadas (F8, T4, T6, Fp2, F4, C4, O2, Fz, Pz, Fp1, F3, C3, O1, F7, T3 e T5), as potências absolutas na banda alfa foram significativamente maiores ( $p < 0,01$ ) durante olhos fechados quando comparados a estes abertos. LEVI e KLEIN (2003) utilizaram estímulos visuais com ruído, ambos constituídos de uma soma de senóides, com o objetivo de investigar a eficiência na classificação de imagens, utilizada por sujeitos normais e com déficits visuais (amblíopes), para detectar um objeto e discriminar a sua posição. Os resultados foram consistentes com os achados de KERSTEN *et al.* (1988) e WANG *et al.* (1998), indicando uma redução na eficiência da detecção e da discriminação da posição dos estímulos nos amblíopes.

Adicionalmente, duas classes de estímulos visuais com base na reversão de padrão têm sido aplicadas no estudo do controle postural ortostático com vistas a

induzir a percepção de movimento linear (direção ântero-posterior) de cenário virtual (ASTEN *et al.*, 1988), porém sem avaliar a resposta cortical evocada pelos mesmos. A primeira simula uma superfície planar (parede) que se movimenta paralelamente ao plano de visão do observador. A segunda utiliza movimentos perpendiculares ao plano de visão, induzindo a percepção de movimento no interior de um corredor ou túnel.

Diferentes técnicas de processamento de sinais EEG com estimulação visual têm sido aplicadas tanto no domínio do tempo (Modelagem Autorregressiva, Cruzamento de Zeros e Média Coerente) quanto no da frequência (análise espectral, Teste F-espectral, Magnitude Quadrática da Coerência) (PARDEY, 1996; MIRANDA DE SÁ e FELIX, 2002; INFANTOSI e MIRANDA DE SÁ, 2006). Enquanto a Média Coerente tem permitido investigar a latência da resposta evocada, as técnicas no domínio da frequência têm sido empregadas na comparação entre os espectros obtidos em condições distintas de estimulação, identificando a contribuição de potência de cada frequência em resposta aos diferentes estímulos (CAMPOS *et al.*, 2006; STECKLOW, 2006).

Além de eliciar respostas corticais sincronizadas com o estímulo, a estimulação visual pode também alterar o EEG na banda alfa de forma não sincronizada, diminuindo (Dessincronização relacionada a evento, ERD – *event-related desynchronization*) ou aumentando a potência (Sincronização relacionada a evento, ERS – *event-related synchronization*) (PFURTSCHELLER e LOPES DA SILVA, 1999). Em geral, as energias do sinal antes e durante estimulação visual são comparadas visando estabelecer alterações na banda alfa que não sejam sincronizadas com tal estimulação, mas que sejam provocadas por estas. Segundo INFANTOSI e MIRANDA DE SÁ (2007), as atividades síncronas e não-síncronas não podem ser separadas quando estão em uma mesma banda de frequência.

#### 4.1 Análise espectral de potência

Geralmente, a estimulação visual elicia resposta evocada que está em fase com o estímulo, resultando em sinal EEG com potência espectral reduzida em comparação com o EEG de fundo ou espontâneo (CHIAPPA, 1997). Então, a função densidade espectral de potência de um sinal EEG ( $x[n]$ ) pode ser calculada diretamente a partir da Transformada discreta de Fourier como (KAY, 1988):

$$P_{xx}(f) = \lim_{L \rightarrow \infty} E \left\{ \frac{1}{(2L+1)} \left| \sum_{n=-L}^L x[n] e^{-j2\pi f n T} \right|^2 \right\}, \quad (4.1)$$

onde  $E[\bullet]$  é o operador valor esperado,  $T$  é o intervalo de amostragem e  $2L+1$  corresponde ao número total de amostras do sinal.

Considerando que  $x[n]$  tem duração finita de  $N$  amostras  $\{x[n], n = 0, 1, \dots, L-1\}$ , a sua estimativa espectral (DEP) pode ser efetuada por meio da transformada discreta de Fourier (DFT), expressa por:

$$\tilde{X}(f) = \sum_{n=0}^{L-1} x[n] \cdot \exp(-j2\pi k \cdot f_0 \cdot n T), \quad (4.2)$$

onde  $f_0 = 1/(L \cdot T)$  e  $f$  corresponde a  $f_k = k f_0$  para  $k = 0, 1, \dots, L-1$ . Assim, a equação (4.1) pode ser reescrita como:

$$\tilde{P}_{xx}(f) = \tilde{X}(f) \cdot \tilde{X}^*(f). \quad (4.3)$$

Assumindo-se os segmentos de EEG como realizações de um processo estocástico Gaussiano de média zero (LIAVAS *et al.*, 1998; TIERRA-CRIOLLO *et al.*, 1998), então  $\tilde{P}_{xx}(f)$  é proporcional a distribuição qui-quadrada com dois graus de

liberdade ( $\chi_2^2$ ). Com vistas a reduzir a variabilidade estatística desta estimativa, pode-se utilizar o periodograma de Bartlett, dado por:

$$\hat{P}_b(f) = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M \tilde{P}_m(f) \quad (4.4)$$

onde  $M$  é o número de épocas (independentes e de igual duração) e  $\tilde{P}_m(f)$  é o espectro estimado da  $m$ -ésima época de sinal.

## 4.2 O Teste F-espectral

O Teste F-espectral (TFE) é uma técnica estatística que investiga se duas amostras espectrais pertencem a uma população com mesmo espectro teórico de potência. Também pode ser aplicado para investigar duas estimativas espectrais em uma mesma banda de frequência ou para testar duas amostras da mesma estimativa espectral em diferentes bandas de frequência (SHUMWAY, 1988; SHIAVI, 1999). Assim, com base na equação (4.4), o TFE é definido por:

$$TFE(f) = \frac{\hat{P}_{yy}(f)}{\hat{P}_{xx}(f)} = \frac{\frac{1}{M_y} \sum_{m=1}^{M_y} |\tilde{Y}_m(f)|^2}{\frac{1}{M_x} \sum_{m=1}^{M_x} |\tilde{X}_m(f)|^2} \quad (4.5)$$

onde  $f$  é o índice de frequência,  $\tilde{X}_m(f)$  e  $\tilde{Y}_m(f)$  são, respectivamente, a transformada de Fourier da  $m$ -ésima época de cada condição experimental. Então, para  $M_x=M_y$ , o  $TFE(f)$  segue uma distribuição F central com  $2M_x$ ,  $2M_y$  graus de liberdade:

$$TFE(f) \sim F_{2M_x, 2M_y} \quad (4.6)$$

Tomando-se a hipótese nula ( $H_0$ ) de igualdade de potências (ausência de resposta) nas duas condições em uma dada frequência  $f$ , o valor crítico do teste pode ser obtido:

$$TFE_{crit} = F_{(2M_x, 2M_y, \alpha)} \quad (4.7)$$

onde  $\alpha$  é o nível de significância do teste. Entretanto, como não há garantia de que a potência no numerador da equação (4.5) seja sempre maior que a do denominador, a hipótese nula de ausência de resposta deve ser testada com base em teste bi-caudal. Então,  $H_0$  só poderá ser rejeitada se  $TFE(f) < TFE_{crit\ INF}$  ou  $TFE(f) > TFE_{crit\ SUP}$ , respectivamente os valores críticos dos limites inferior e superior. Por outro lado, para testar  $H_0$  em uma determinada banda de frequências contendo um número  $n$  de harmônicos (ou múltiplos da frequência de estimulação), faz-se necessário aplicar a correção de Bonferroni à equação (4.7), dividindo-se o nível de significância  $\alpha$  pelo número de harmônicos  $n$  e estabelecendo-se portanto novos valores de  $TFE_{crit}$ .

### 4.3 Índice de Dessincronização/Sincronização relacionado a evento

O índice de Dessincronização/Sincronização Relacionado a Evento (ERD/ERS) de um dado sinal  $y[k]$  é usualmente quantificado calculando-se o percentual relativo da redução ou incremento da potência em uma dada frequência de interesse em comparação com um sinal  $x[k]$  de referência (EEG imediatamente antes da estimulação):

$$ERD/ERS(f) = 100 \times \frac{\frac{1}{M_y} \sum_{m=1}^{M_y} |\tilde{Y}_m(f)|^2 - \frac{1}{M_x} \sum_{m=1}^{M_x} |\tilde{X}_m(f)|^2}{\frac{1}{M_x} \sum_{m=1}^{M_x} |\tilde{X}_m(f)|^2} \quad (4.8)$$



Um valor negativo na equação 4.8 indica redução de potência durante estimulação e, portanto, dessincronização. Caso positivo, ocorre sincronização (equação 4.8 positiva). Tomando-se como base a definição do TFE, dado pela razão entre duas estimativas espectrais (equação 4.5), o índice ERD/ERS pode ser reescrito conforme INFANTOSI e MIRANDA DE SÁ (2007):

$$ERD/ERS(f) = 100 \times \left[ \frac{\frac{1}{M_y} \sum_{m=1}^{M_y} |\tilde{Y}_m(f)|^2}{\frac{1}{M_x} \sum_{m=1}^{M_x} |\tilde{X}_m(f)|^2} - 1 \right] = 100 \times [TFE(f) - 1] \quad (4.9)$$

Similarmente ao TFE, a hipótese nula de presença de resposta deve ser testada comparando-se o resultado da equação (4.9) aos valores críticos do teste bi-caudal. Estes por sua vez são obtidos da equação (4.4), diminuindo-se os valores destes de um e multiplicando por 100. Portanto, para detectar o dessincronismo em uma dada frequência  $f$ , ERD/ERS tem que ser menor que o valor crítico inferior.

## CAPÍTULO 5

### MATERIAIS E MÉTODOS

Inicialmente, será apresentada a casuística que compõe o estudo e os critérios de inclusão/exclusão. Na sequência serão apresentados o protocolo e o *setup* experimental, com destaque para as características do cenário virtual que compõe o estímulo visual dinâmico. Posteriormente, o pré-processamento dos sinais estabilométricos será descrito, seguido da estimativa dos parâmetros posturais (área elíptica e velocidade) inferidos das oscilações do CP. Finalmente, o processamento dos sinais EEG adquiridos simultaneamente aos testes estabilométricos serão conduzidos com vistas à aplicação dos procedimentos estatísticos (teste F-espectral, teste de Wilcoxon, correlação de Spearman e o índice ERD/ERS).

#### 5.1 Casuística

A casuística foi composta por 33 indivíduos de ambos os sexos (23 homens e 10 mulheres), com faixa etária entre 21 e 45 anos ( $31 \pm 6$ ; média e desvio-padrão), com estatura entre 154 e 187 cm ( $172,7 \pm 9,4$ ) e massa corporal entre 46 e 105 kg ( $73,3 \pm 17,3$ ). A *anamnese* foi realizada obtendo-se informações sobre patologias osteomioarticulares, distúrbios neurológicos, cefaléia, indisposição, vertigem, fadiga visual e utilização de medicamentos que eventualmente pudessem alterar os resultados do teste. Todos os voluntários não apresentaram os sinais ou sintomas anteriormente listados, incluindo-se aqueles que fazem uso de óculos ou lentes de contato corretivas (utilizando-as no ato do experimento).

## 5.2 Protocolo experimental

Os voluntários foram submetidos a exames estabilométricos realizados sob condições ambientais controladas, em posição ortostática com pés descalços, além de braços ao longo do corpo. Inicialmente, cada voluntário foi instruído a permanecer em posição ortostática sobre a plataforma de força com pés posicionados confortavelmente lado-a-lado (a critério do voluntário). A posição dos pés foi então demarcada com vistas a manter a mesma base de apoio durante todos os experimentos. Assim, o voluntário também poderia movimentar os pés livremente durante o intervalo de descanso entre cada aquisição dos exames.

Sinais EEG (Sistema Internacional 10-20) e de estabilometria (oscilação do CP) foram adquiridos simultaneamente em três condições experimentais distintas: olhos fechados, olhos abertos sem e com estimulação visual em ambiente de realidade virtual. Antecedendo os três experimentos, sinais EEG foram adquiridos durante a posição sentada (relaxada em poltrona reclinável com encosto e apoio de pé) com olhos abertos (condição denominada de  $S_{OA}$ ) e, posteriormente, fechados ( $S_{OF}$ ), ambos com duração de 5 min. Intervalo de descanso com duração de 3 min foi empregado entre cada experimento com o voluntário permanecendo sentado na poltrona reclinável. Cada experimento foi iniciado 1 min após o voluntário posicionar-se sobre a plataforma de força (posição ortostática) com vistas a proporcionar a recuperação da estabilidade de apoio pelo ato de levantar da poltrona.

O primeiro experimento estabilométrico foi conduzido com olhos abertos sem estimulação visual em ambiente virtual (condição denominada de OA), com o voluntário observando durante 5 min uma parede branca distante 1 m da plataforma de força. O segundo experimento também foi conduzido durante 5 min, porém com olhos fechados (condição denominada de OF). Para ambas condições OA e OF, o emprego do

exame com duração de 5 min fez-se necessário com vistas ao posterior processamento digital do sinal EEG (rejeição de artefatos e procedimentos estatísticos). Posteriormente, foi realizado o experimento durante estimulação visual (duração: 18 minutos), com o voluntário observando um cenário virtual (dimensões:  $1,52 \times 1,06$  m) projetado a 1 m da plataforma. Este cenário (Figura 5.1), que consiste em uma sala contendo chão quadriculado (similar a reversão de padrão) e mesa com cadeira posicionados no centro, foi desenvolvido com a IDE (de *Integrated Development Environment* – Ambiente de Desenvolvimento Integrado) Delphi utilizando-se a biblioteca gráfica OpenGL. Assim, a distância de 1 m entre o observador e o cenário foi estabelecida para manter o cenário virtual dentro do campo visual do voluntário.



**Figura 5.1:** Cenário virtual.

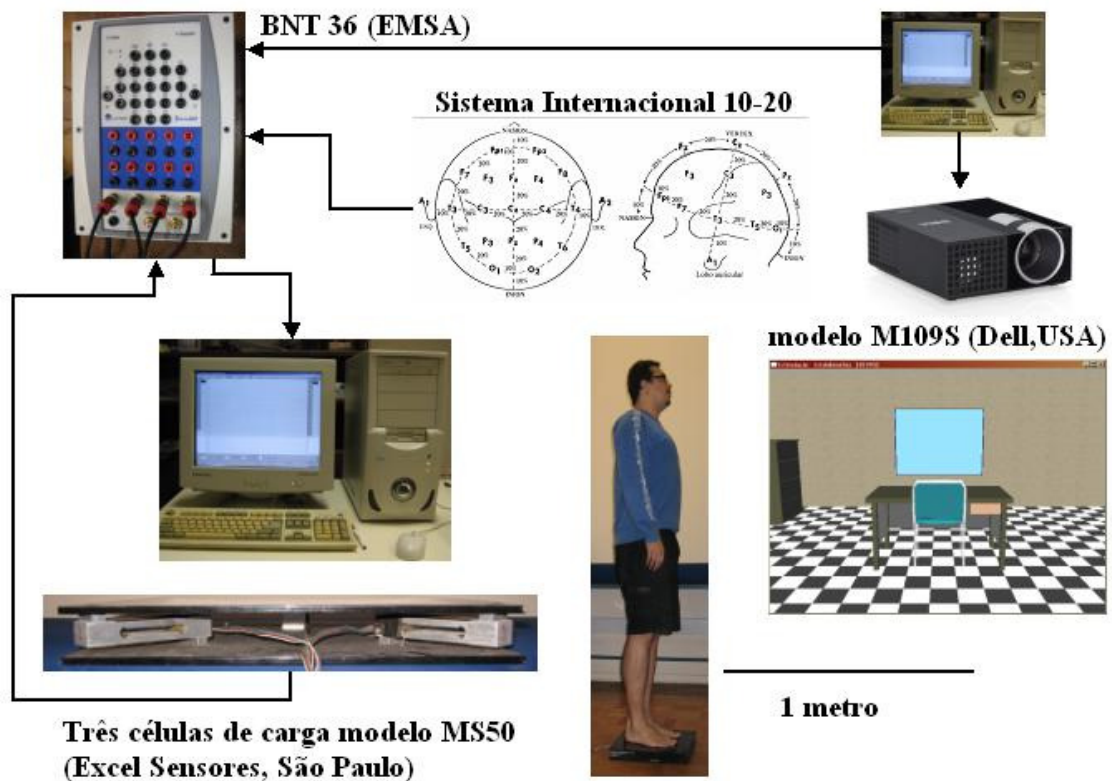
Para gerar a estimulação visual dinâmica (condição denominada de ED), os detalhes do cenário virtual foram aleatoriamente reduzidos ou ampliados de modo a emular um deslocamento durante 250 ms. Este procedimento proporcionou a percepção

de que o cenário se movimentava linearmente na direção ântero-posterior, se afastando (evento A) ou se aproximando (evento B) do observador a uma velocidade de 200 cm/s. Um total de 100 estímulos (50 de cada evento) foi utilizado em ED, cada um precedido por 10 s de cenário estático (condição denominada de CE) na posição em que cada ED termina (sendo esta a posição inicial do próximo ED). O último evento em ED foi seguido de um CE.

### **5.3 Configuração experimental**

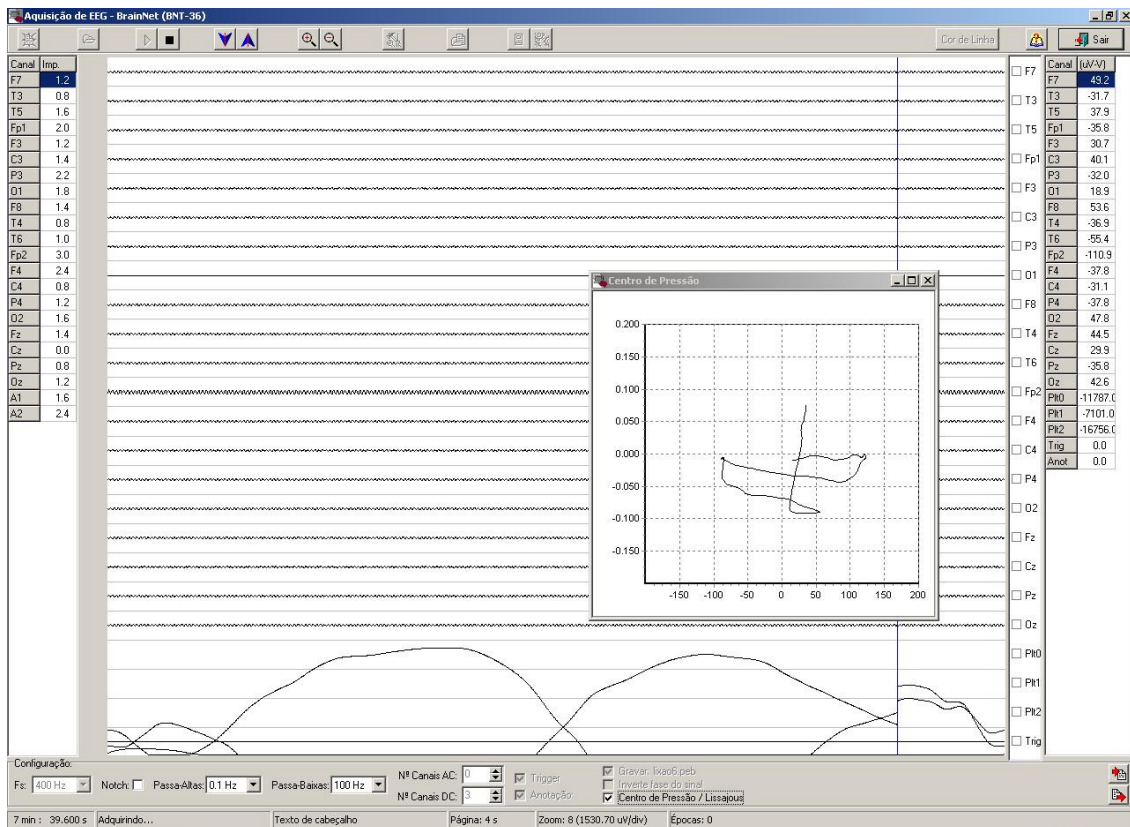
Inicialmente, com o voluntário descansando na posição sentada (poltrona reclinável com encosto e apoio de pé), realizou-se a montagem dos eletrodos no escalpo de acordo com o Sistema Internacional 10-20. Após a preparação do couro cabeludo, os eletrodos de superfície (Ag/AgCl) foram fixados no escalpo utilizando-se a pasta eletrolítica Elefix Z-401CE (Nihon Kohden, Japão). Em todos os voluntários, as 20 derivações utilizadas na aquisição do EEG (F7, T3, T5, Fp1, F3, C3, P3, O1, F8, T4, T6, Fp2, F4, C4, P4, O2, Fz, Cz, Pz e Oz, com referência biauriculares e aterramento em FPz), apresentaram impedância inferior a 5 k $\Omega$ .

A figura 5.2 ilustra o esquema de configuração do *setup* experimental. Todos os exames de estabilometria foram realizados utilizando-se uma plataforma de força portátil (400  $\times$  400 mm, capacidade: 150 kg), de três células de carga modelo MS50 (Excel Sensores, São Paulo). Tanto os sinais EEG quanto de estabilometria foram adquiridos simultaneamente utilizando-se o equipamento BrainNet - BNT 36 (EMSA, Rio de Janeiro), tendo sido utilizados 24 canais, sendo 20 para as derivações do EEG, três DC para os sinais das células de carga da plataforma de força (previamente amplificados com ganho 600) e um de entrada de controle (*trigger*).



**Figura 5.2:** Esquema de configuração do *setup* experimental.

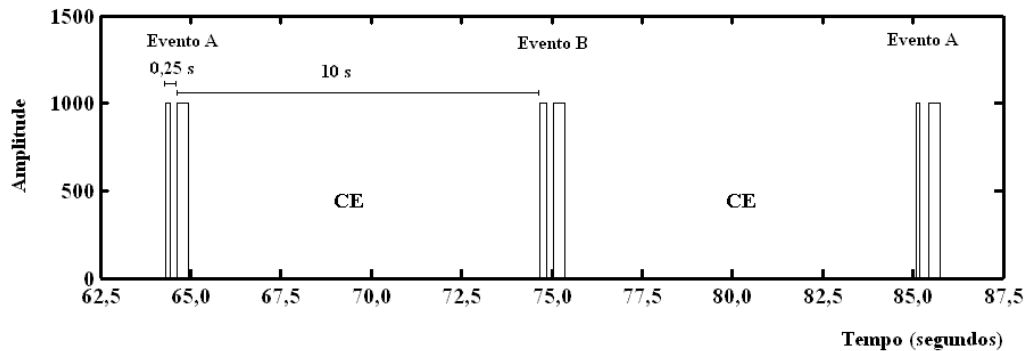
Utilizando-se o *software* de aquisição de sinais (Figura 5.3) desenvolvido no Laboratório de Processamento de Imagens e Sinais (PEB/COPPE/UFRJ), os sinais EEG foram previamente filtrados aplicando-se um passa-baixas Butterworth de 4ª ordem em 100 Hz (*anti-aliasing*) e passa-altas Butterworth de 2ª ordem em 0,1 Hz. Ambos os sinais EEG e de estabilometria (plataforma de força) foram amostrados a 400 Hz por meio de conversor A/D com resolução de 16 bits e armazenados em computador com processador Pentium III (Intel, USA) com vistas ao posterior processamento de dados. Todo o processamento digital dos sinais EEG e de estabilometria foi realizado com o aplicativo Matlab v. 6.5 (The Mathworks, EUA).



**Figura 5.3:** Janela do *software* de aquisição de sinais EEG com a configuração de filtragem, frequência de aquisição ( $F_s$ ), derivações utilizadas e canais DC (células de carga: Plt0, Plt1, Plt2). Em destaque a figura de Lissajous ilustrando o deslocamento do CP em tempo real.

Durante o experimento com estimulação visual em ambiente de realidade virtual, um segundo microcomputador com processador Pentium III (Intel, USA) foi utilizado para executar o *software* de estimulação (desenvolvido no Laboratório de Processamento de Imagens e Sinais, PEB/COPPE/UFRJ). O cenário virtual foi então projetado utilizando-se o *datashow* modelo M109S (DELL Computadores, USA). Os estímulos ED (eventos A e B) e CE foram codificados por pulsos com larguras distintas, sincronizados com o início da exibição de cada condição de estimulação. Esta sequência de pulsos foi enviada para o canal de anotação do eletroencefalógrafo (via porta paralela), gerando um sinal de *trigger* (Figura 5.4) a ser utilizado durante o processamento de sinais.

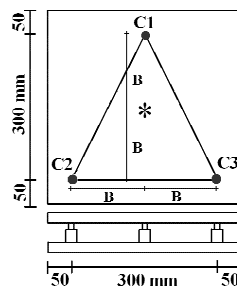
Cabe ressaltar que o *software* de estimulação possui módulo que permite alterar o tempo e/ou a distância de deslocamento do cenário, resultando em diferentes velocidades. Este procedimento permitirá a investigação futura do efeito da variação desses parâmetros na eliciação de potenciais evocados, com vistas a se estabelecerem melhorias em protocolos experimentais baseados em estímulo visual dinâmico.



**Figura 5.4:** Trecho do sinal de *trigger* identificando o início da estimulação visual dinâmica (ED) nas condições cenário se afastando (eventos A, largura de pulso menor) ou aproximando (evento B, largura de pulso intermediária) e o início do cenário estático (CE, largura de pulso maior). Os 0,25 e 10 s referem-se a duração da estimulação ED e CE, respectivamente.

#### 5.4 Processamento dos sinais estabilométricos

As oscilações corporais registradas durante os exames de estabilometria foram estudadas com base nas posições sucessivas do CP, sendo estas estimadas a partir da disposição das células de carga da plataforma de força (Figura 5.5).



**Figura 5.5:** Esquema da Plataforma de força com três células de carga (C1, C2 e C3 – vistas superior e de perfil). O símbolo (\*) indica o centro da plataforma.



Então, no eixo médio-lateral, denotado por  $x(k)$ , para qualquer instante de tempo  $k$ , tem-se:

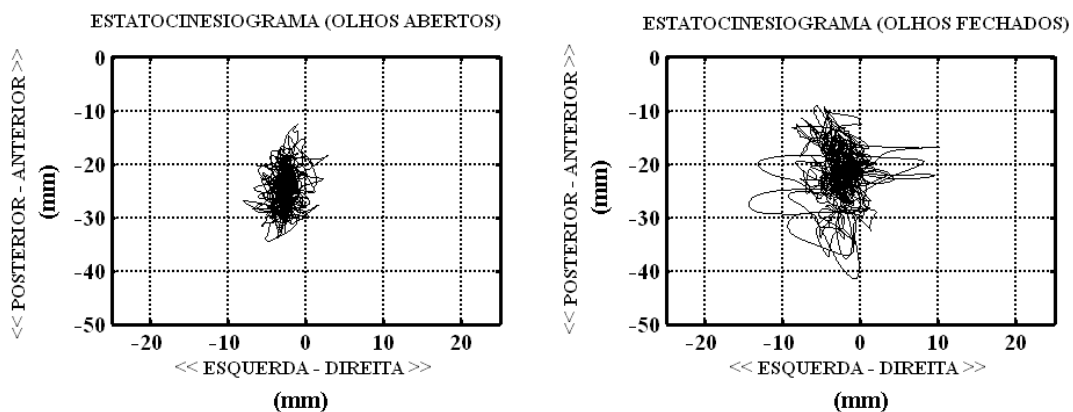
$$x(k) = \frac{B[S_3(k) - S_2(k)]}{S(k)} \quad (5.1)$$

e para o eixo ântero-posterior:

$$y(k) = \frac{B\{S_1(k) - [S_3(k) + S_2(k)]\}}{S(k)}, \quad (5.2)$$

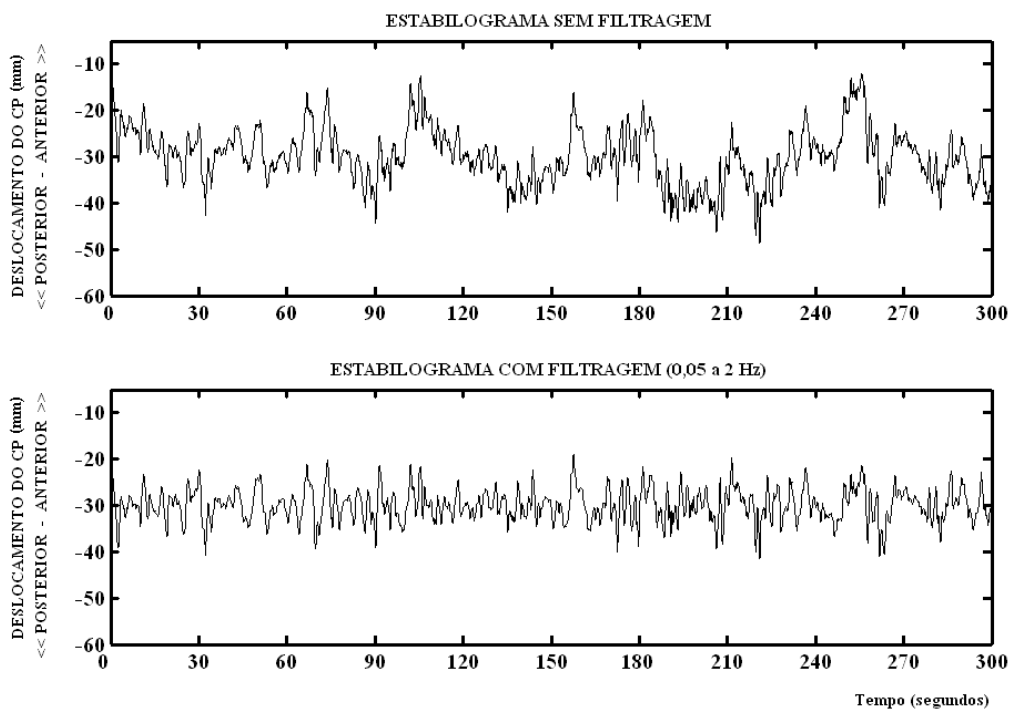
onde  $B = 150$  mm é metade da base do triângulo isósceles formado pela disposição das células de carga.  $S_1(k)$ ,  $S_2(k)$  e  $S_3(k)$  referem-se aos valores medidos no instante  $k$  pelas células de carga, C1, C2 e C3, respectivamente, e  $S(k) = \sum_{i=1}^3 S_i(k)$ . A figura 5.6

ilustra as oscilações corporais do voluntário #11 representadas pelo deslocamento do CP no plano  $(x,y)$  durante exame de estabilometria nas condições OA sem estimulação virtual e OF. Considerando-se a localização global do deslocamento do CP em torno da posição média do estatocinesiógrama  $[(-2,-24)]$  para OA e  $(-2,-21)$  para OF, nota-se durante OF maior oscilação postural que na condição OA.

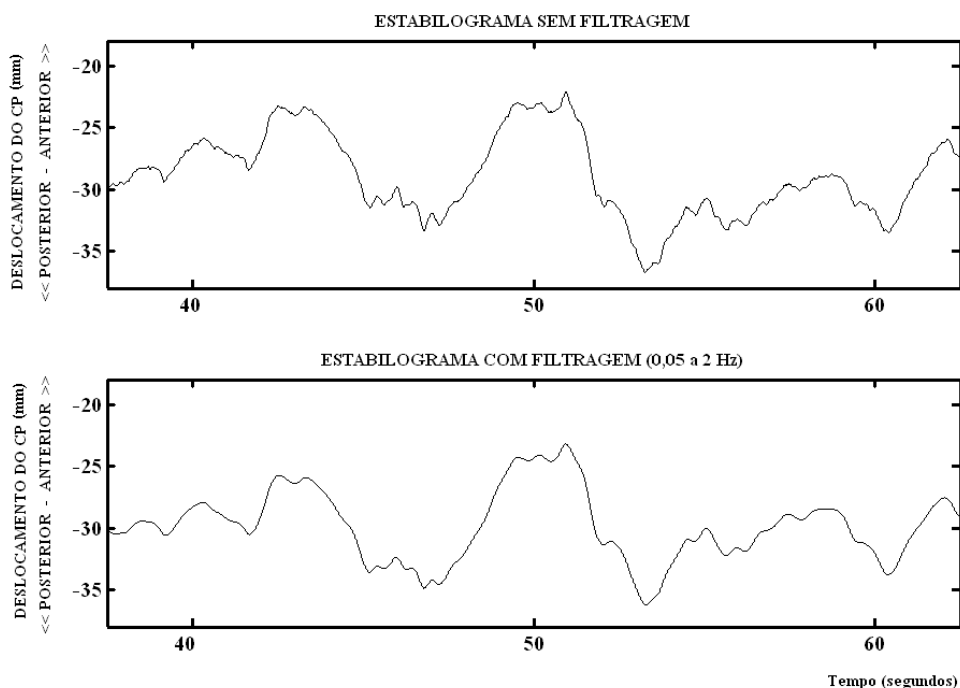


**Figura 5.6:** Deslocamento do CP no plano  $(x,y)$  do voluntário #11 durante exame de estabilometria nas condições OA sem estimulação virtual (esquerda) e OF (direita).

Com base na matriz das posições do CP, os sinais de deslocamento do CP foram filtrados aplicando-se filtro passa-banda Butterworth de 4ª ordem (sentido direto e reverso), com frequências de corte em 0,05 Hz e 2 Hz. A frequência de corte em 0,05 Hz foi estabelecida com vistas a remover a tendência de transferência do peso corporal entre os membros inferiores (DUARTE e ZATSIORSKY, 1999), a qual não representa as oscilações do CP de interesse neste estudo. Posteriormente, a posição média do CP (previamente estimada antes da filtragem) foi adicionada ao sinal filtrado do deslocamento do CP com vistas a manter a localização espacial da representação em ambas as direções e no plano (x,y). As figuras 5.7 e 5.8 ilustram, respectivamente, o sinal de deslocamento do CP do voluntário #33 na direção ântero-posterior e de um trecho deste (condição OA sem estimulação virtual), antes e após filtragem, evidenciando, em especial, o efeito do filtro passa-altas de 0,05 Hz (figura 5.7).



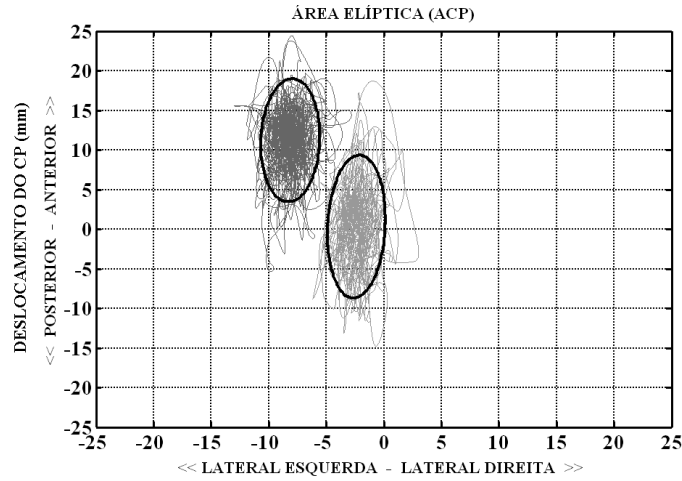
**Figura 5.7:** Sinal de deslocamento do CP do voluntário #33 na direção ântero-posterior durante exame de estabillometria na condição OA sem estimulação virtual antes (superior) e após (inferior) filtragem, evidenciando o efeito do filtro passa-altas de 0,05 Hz.



**Figura 5.8:** Trecho do sinal de deslocamento do CP do voluntário #33 na direção ântero-posterior durante exame de estabilometria na condição OA sem estimulação virtual antes (superior) e após (inferior) filtragem, evidenciando o efeito do filtro passa-baixas de 2 Hz.

#### 5.4.1 Estabilometria durante as condições olhos abertos sem estimulação em ambiente virtual (OA) e fechados (OF)

A análise das oscilações do CP durante exame de estabilometria nas condições OA sem estimulação virtual e OF foi realizada com base no plano bidimensional de deslocamento M/L e A/P do CP. Dois parâmetros foram calculados: a área elíptica e a velocidade média do CP. A área elíptica em cada condição visual ( $A_{OA}$  e  $A_{OF}$ ) foi estimada aplicando-se a análise de componentes principais às coordenadas do CP, conforme os procedimentos de OLIVEIRA *et al.* (1996). A figura 5.9 ilustra as elipses que englobam 95% das posições do CP do voluntário #19 nas condições OA sem estimulação virtual (cinza claro) e OF (cinza escuro). Embora o deslocamento do CP nessas condições visuais ocorram em posições globais distintas no estatocinesiograma, as elipses apresentam morfologias similares com maior dispersão na direção A/P.



**Figura 5.9:** Estatocinesiograma e elipses estimadas para o voluntário #19 nas condições OA sem estimulação virtual (cinza claro) e OF (cinza escuro).

A velocidade média no plano  $(x,y)$  para cada condição OA ( $Vm_{OA}$ ) e OF ( $Vm_{OF}$ ) foi calculada dividindo-se as respectivas distâncias percorridas pelo tempo total de duração  $\Delta k$ , ou seja:

$$Vm = \frac{\sum_{i=1}^{k-1} \sqrt{[x(i+1) - x(i)]^2 + [y(i+1) - y(i)]^2}}{\Delta k} \quad (5.3)$$

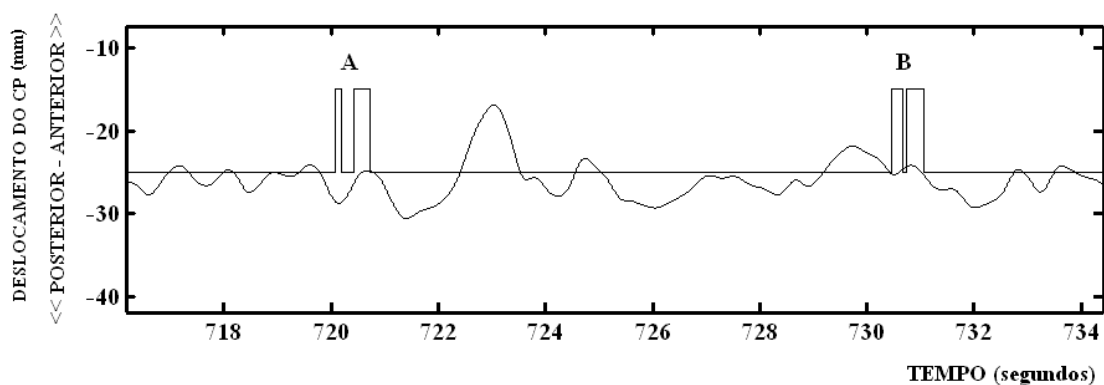
Para ambos os parâmetros, área elíptica e velocidade média, foi calculado um índice (denominado de **índice de contribuição visual**) que reflete o uso da visão no mecanismo de controle postural ortostático. Este índice foi estabelecido com base na diferença percentual entre o parâmetro estimado em duas condições experimentais distintas. Então, considerando-se a condição OF como referência, o índice de contribuição visual durante a condição OA sem estimulação virtual foi obtida como:

$$I(\xi) = 100 \times \frac{\xi_{OA} - \xi_{OF}}{\xi_{OF}}, \quad (5.4)$$

onde “ $\xi$ ” indica o parâmetro área elíptica ou velocidade média. Valor negativo de  $I(\xi)$  reflete o controle postural com redução do valor do parâmetro durante a condição OA. Caso positivo, a redução do valor do parâmetro ocorre durante a condição OF.

#### 5.4.2 Estabilometria durante a condição olhos abertos com estimulação em ambiente virtual

As oscilações posturais durante exame de estabilometria com estimulação visual em ambiente virtual foram analisadas considerando-se o sinal de deslocamento do CP na direção ântero-posterior (estabilograma). A figura 5.10 ilustra um trecho do sinal de deslocamento do CP para o voluntário #7 estimulado pelo cenário virtual, sendo que o primeiro pulso indica o instante de início da estimulação dinâmica e o segundo, o da estimulação estática, enquanto que a duração do primeiro pulso informa a aproximação ou afastamento do cenário. O sinal de deslocamento do CP durante estimulação foi segmentado com base na codificação dos dois pulsos utilizada na geração do sinal de *trigger*.



**Figura 5.10:** Trecho do sinal de deslocamento do CP do voluntário #7 na direção ântero-posterior estimulado pelo cenário virtual. Os estímulos dinâmicos estão identificados pelas letras A (afastamento) e B (aproximação). Para exibição, ao sinal de *trigger* foi adicionado o valor médio do sinal de deslocamento do CP e os pulsos foram divididos por 100.

Para investigar alteração na posição de CP, ao longo do tempo, em resposta à estimulação ED, utilizaram-se segmentos de sinal de deslocamento imediatamente anterior (4 s durante CE) e após (10 s durante CE) a estimulação dinâmica.

Considerando-se igualdade entre a variância das épocas de CE, a análise de variância (ANOVA *one way*,  $\alpha = 0,05$ ) foi, então, aplicada às 14 épocas de 1 s de duração, tendo como hipótese nula ( $H_0$ ) haver igualdade entre as médias das épocas, ou seja, não haver alteração na posição quando  $H_0$  for aceita. No caso de rejeição de  $H_0$ , aplicou-se o teste *post hoc* de Tukey ( $\alpha = 0,05$ ) para identificar as épocas após ED cujos valores médios diferem estatisticamente daqueles que antecedem ED. Baseado neste procedimento, o deslocamento do CP devido à estimulação dinâmica (perturbação) foi estimado.

Procedimento similar foi utilizado para estabelecer o tempo de recuperação da estabilidade (TRE) após a estimulação ED, porém utilizando-se a velocidade instantânea do deslocamento de CP. Para tal, com base no sinal  $y(k)$  de deslocamento (equação 5.2), estimou-se a velocidade instantânea do CP (mm/s) durante CE como:

$$V_i = \frac{y(k+1) - y(k)}{\Delta t}, \quad (5.5)$$

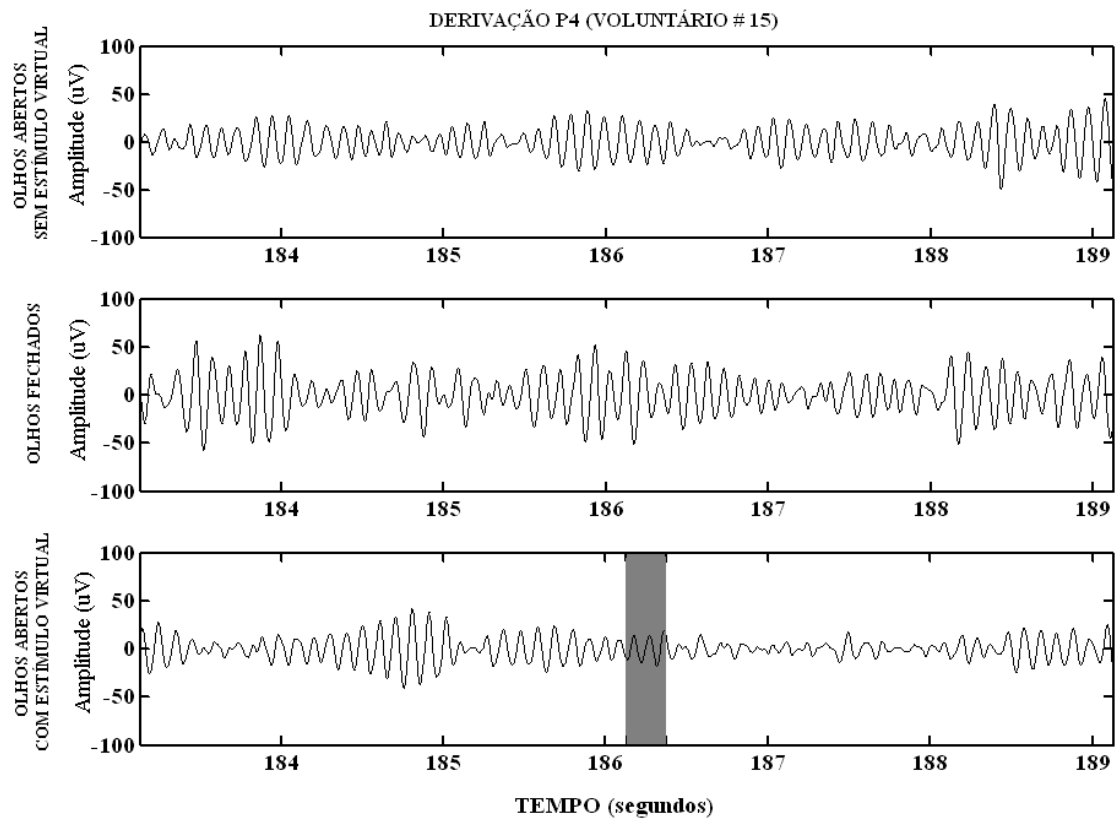
onde  $\Delta t = 1/F_s = 2,5$  ms. Para manutenção da estabilidade utilizou-se como critério haver pelo menos três épocas consecutivas nas quais  $V_i$  não apresenta diferença significativa (ANOVA *one way*,  $\alpha = 0,05$ , *post hoc* de Tukey), ou seja, haver aceitação de  $H_0$ . Assim, TRE foi calculado como o intervalo de tempo entre o instante no qual a estimulação ED termina e a primeira época de CE em que ocorre a estabilidade do CP.

## 5.5 Processamento dos sinais EEG

Os sinais EEG adquiridos simultaneamente aos exames de estabilometria nas condições OA, OF e durante estimulação em ambiente virtual foram analisados no domínio da frequência (densidade espectral de potência, DEP), em especial para a banda alfa (8 a 13 Hz) das derivações O1, P3, F3, T5, O2, P4, F4 e T6. A análise concentrou-

se nas regiões occipital e temporal, relacionadas ao movimento do ambiente, bem como parietal e frontal, associadas à estratégia do controle postural. Os trechos de sinal considerados como contendo artefatos (baixa razão sinal-ruído) foram identificados e rejeitados utilizando-se algoritmo descrito por TIERRA-CRIOLLO *et al.* (2001).

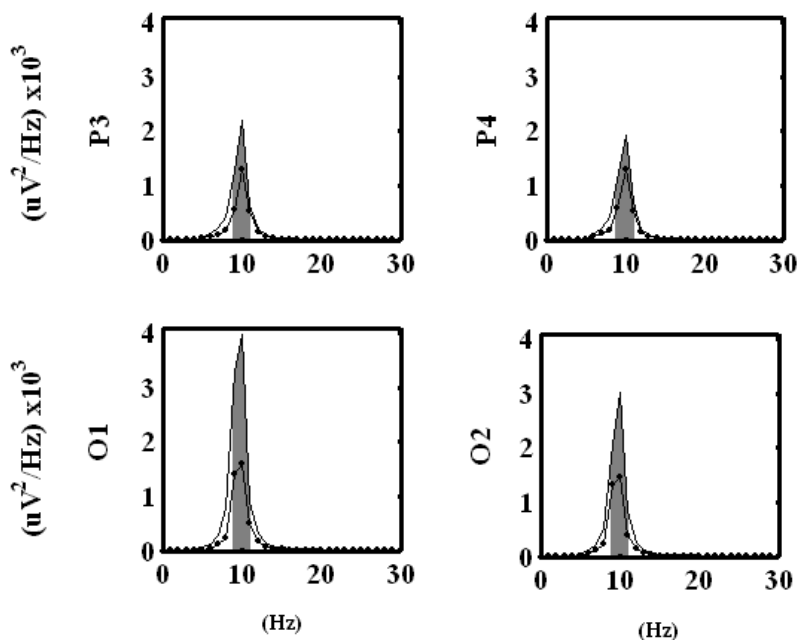
A figura 5.11 ilustra trecho de sinal EEG do voluntário #15 na derivação P4 (hemisfério direito) durante exame de estabilometria nas três condições experimentais. Como esperado, no protocolo de OF, o EEG mostra maior amplitude que em OA sem ou com estimulação virtual. Para esta última é indicado o trecho durante ED (250 ms).



**Figura 5.11:** Trecho de sinal EEG do voluntário #15 na derivação P4 durante exame de estabilometria nas condições visuais OA sem estimulação virtual (superior), OF (meio) e com estimulação virtual (inferior). A área em cinza indica o trecho durante estimulação dinâmica (250 ms).

### 5.5.1 EEG durante estabilometria nas condições olhos abertos sem estimulação em ambiente virtual (OA) e fechados (OF)

A densidade espectral de potência (DEP) foi estimada para as condições OA sem estimulação virtual e OF utilizando-se o periodograma de Bartlett (equação 4.4) com resolução espectral de 1 Hz. Com base na DEP estimada na condição OF, determinou-se a banda de  $\pm 1$  Hz em torno do pico alfa, denominada de BPA. Assim, para cada condição visual calculou-se a contribuição de potência total na BPA utilizando-se a integração pelo método dos trapézios (área sob o espectro delimitado pela BPA, interligando-se as raiais espectrais por linhas retas). A figura 5.12 ilustra a DEP e a BPA (área em cinza) estimadas para o voluntário #15 nas derivações occipitais e parietais durante a condição OA sem estimulação virtual (linha e ponto) e OF (linha contínua), nos quais o pico alfa ocorreu em 10 Hz.



**Figura 5.12:** Densidade espectral de potência do voluntário #15 nas derivações P3, P4, O1 e O2 durante exame de estabilometria com olhos abertos sem estimulação virtual (linha e ponto) e com estes fechados (linha contínua). A área em cinza indica a BPA.



Denotando-se a DEP na condição OF de  $\hat{P}_{xx}(f)$  e aquela estimada para a condição OA sem estimulação virtual de  $\hat{P}_{yy}(f)$ , o TFE foi aplicado conforme equação (4.5). Os valores críticos do teste bi-caudal foram obtidos para  $\alpha = 0,05$  (equação 4.7). Considerando-se a BPA ( $n = 3$  harmônicos), aplicou-se correção de Bonferroni ( $\alpha = 0,05/3$ ) à equação (4.7). Assim, para qualquer componente da BPA no qual  $TFE_{CRIT\ INF} < TFE(\Delta f) < TFE_{CRIT\ SUP}$ , aceita-se a hipótese nula ( $H_0$ ) de haver igualdade entre as estimativas espectrais nas condições OA e OF. Procedimento similar foi realizado para comparar o EEG durante cada exame de estabilometria àquele com o voluntário na posição sentada na respectiva condição visual ( $S_{OF}$  ou  $S_{OA}$ ). Neste caso,  $\hat{P}_{xx}(f)$  corresponde à DEP na posição sentada, enquanto que  $\hat{P}_{yy}(f)$  é aquela estimada para o exame de estabilometria.

Os valores da potência em BPA durante os exames estabilométricos em OA e OF, para a casuística em estudo, foram avaliados estatisticamente usando-se o teste pareado de Wilcoxon ( $\alpha = 0,05$ ) com hipótese nula ( $H_0$ ) de haver igualdade entre as medianas destas duas condições experimentais. Procedimento similar foi utilizado, porém comparando-se a potência em BPA de cada condição visual de exame com aquele no qual o voluntário se encontra em posição sentada ( $S_{OF}$  ou  $S_{OA}$ ).

Finalmente, com base na BPA, estimou-se um índice (denominado de **índice de contribuição de potência**,  $I_{BPA}$ ) que reflete a contribuição da potência em BPA entre as condições OA sem estimulação virtual e OF. Similarmente ao **índice de contribuição visual**, o **índice de contribuição de potência**  $I_{BPA}$  foi estabelecido considerando-se a condição OF como referência na equação (5.4). Portanto, um valor negativo de  $I_{BPA}$  indica redução na potência espectral durante a condição OA. Caso positivo, ocorre aumento da contribuição de potência durante OA.

Para investigar a associação entre a potência na BPA e os parâmetros estabilométricos área elíptica e velocidade média do CP, aplicou-se para a casuística a correlação de Spearman ( $\alpha = 0,05$ ) entre o **índice de contribuição de potência** ( $I_{BPA}$ ) e os **índices de contribuição visual** ( $I_A$  e  $I_V$ ).

### **5.5.2 EEG durante estabilometria na condição olhos abertos com estimulação em ambiente virtual**

No exame de estabilometria com estimulação virtual, o EEG durante cenário estático (CE) e dinâmico (ED) foram segmentados com base na codificação dos dois pulsos utilizada na geração do sinal de *trigger*. Para investigar o efeito da estimulação dinâmica no EEG, três procedimentos foram adotados, todos tendo como base o último 1 s de cada segmento CE (precedendo ED), para o qual a DEP foi estimada utilizando-se o periodograma de Bartlett (equação 4.4) com  $M = 100$  épocas (resolução espectral de 1 Hz). No primeiro procedimento, a DEP do trecho de EEG de 1 s de CE, imediatamente após ED, foi calculada com  $M = 100$  épocas na equação (4.4). No segundo, utilizou-se também 1 s de sinal, porém incluindo o EEG durante ED (250 ms). Finalmente, para o terceiro, a DEP foi calculada na condição OA sem estimulação virtual, utilizando-se as primeiras 100 épocas (de 1 s) livres de artefatos. Para cada um destes três procedimentos, aplicou-se o teste pareado de Wilcoxon ( $\alpha = 0,05$ ) com hipótese nula ( $H_0$ ) de haver igualdade entre os valores das medianas da casuística.

Denotando-se a DEP durante OA sem estimulação virtual de  $\hat{P}_{xx}(f)$  e aquela durante estimulação CE que precede ED de  $\hat{P}_{yy}(f)$ , aplicou-se o TFE. Para os demais TFE, a DEP do EEG durante CE que precede ED foi tomada como  $\hat{P}_{xx}(f)$  na equação (4.4). Os valores críticos para  $\alpha = 0,05$  e  $M_x = M_y = 100$  resultaram em

$TFE_{CRIT} INF = 0,75$  e  $TFE_{CRIT} SUP = 1,32$ . Empregando-se a correção de Bonferroni, a hipótese nula ( $H_0$ ) de ausência de resposta à estimulação virtual pode ser aceita se  $0,71 < TFE(\Delta f) < 1,40$ .

Finalmente, a existência de sincronização decorrente da estimulação dinâmica foi investigada, usando-se no índice ERD/ERS (equação 4.9) o TFE dos EEG na condição durante estimulação CE (imediatamente precedendo ED) e estimulação dinâmica (até 750 ms após). Neste caso, os valores críticos ERD/ERS inferior e superior foram respectivamente -25 e 32, intervalo para o qual se aceita a hipótese nula ( $H_0$ ) de ausência de resposta à estimulação dinâmica ( $\alpha = 0,05$  e  $M_x = M_y = 100$ ).

## CAPÍTULO 6

### RESULTADOS

Inicialmente, com vistas a ilustrar o procedimento geral adotado, serão apresentados para dois voluntários os seguintes resultados: i) parâmetros área elíptica de oscilação do CP e a velocidade média estimados para os exames de estabilometria nas condições olhos abertos sem estimulação virtual (OA) e com estes fechados (OF); ii) **índices de contribuição visual** ( $I_A$  e  $I_V$ ), como parte do estudo da contribuição da visão ao controle postural ortostático; iii) estimativas espectrais dos EEGs destes exames e daqueles com o voluntário na posição sentada ( $S_{OF}$  ou  $S_{OA}$ ); iv) identificação da BPA e determinação do **índice de contribuição de potência**; v) TFEs para estas estimativas espectrais, de modo a investigar a existência de diferenças entre as potências na BPA.

A partir dos **índices de contribuição visual** foram excluídos quatro voluntários por apresentarem valores acima de 300. Tais sujeitos apresentaram áreas de oscilação com olhos abertos pelo menos quatro vezes maiores que com olhos fechados, o que poderia representar algum comprometimento no sistema de controle (GAGEY e WEBER, 2000), ou um desequilíbrio durante a aquisição do sinal ao longo de 5 min. Portanto, todos os procedimentos de análise foram efetuados com uma casuística de 29 voluntários.

Uma vez apresentados os dois exemplos característicos, serão então apresentados os resultados para os 29 voluntários considerados no estudo. Primeiro, a investigação de haver igualdade entre as medianas da potência em BPA nos distintos protocolos experimentais, usando-se o Teste de Wilcoxon. Posteriormente, é mostrada a correlação de Spearman entre os **índices de contribuição visual** e o **índice de contribuição de potência**.

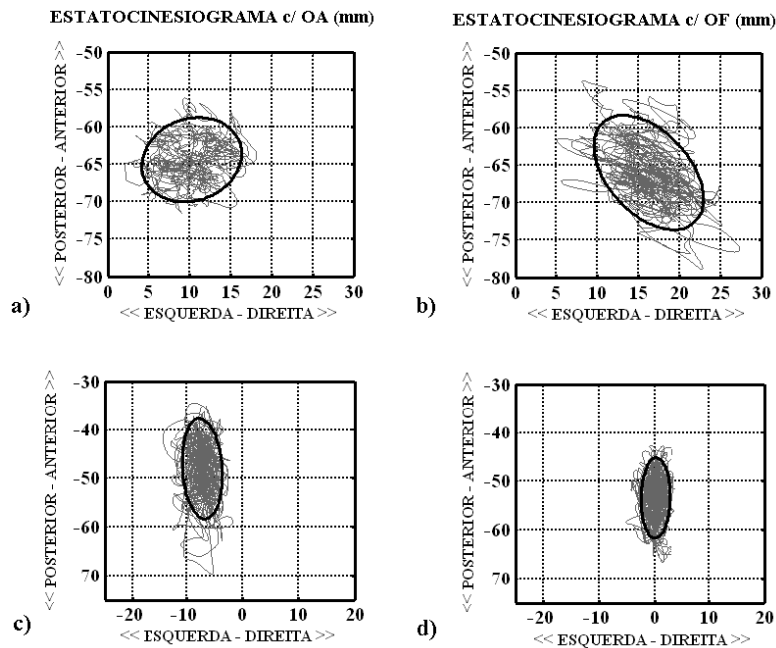
Os resultados do efeito da estimulação dinâmica no EEG, com base no índice ERD/ERS, serão exemplificados para dois dos voluntários. Também para estes sujeitos serão apresentados os parâmetros estabilométricos, a distância percorrida e o tempo de recuperação da estabilidade, usando-se a análise de variância e *post hoc* de Tukey. Finalmente, serão apresentados os valores médios destes parâmetros para a casuística.

### **6.1 EEG e estabilometria durante as condições olhos abertos sem estimulação em ambiente virtual (OA) e fechados (OF)**

A Figura 6.1a mostra o exame de estabilometria do voluntário #32 na condição OA sem estimulação virtual, cuja elipse de oscilação do CP possui área ( $A_{OA}$ ) de  $106,6 \text{ mm}^2$  e ângulo de inclinação de  $49^\circ$  (Tabela 6.1). Na condição OF (Figura 6.1b), a oscilação tem maior dispersão na direção ântero-posterior, com  $A_{OF} = 142,3 \text{ mm}^2$ . Para a velocidade média do CP, este parâmetro também resultou menor na condição OA sem estimulação virtual que em OF (Tabela 6.1). Deste modo, ambos os **índices de contribuição visual** de área e velocidade foram negativos ( $I_A = -25,0$  e  $I_V = -45,6$ ). Por outro lado, para o voluntário #25, os **índices de contribuição visual** de área e velocidade foram positivos (Tabela 6.1). Logo, na condição OA sem estimulação virtual (Figura 6.2c) a área da elipse é maior (Figura 6.2d).

As Figuras 6.2 e 6.3 ilustram a DEP do EEG, respectivamente, para os voluntários #32 e #25 durante exame de estabilometria nas condições OA sem estimulação virtual e OF, além daquelas estimadas para a posição sentada ( $S_{OA}$  e  $S_{OF}$ ). Para ambos os voluntários na posição  $S_{OF}$  (linha tracejada), nota-se pico de alfa com magnitude maior que o de OF (linha contínua) em todas as derivações em estudo. Para o voluntário #32, a BPA (área em cinza) nas derivações occipitais, frontais e T5 é de 10 a 12 Hz e, para as demais, de 11 a 13 Hz. A BPA para o voluntário #25 nas derivações

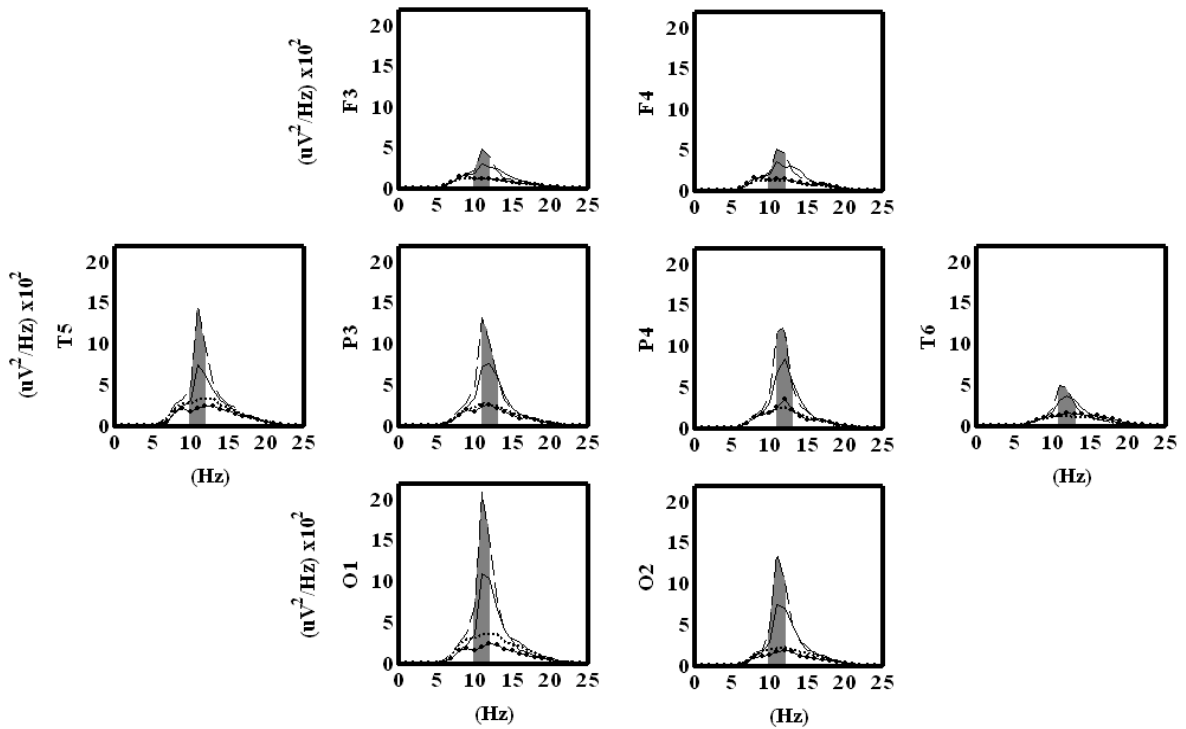
occipitais, parietais e T5 é de 10 a 12 Hz, nas frontais, de 8 a 10 Hz, enquanto em T6, de 9 a 11 Hz. Para o voluntário #32 (Figura 6.2) a potência do pico de alfa na condição OA sem estimulação virtual (linha com pontos) e  $S_{OA}$  (linha pontilhada) é sempre menor que aquela estimada para OF. Por outro lado, para o voluntário #25 (Figura 6.3), o pico de alfa nas derivações O2, P4, frontais e T6 durante olhos abertos é maior.



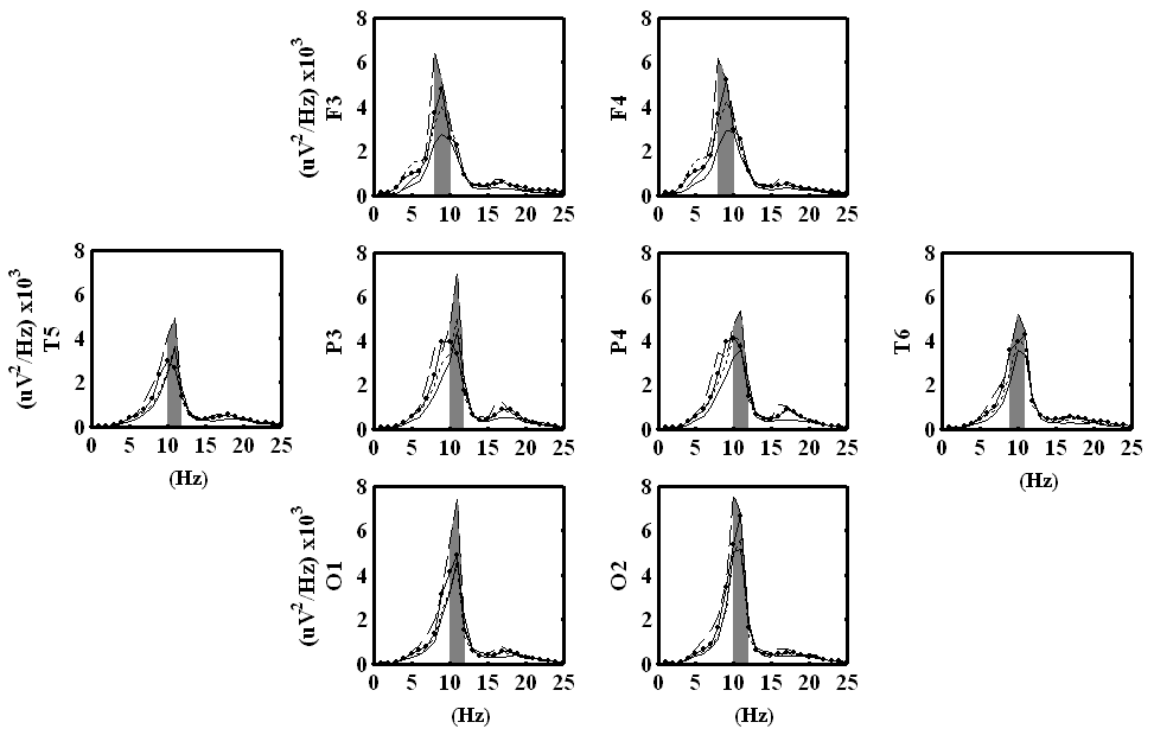
**Figura 6.1:** Estatocinesiogramas das oscilações do CP e elipses estimadas para os voluntários #32 (a e b) e #25 (c e d) durante exame de estabilometria, respectivamente nas condições visuais: OA sem estimulação virtual e OF.

**Tabela 6.1:** Valores dos parâmetros elipse de oscilação, velocidade média e **índices de contribuição visual** ( $I_A$  e  $I_V$ ) estimados para os voluntários #32 e #25 durante exame de estabilometria nas condições OA sem estímulo virtual e OF

Voluntário	Condição Visual	Eixo (mm)		Ângulo (graus)	Área (mm <sup>2</sup> )	$I_A$	$V_m$	$I_V$
		maior	menor					
#32	OA	6,3	5,4	49	106,6	-25	4,2	-45,6
	OF	8,7	5,2	121	142,3		7,8	
#25	OA	10,4	3,5	93	115,0	70,5	7,1	4,4
	OF	8,2	2,6	89	67,4		6,8	

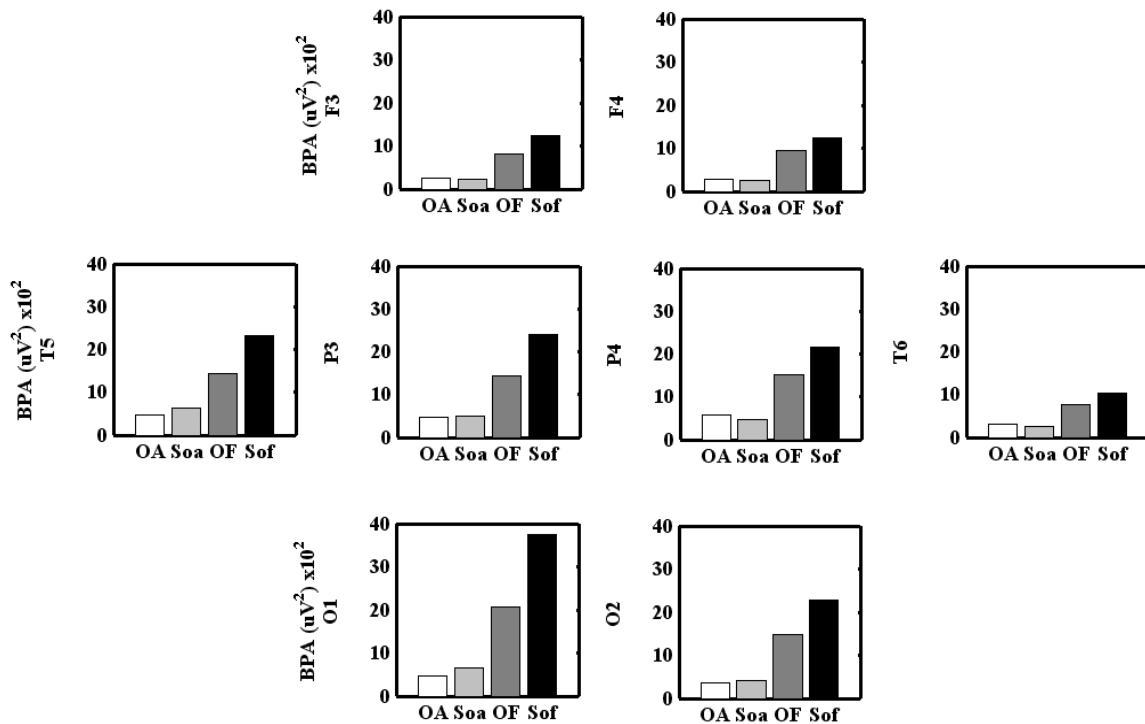


**Figura 6.2:** Estimativas espectrais do EEG do voluntário #32 para estabilometria nas condições OA sem estimulação virtual (linha e ponto), OF (linha contínua) e na posição  $S_{OF}$  (linha tracejada) e  $S_{OA}$  (linha pontilhada). A área em cinza indica a BPA.



**Figura 6.3:** Idem Figura 6.2, para o voluntário #25.

A figura 6.4 mostra a potência na BPA para o voluntário #32 para os distintos protocolos experimentais. Para olhos fechados, a potência na BPA em  $S_{OF}$  é sempre maior que a obtida durante exame de estabilometria, enquanto que para olhos abertos,  $OA$  e  $S_{OA}$ , os valores de potência pouco se diferem. Nos exames de estabilometria, a potência na BPA para  $OF$  é maior que em  $OA$  sem estimulação virtual, resultando em **índice de contribuição de potência  $I_{BPA}$**  negativo (Tabela 6.2). Por outro lado, para o voluntário #25, a potência na BPA para  $OA$  sem estimulação virtual é maior que em  $OF$ , resultando em **índice de contribuição de potência  $I_{BPA}$**  positivo (Tabela 6.2).



**Figura 6.4:** Potência na BPA do voluntário #32 durante exame de estabilometria nas condições  $OA$  sem estimulação virtual,  $OF$  e com o voluntário sentado ( $S_{OA}$  e  $S_{OF}$ ).

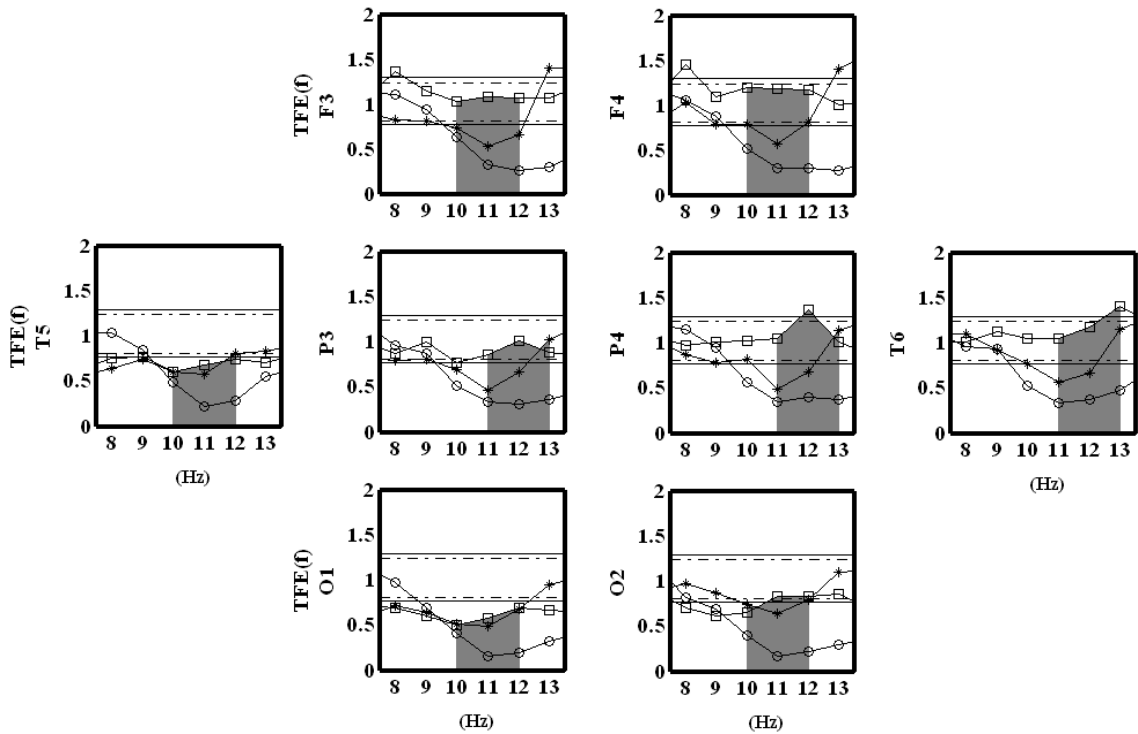
**Tabela 6.2:** Índice de contribuição de potência ( $I_{BPA}$ ) para os voluntários #32 e #25

Voluntário	Derivações EEG							
	O1	P3	F4	T5	O2	P4	F4	T6
#32	-73,7	-65,6	-44,9	-61,4	-70,7	-59,5	-51,4	-56,1
#25	5,3	1,6	52,9	1,7	17,5	27,0	56,2	8,9

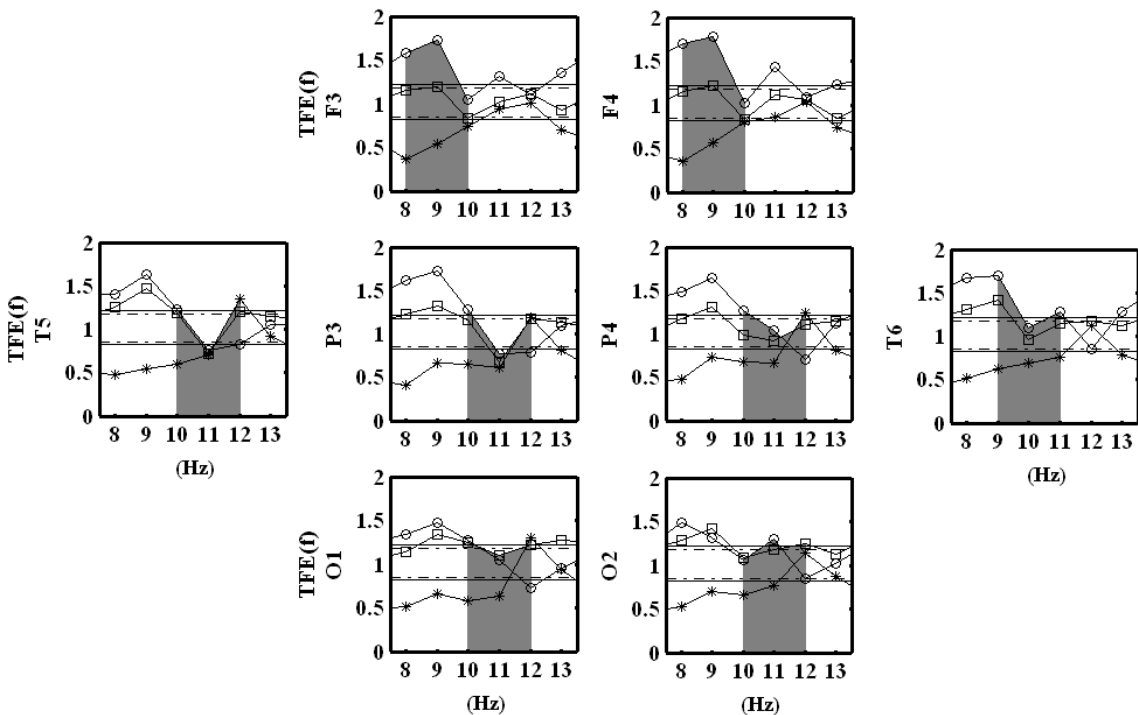


Para o voluntário (#32), a figura 6.5 mostra o TFE entre o EEG durante estabilometria com OA sem estimulação virtual e OF (círculo), e destes com as respectivas condições  $S_{OF}$  (asterisco) e  $S_{OA}$  (quadrado). Considerando  $M$  variando entre 156 e 180 épocas,  $\alpha = 0,05$  e  $\Delta f$  de três componentes espectrais ( $\pm 1$  Hz em torno do pico de alfa), o emprego da correção de Bonferroni resulta em  $TFE_{CRIT\ INF} = 0,77$  e  $TFE_{CRIT\ SUP} = 1,29$ . Para estabilometria, o  $TFE(\Delta f) < TFE_{CRIT\ INF}$  implica rejeição da hipótese nula ( $H_0$ ) de igualdade da contribuição de potência nos componentes espectrais da BPA (área em cinza). Assim, pode-se assumir haver redução de potência nesta banda na condição OA sem estimulação virtual. Para o TFE entre OF e  $S_{OF}$ ,  $H_0$  também é rejeitada, assumindo-se, assim, haver menor contribuição de potência na BPA durante OF. Por outro lado, o TFE entre OA e  $S_{OA}$  para P3, F3 e F4 resulta em se aceitar a igualdade da contribuição de potência na BPA, enquanto que a redução da potência em BPA durante OA sem estimulação virtual é assumida para O1, T5 e O2, e o aumento para P4 e T6 (nestes  $TFE(\Delta f\ em\ BPA) > TFE_{CRIT\ SUP}$ ).

Para o voluntário #25 (Figura 6.6), o emprego da correção de Bonferroni ( $M$  de 220 a 250 épocas) resultou em  $TFE_{CRIT\ INF} = 0,82$  e  $TFE_{CRIT\ SUP} = 1,22$ . O TFE entre os exames de estabilometria ( $TFE(\Delta f\ em\ BPA) > TFE_{CRIT\ SUP}$ ) também implica rejeição de  $H_0$ , porém se assume haver aumento de potência na BPA durante OA sem estimulação virtual. Para o TFE entre OF e  $S_{OF}$ ,  $H_0$  também é rejeitada e, portanto, há menor contribuição de potência na BPA durante OF. O resultado da TFE entre OA e  $S_{OA}$  indica redução da potência na BPA durante OA sem estimulação virtual para O1 e T5, aumento para T6 e igualdade para as demais derivações.



**Figura 6.5:** Teste F-espectral do voluntário #32 entre os exames de estabilometria nas condições OA sem estimulação virtual e OF (círculo) e entre estes e a posições sentada ( $S_{OF}$ , asterisco e  $S_{OA}$ , quadrado). As linhas horizontais indicam os valores críticos antes (tracejada) e após (contínua) a correção de Bonferroni para BPA (área em cinza).



**Figura 6.6:** Idem Figura 6.5, para o voluntário #25.

Na investigação da contribuição da visão no controle postural ortostático, os **índices de contribuição visual** da área elíptica e velocidade de deslocamento do CP ( $I_A$  e  $I_V$ ) foram usados para subdividir a casuística em dois grupos, GI: voluntários para os quais o índice foi negativo (menor oscilação do CP durante OA), GII: índice positivo (menor oscilação do CP durante OF). Embora se tenham dois grupos (Tabela 6.3), a área elíptica de oscilação  $A_{OA}$  não difere estatisticamente,  $p = 0,53$  (teste  $t$  de Student,  $\alpha = 0,05$ ), entre estes. Por outro lado, para  $A_{OF}$ , rejeita-se haver igualdade entre as médias dos grupos ( $p = 0,002$ ). Logo, se assume que GI possui  $A_{OF}$  maior, indicando que a diferenciação entre os grupos decorre da condição visual OF e não de OA. Para a velocidade do CP, somente três voluntários (10,3%) foram classificados em GII, o que não permitiu realizar análise estatística similar àquela da área de oscilação.

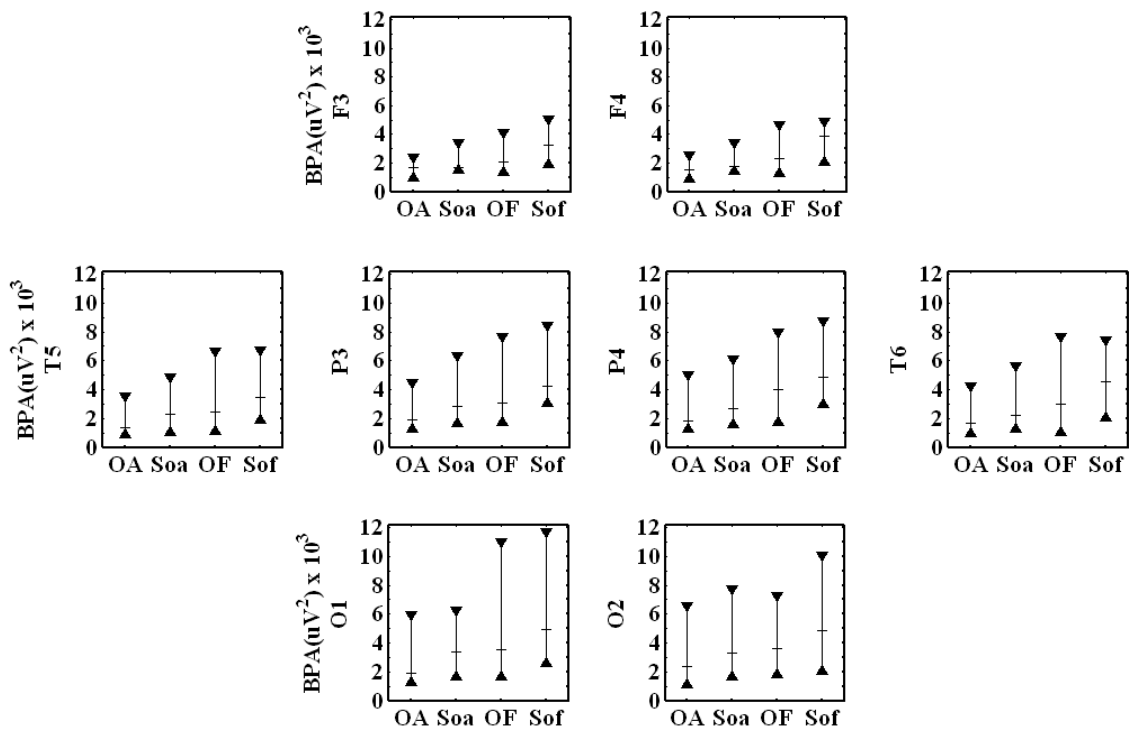
**Tabela 6.3:** Classificação dos voluntários e valores médios ( $\pm$  desvio padrão) dos parâmetros área elíptica, velocidade média do CP e **índices de contribuição visual** destes ( $I_A$  e  $I_V$ ) para estabilometria nas condições OA sem estimulação virtual e OF

Grupo	Área Elíptica (mm <sup>2</sup> )				Velocidade média (mm/s)			
	No. de Voluntários	OA	OF*	$I_A$	No. de Voluntários	OA	OF	$I_V$
GI	16	103,0 $\pm 69,2$	153,1 $\pm 92,4$	-32,6 $\pm 20,1$	26	5,1 $\pm 1,2$	6,9 $\pm 1,6$	-24,2 $\pm 12,6$
GII	13	88,3 $\pm 53,8$	60,6 $\pm 40,9$	37,3 $\pm 36,9$	3	4,8 $\pm 2,0$	4,5 $\pm 2,1$	2,9 $\pm 1,5$

O símbolo \* indica  $p < 0,05$  (teste  $t$  de Student,  $\alpha = 0,05$ )

A figura 6.7 mostra a mediana e quartis da potência na BPA para a casuística durante exames de estabilometria e com os voluntários sentados. Para todas as derivações EEG em estudo, as medianas da potência dos 29 voluntários com OF durante estabilometria são sempre maiores do que aquelas em OA sem estimulação virtual. Para

ambas as condições visuais, a posição sentada resulta em mediana com valor maior que durante exame estabilométrico. O teste pareado de Wilcoxon ( $\alpha = 0,05$ ) indica haver diferença significativa ( $p \ll 0,01$ , Tabela 6.4), permitindo assumir que a potência na BPA diminui dependendo das condições posturais e visuais (Figura 6.7).



**Figura 6.7:** Mediana da potência na BPA durante exame de estabilometria nas condições OA sem estimulação virtual, OF e com os voluntários sentados ( $S_{OA}$  e  $S_{OF}$ ).

**Tabela 6.4:** Teste pareado de Wilcoxon ( $\alpha = 0,05$ ) entre as potências na BPA durante estabilometria em OA sem estímulo virtual, OF e posição sentada ( $S_{OA}$  e  $S_{OF}$ )

Derivações	Condição Experimental		
	OA x OF	OF x $S_{OF}$	OA x $S_{OA}$
O1	< 0,0001	< 0,0001	0,0005
P3	< 0,0001	0,0035	0,0007
F3	< 0,0001	0,0001	< 0,0001
T5	< 0,0001	0,0006	0,0008
O2	< 0,0001	0,0004	< 0,0001
P4	0,0001	0,0009	< 0,0001
F4	< 0,0001	0,0002	< 0,0001
T6	0,0001	0,0018	< 0,0001

A correlação de Spearman ( $\alpha = 0,05$ ) entre o **índice de contribuição de potencia  $I_{BPA}$**  e os **índices de contribuição visual** da área elíptica e velocidade do CP ( $I_A$  e  $I_V$ ) resultou em coeficiente  $\rho$  positivo para todas as derivações estudadas (Tabela 6.5). Entretanto, esta correlação pode ser considerada significativa ( $p < 0,05$ ) somente para ao parâmetro área elíptica de oscilação do CP com as derivações O2 e P4 (hemisfério cerebral direito). Cabe ressaltar que para O1 e P3 o valor- $p$  situa-se muito próximo ao nível de significância ( $\alpha = 0,05$ ; Tabela 6.5).

**Tabela 6.5** Correlação  $\rho$  de Spearman (valor- $p$ ) entre o **índice de contribuição de potencia ( $I_{BPA}$ )** e os **índices de contribuição visual** área elíptica ( $I_A$ ) e velocidade ( $I_V$ )

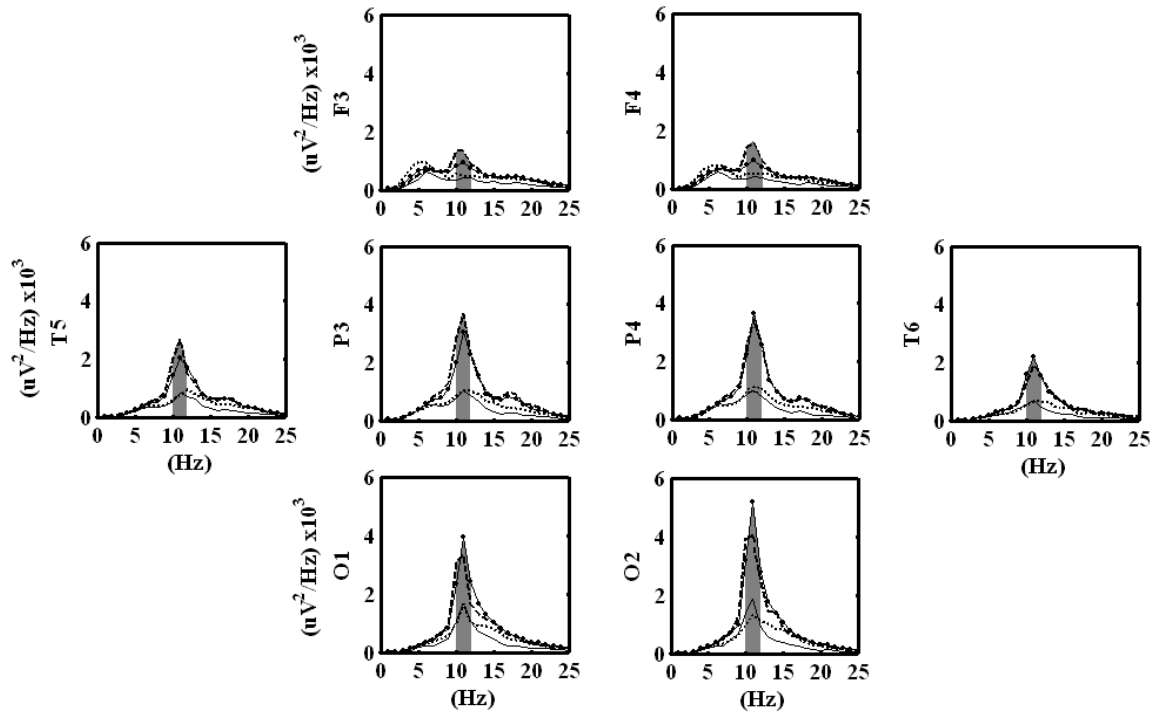
Derivações EEG	$I_{BPA} \times I_A$	$I_{BPA} \times I_V$
O1	$\rho = 0,35$ ( $p = 0,058$ )	$\rho = 0,05$ ( $p = 0,779$ )
P3	$\rho = 0,33$ ( $p = 0,067$ )	$\rho = 0,03$ ( $p = 0,865$ )
F3	$\rho = 0,27$ ( $p = 0,149$ )	$\rho = 0,09$ ( $p = 0,643$ )
T5	$\rho = 0,27$ ( $p = 0,141$ )	$\rho = 0,04$ ( $p = 0,828$ )
O2	$\rho = 0,41$ ( $p = 0,021$ )*	$\rho = 0,01$ ( $p = 0,991$ )
P4	$\rho = 0,39$ ( $p = 0,031$ )*	$\rho = 0,06$ ( $p = 0,765$ )
F4	$\rho = 0,20$ ( $p = 0,274$ )	$\rho = 0,02$ ( $p = 0,931$ )
T6	$\rho = 0,28$ ( $p = 0,134$ )	$\rho = 0,01$ ( $p = 0,950$ )

O símbolo \* indica correlação significativa ( $p < 0,05$ ).

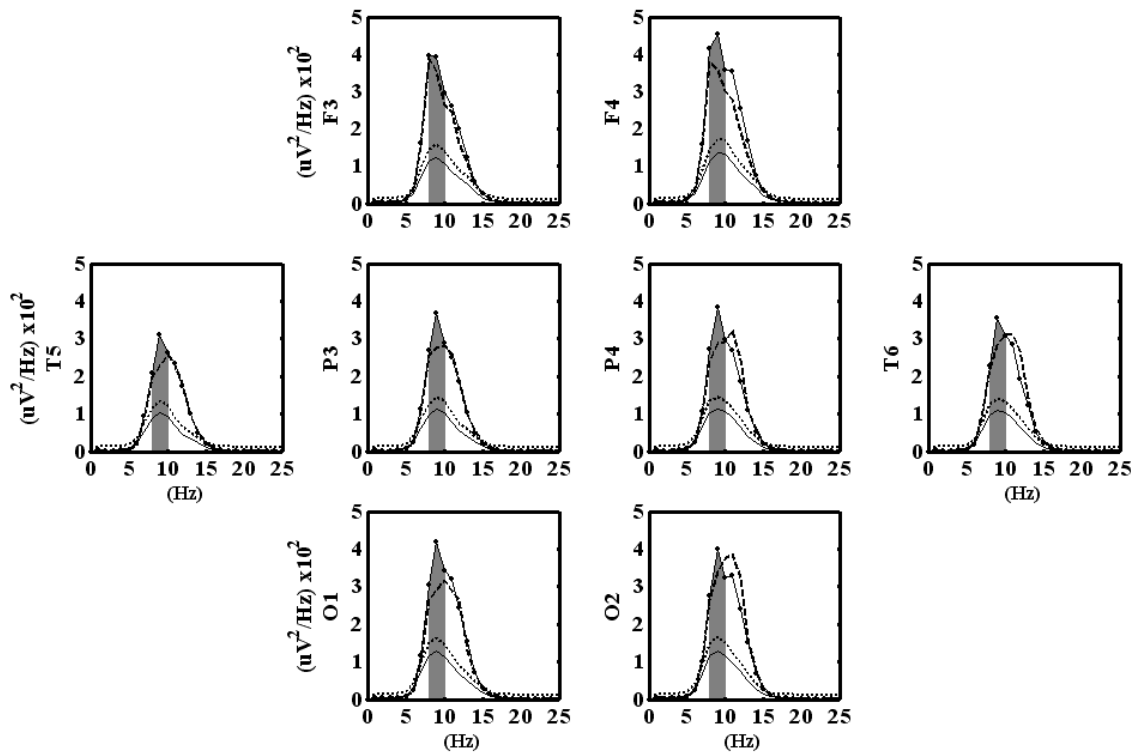
## 6.2 EEG e Estabilometria Durante Estimulação Visual em Ambiente de Realidade Virtual

As figuras 6.8 e 6.9 ilustram a DEP do EEG, respectivamente, para os voluntários #7 e #9 durante exame de estabilometria sem e com estimulação visual em ambiente de realidade virtual. Para todas as derivações, nota-se para ambos os

voluntários que a DEP nas condições OA (linha tracejada) e com cenário estático que antecede ED ( $CE_A$ , linha com pontos) são similares, com picos de alfa de elevada magnitude em 11 Hz. Por outro lado, durante estimulação dinâmica, a DEP do trecho imediatamente depois de ED ( $CE_D$ , linha pontilhada) e daquele que inclui ED (linha contínua) apresentam picos de alfa sempre menores que aqueles estimados para OA e  $CE_A$ . Para o voluntário #7 a BPA situa-se entre 10 e 12 Hz, enquanto que para o voluntário #9, entre 9 e 11 Hz.



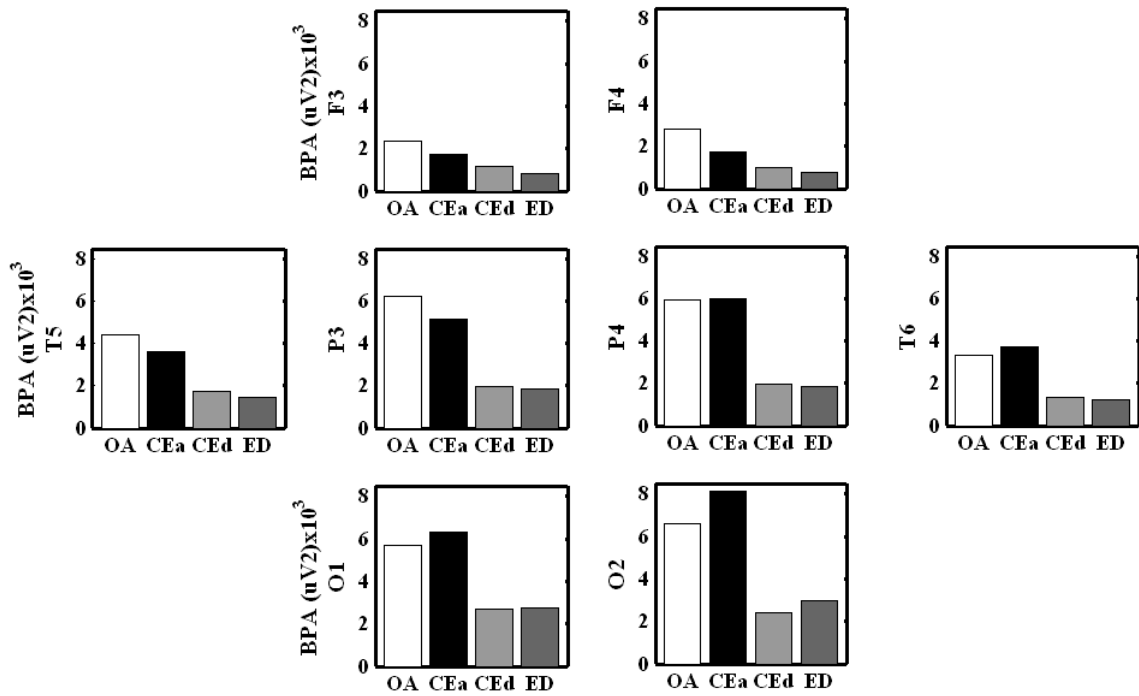
**Figura 6.8:** Estimativas espectrais do EEG do voluntário #7 para estabilometria nas condições OA sem estimulação virtual (linha tracejada),  $CE_A$  (linha e ponto),  $CE_D$  (linha pontilhada) e ED (linha contínua). A área em cinza indica a BPA.



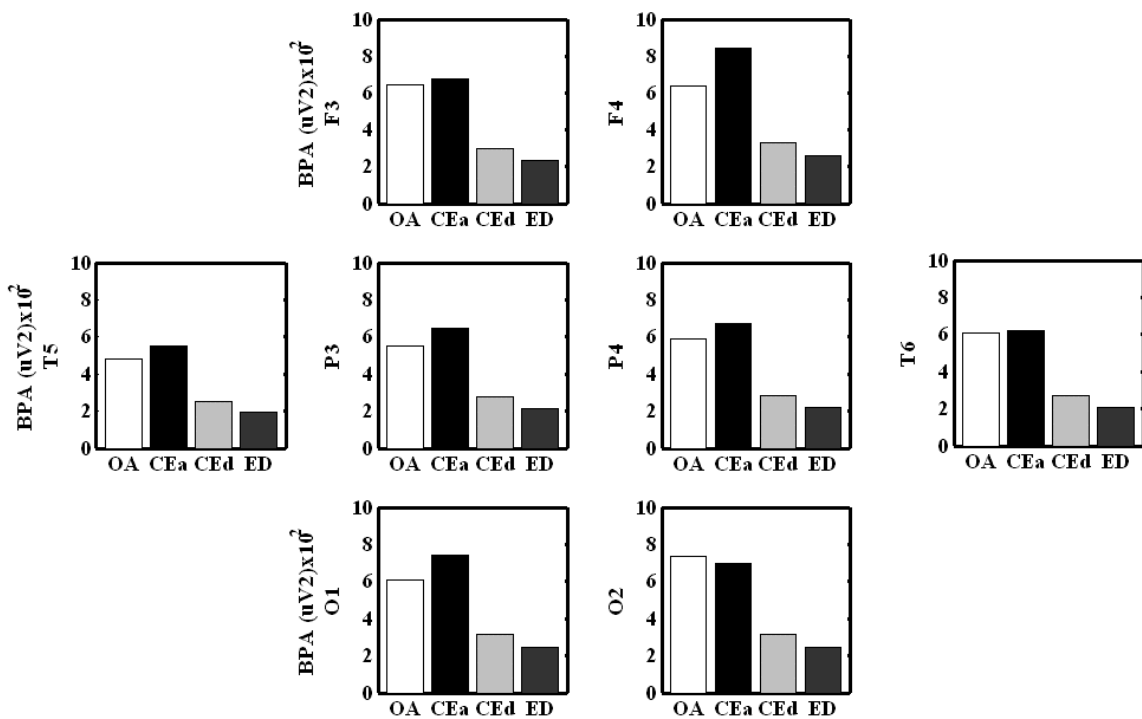
**Figura 6.9:** Idem Figura 6.8, para o voluntário #9.

A potência na BPA em  $OA$  e  $CE_A$  para o voluntário #7 (figura 6.10) é superior àquelas em  $CE_D$  e  $ED$ . Para estas últimas, os valores de potência pouco diferem entre si. Resultado similar é observado para o voluntário #9 (Figura 6.11).

Para o TFE entre as DEPs dos trechos de EEG em estudo, com a correção de Bonferroni ( $M = 100$  e  $\alpha = 0,05$ ) tem-se  $TFE_{CRIT\ INF} = 0,71$  e  $TFE_{CRIT\ SUP} = 1,40$ . Para os voluntários #7 (Figuras 6.12) e #9 (Figuras 6.13) na condição sem estimulação virtual e  $CE_A$ , tem-se  $0,71 < TFE(\Delta f) < 1,40$ , implicando aceitar-se  $H_0$  de igualdade entre as estimativas espectrais na BPA. Como, neste caso, a equação (4.9) tende a zero, o índice ERD/ERS não foi calculado. Por outro lado, para  $CE_D$  e  $ED$ ,  $TFE(\Delta f) < 0,71$  implica rejeição de  $H_0$ , assumindo-se, portanto, a redução na contribuição de potência nas componentes espectrais da BPA durante estimulação  $ED$  para todas as derivações estudadas.

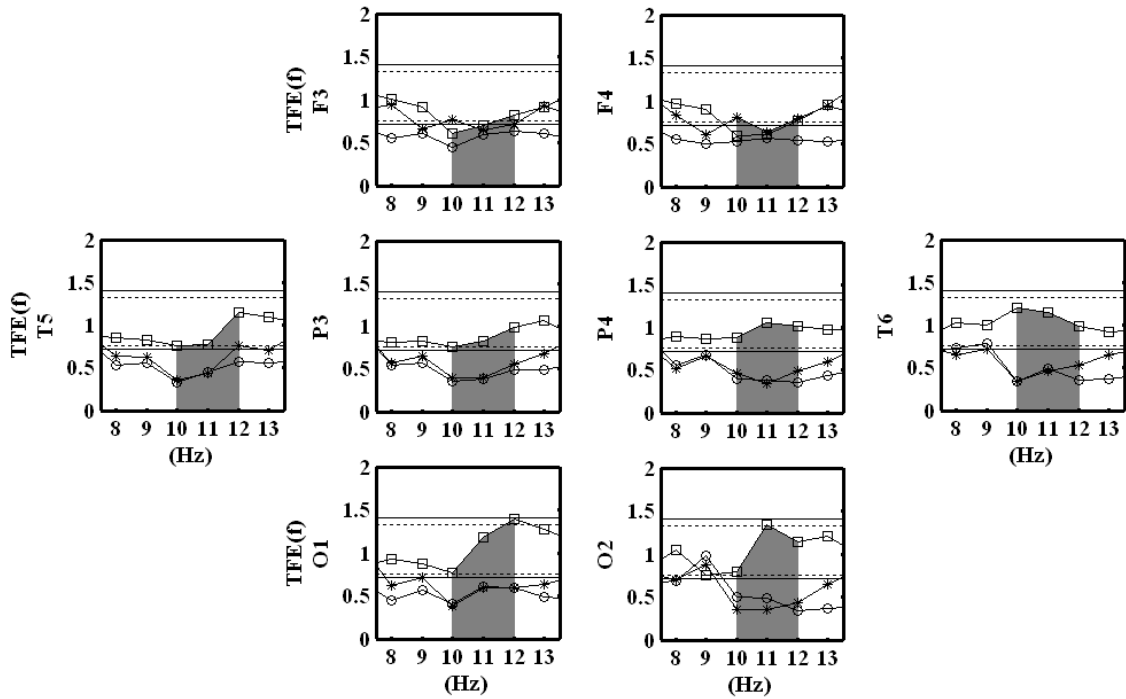


**Figura 6.10:** Potência na BPA do voluntário #7 durante exame de estabilometria nas condições sem (OA) e com estimulação virtual considerando cenário estático antes ( $CE_A$ ) e após ED ( $CE_D$ ), e incluindo o segmento com estimulação dinâmica (ED).

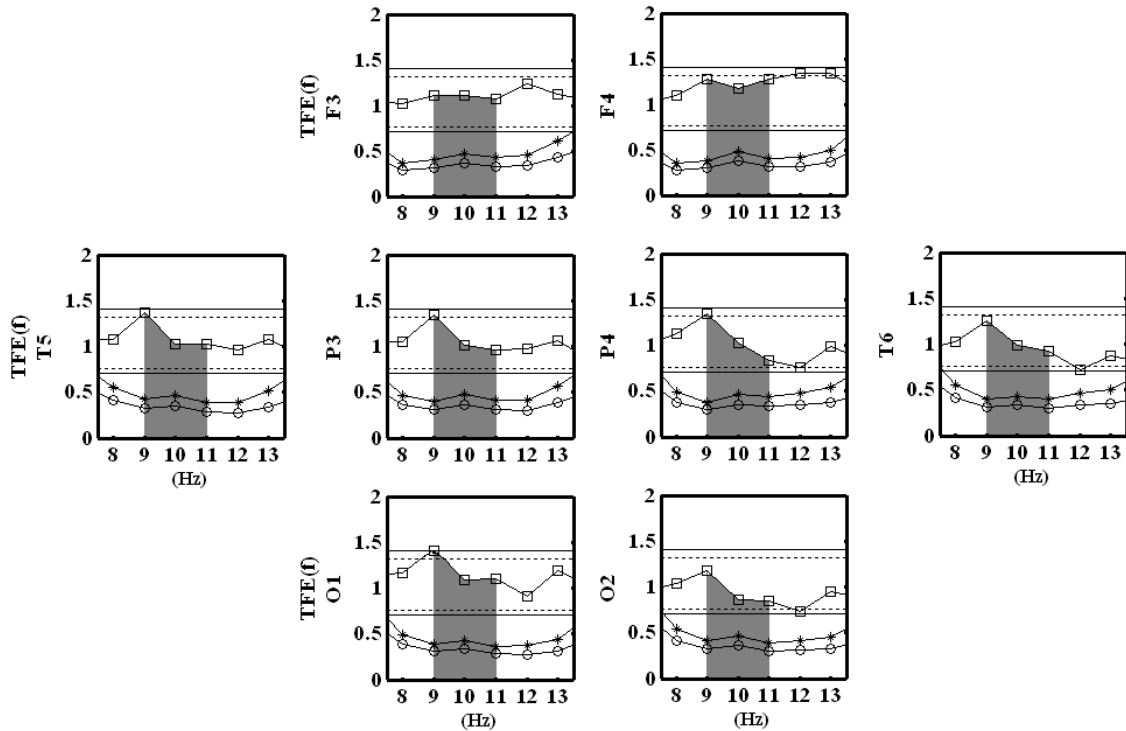


**Figura 6.11:** Idem Figura 6.10, para o voluntário #9.



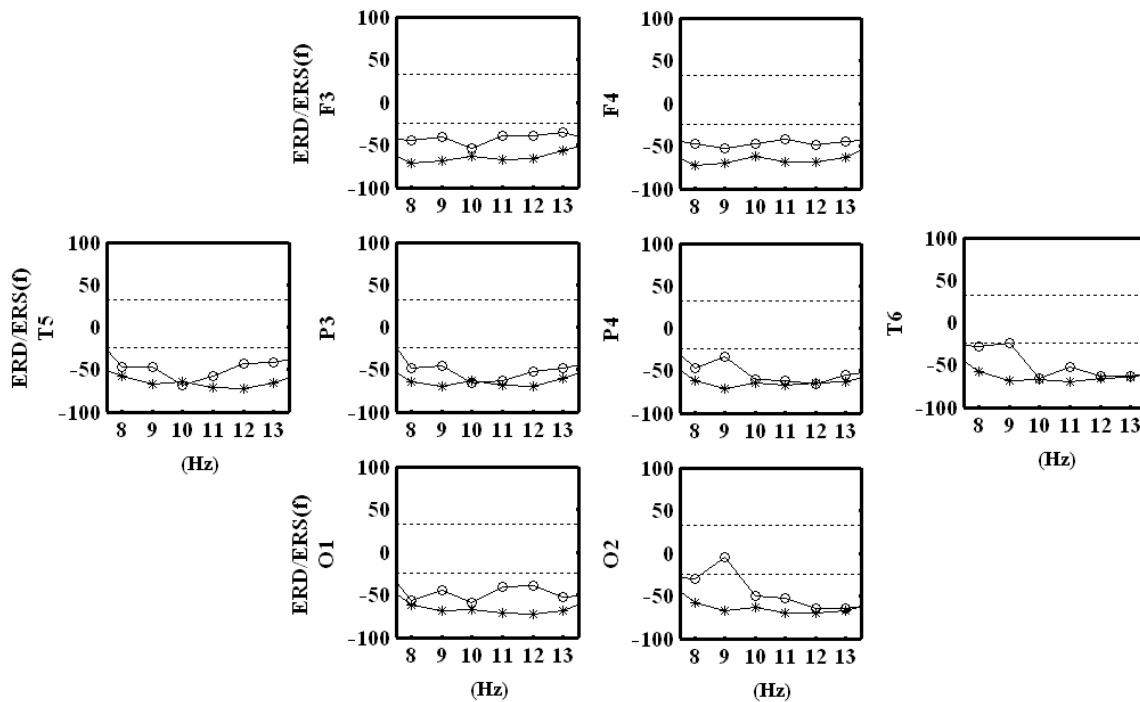


**Figura 6.12:** Teste F-espectral do voluntário #7 entre as estimativas espectrais na condição  $CE_A$  e OA sem estimulação virtual (quadrado),  $CE_D$  (asterisco) e ED (círculo). As linhas horizontais indicam os valores críticos antes (tracejada) e após (contínua) a correção de Bonferroni para BPA (área em cinza).



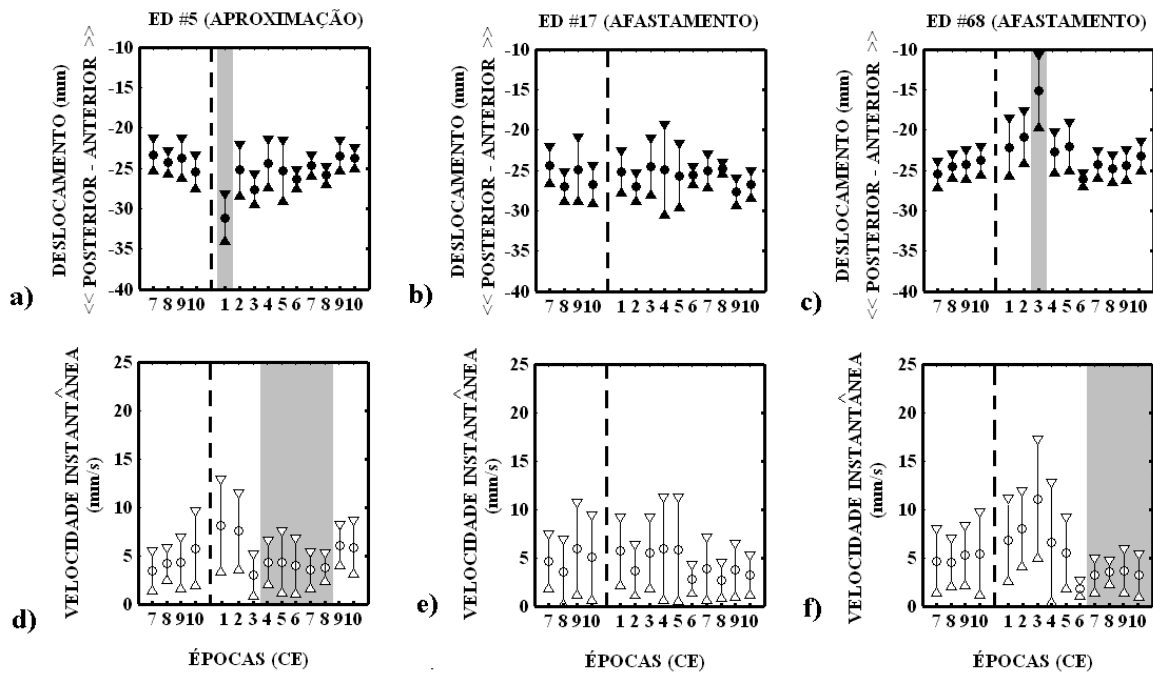
**Figura 6.13:** Idem Figura 6.12, para o voluntário #9.

A figura 6.14 ilustra para os voluntários #7 (círculo) e #9 (asterisco) o índice ERD/ERS ( $\alpha = 0,05$  e  $M_x = M_y = 100$ ) entre as épocas de 1 s de ED e aquelas de CE<sub>A</sub> (sinal de referência), para o qual os valores críticos inferior e superior são -25 e 32, respectivamente. Para o voluntário #7,  $ERD/ERS < -25$  implica rejeição de ausência de resposta cortical e, por ser o índice negativo, há dessincronismo entre os sinais EEG, exceto na frequência de 9 Hz em O2 e T6. Nesta frequência destas derivações, a estimulação dinâmica não eliciou resposta evocada ( $-25 < ERD/ERS > 32$ ). Por outro lado, para o voluntário #9, rejeita-se  $H_0$  (ausência de resposta) e assume-se dessincronismo em todas as componentes espectrais da banda alfa de todas as derivações em estudo.



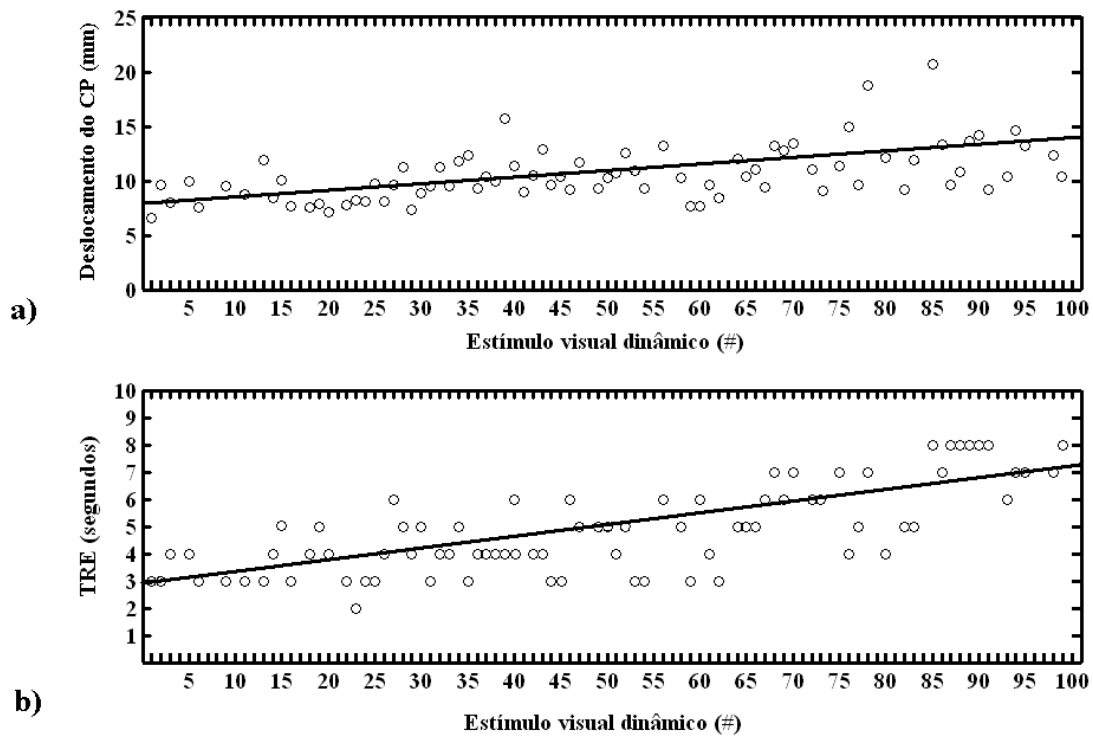
**Figura 6.14:** Índice ERD/ERS para os voluntários #7 (círculo) e #9 (asterisco) durante estabilometria com estimulação virtual dinâmica. As linhas horizontais tracejadas indicam os valores críticos inferior (-25) e superior (32) para  $\alpha = 0,05$  e  $M_x = M_y = 100$ .

A figura 6.15 mostra para o voluntário #9, a evolução temporal da posição média e da velocidade do CP das épocas de 1 s para segmentos CE de 4 s antes até 10 s após o 5°, 17° e 68° estímulos dinâmicos. Para as épocas de CE que antecedem o 5° estímulo (Figura 6.15a), o resultado da análise de variância ( $p = 0,12$ ) implica aceitar a igualdade entre as posições médias do CP, assumindo-se, assim, a estabilidade ortostática. Por outro lado, ao se incluírem as 10 épocas de CE após ED, rejeita-se (ANOVA,  $p < 0,001$ ) a igualdade entre as posições. O teste *post hoc* de Tukey para o 5° estímulo (cenário se aproximando) resultou em  $p < 0,001$  para a primeira época de CE após ED (Figura 6.15a, destacado em cinza), com deslocamento do CP de 10,9 mm no sentido posterior. Para a evolução temporal da velocidade (Figura 6.15d),  $H_0$  também foi rejeitada ( $p \ll 0,001$ ), tendo sido identificadas cinco épocas consecutivas de CE após ED (a partir da quarta época, destacado em cinza), para as quais o teste *post hoc* de Tukey resultou em  $p = 0,65$ . Assim, tomando-se o instante no qual a estimulação dinâmica termina, o tempo de recuperação da estabilidade (*TRE*) é estimado em 4 s. Para o 17° estímulo dinâmico (cenário se afastando) aplicado ao voluntário #9, aceita-se haver igualdade tanto entre as posições médias do CP ( $p = 0,18$ , Figura 6.15b) quanto entre as velocidades instantâneas ( $p = 0,08$ , Figura 6.15e). Assim, este estímulo (17°), para o qual se aceita ( $-25 < ERD/ERS > 32$ ) haver ausência de resposta cortical evocada, não promove instabilidade postural. Por outro lado, para o 68° estímulo (cenário se afastando, Figura 6.15c), o teste *post hoc* de Tukey resultou em  $p \ll 0,001$  para a terceira época de CE após ED (destacado em cinza). Portanto, o deslocamento de 19,2 mm no sentido anterior ocorreu por 3 s. Para este estímulo (68°), a recuperação da estabilidade (Figura 6.15.f) ocorreu somente a partir da sétima época de CE após ED (*post hoc* de Tukey,  $p = 0,82$ ) e, portanto, com *TRE* de 7 s.

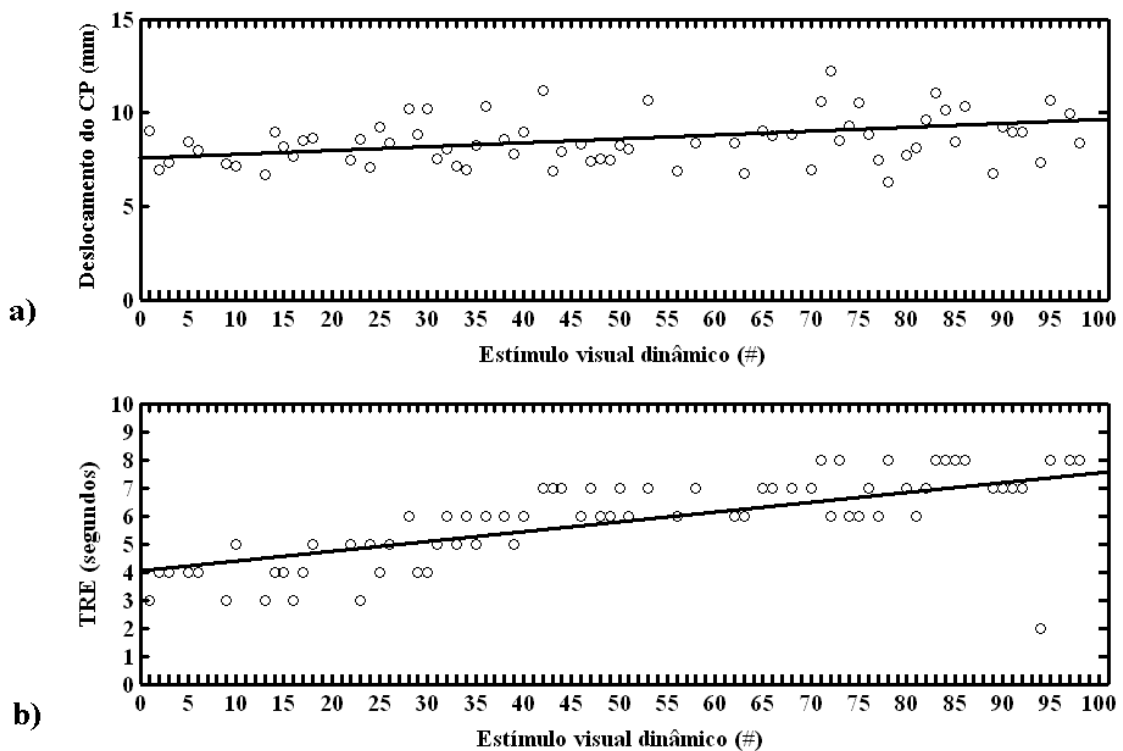


**Figura 6.15:** Posições médias do CP e das velocidades instantâneas das épocas (1 s) de CE antes (4 s) e após (10 s) ED para o voluntário #9, respectivamente para: a) e d) ED#5; b) e e) ED#17; c) e f) ED#67. Os círculos e os triângulos referem-se, respectivamente, ao valor médio e ao intervalo de confiança de 95%. A linha vertical tracejada indica a estimulação dinâmica.

A mudança da posição do CP em resposta ao efeito da perturbação da estimulação visual dinâmica para o voluntário #9 ocorreu para 80% dos estímulos. A figura 6.16a mostra haver correlação positiva ( $r = 0,37$ ,  $p = 0,001$ ) entre o deslocamento do CP e a sequência de estímulos aplicados, indicando também maior variabilidade ao final da estimulação. Quanto ao tempo de recuperação da estabilidade, TRE (Figura 6.16b), nota-se também haver correlação positiva ( $r = 0,71$ ,  $p < 0,001$ ), porém com variabilidade ocorrendo praticamente ao longo de todo o procedimento de estimulação. Para o voluntário #7, a perturbação do CP ocorreu para 71% dos estímulos dinâmicos, sendo os resultados do deslocamento do CP e TRE (Figura 6.17) similares aqueles obtidos para o sujeito #9.

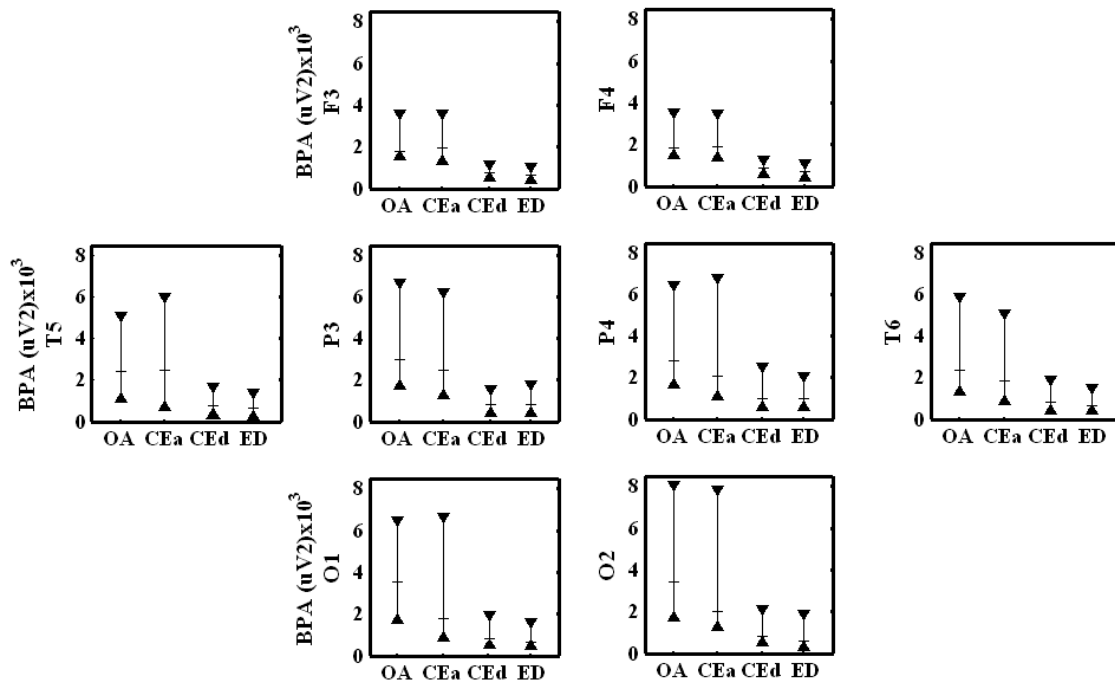


**Figura 6.16:** (a) Evolução do deslocamento do CP e (b) do tempo de recuperação da estabilidade, TRE, ao longo dos estímulos para o voluntário #9.



**Figura 6.17:** (a) Evolução do deslocamento do CP ao longo do procedimento de estimulação do voluntário #7, reta de regressão ( $r = 0,28$ ,  $p = 0,02$ ); (b) idem para o tempo de recuperação da estabilidade ( $r = 0,59$ ,  $p < 0,01$ ).

A figura 6.18 mostra, para as derivações EEG em estudo, a mediana da potência na BPA dos 29 voluntários para as épocas de 1 s de sinal nas condições OA sem estimulação virtual, cenário estático imediatamente antes ( $CE_A$ ) e após estimulação dinâmica ( $CE_D$ ), bem como daquelas que incluem o segmento com estimulação dinâmica (ED). Para OA e  $CE_A$ , as medianas são sempre maiores que aquelas de  $CE_D$  e ED, para as quais as potências na BPA em quase nada se diferem. O teste pareado de Wilcoxon ( $\alpha = 0,05$ ) indica não haver diferenças entre as medianas de OA sem estimulação virtual e  $CE_A$  (Tabela 6.5). Este resultado sugere não haver efeito da estimulação dinâmica no sinal EEG durante  $CE_A$ . Por outro lado, rejeita-se  $H_0$  de igualdade ( $p < 0,001$ ) entre as medianas de  $CE_A$  e aquelas de  $CE_D$  e ED (Tabela 6.5), indicando que o efeito da estimulação dinâmica no segmento de sinal EEG durante cenário estático tem duração de pelo menos 1 s.

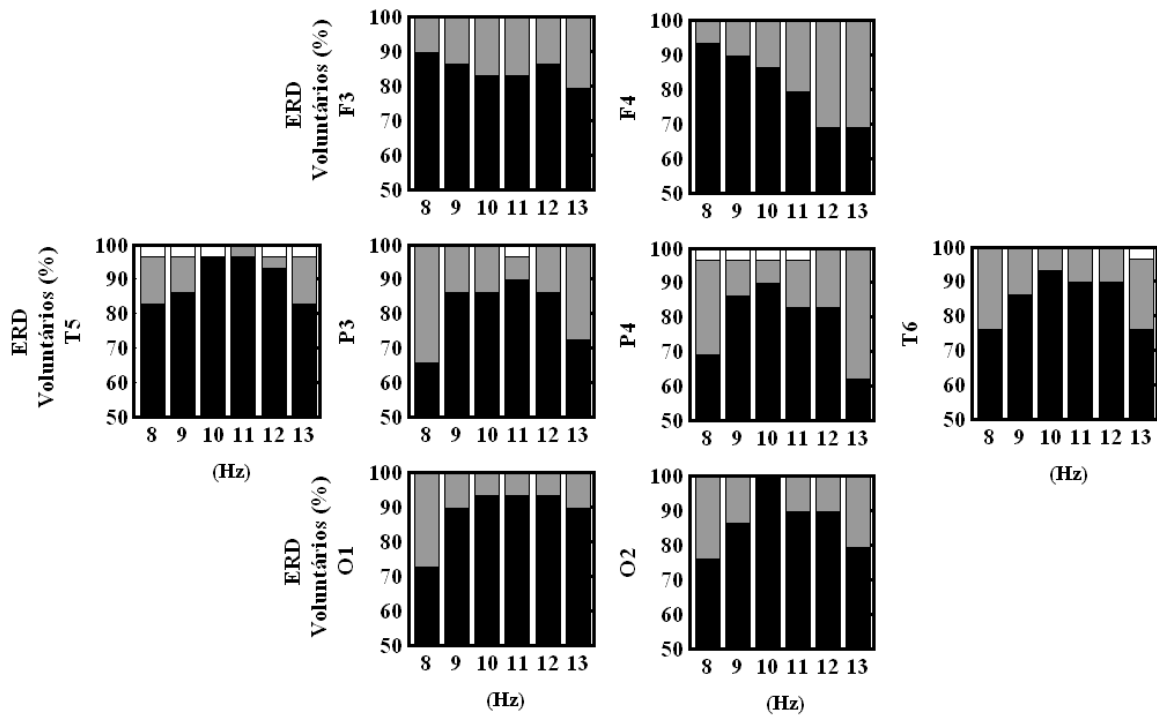


**Figura 6.18:** Mediana e quartis da potência na BPA para 29 voluntários submetidos ao exame de estabilometria nas condições sem (OA) e com estimulação virtual considerando cenário estático antes ( $CE_A$ ) e após ED ( $CE_D$ ), e incluindo ED.

**Tabela 6.5:** Teste pareado de Wilcoxon ( $\alpha = 0,05$ ) entre as potências na BPA da condição  $CE_A$  e aquelas de OA sem estimulação virtual,  $CE_D$  e ED para as derivações em estudo

Derivações EEG	Condição Experimental		
	OA x $CE_A$	$CE_A$ x $CE_D$	$CE_A$ x ED
O1	0,4052	0,0004	0,0004
P3	0,7138	0,0003	0,0002
F3	0,9887	< 0,0001	< 0,0001
T5	0,8105	0,0004	< 0,0001
O2	0,4132	0,0004	0,0001
P4	0,7243	0,0005	0,0003
F4	0,7995	< 0,0001	< 0,0001
T6	0,5535	0,0004	< 0,0001

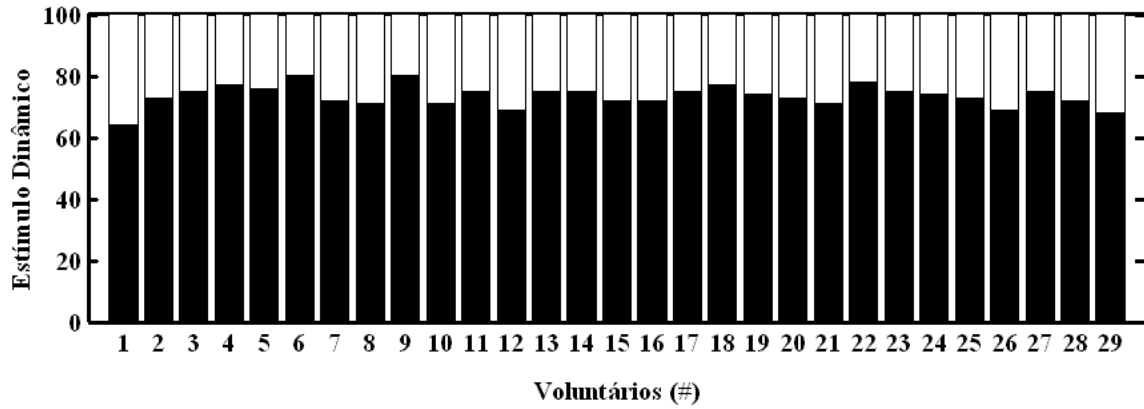
A figura 6.19 mostra o percentual de voluntários, por componente espectral da banda alfa (8 a 13 Hz) de cada derivação EEG em estudo, para os quais o índice ERD/ERS ( $M_x = M_y = 100$  épocas) entre épocas de 1 s do sinal EEG incluindo ED e aquelas durante  $CE_A$  (imediatamente anterior a ED) é inferior ou superior aos respectivos valores críticos ou se encontra entre estes. Para todas as derivações, o percentual de voluntários para o qual  $ERD < -25$  (barras pretas) e, portanto, rejeita-se ( $\alpha = 0,05$ ) haver ausência de resposta evocada e, assim, assume-se dessincronismo (índice negativo) entre os sinais EEG, é superior a 85% para as frequências de 9 a 12 Hz. Na frequência de 10 Hz da derivação O2, nota-se ocorrer dessincronismo para todos os 29 voluntários, enquanto que, para T5, este ocorre para 28 voluntários em 10 e 11 Hz. Por outro lado, somente nas derivações parietais e temporais, nota-se haver sincronismo ( $ERS > 32$ , barras brancas) em um único voluntário.



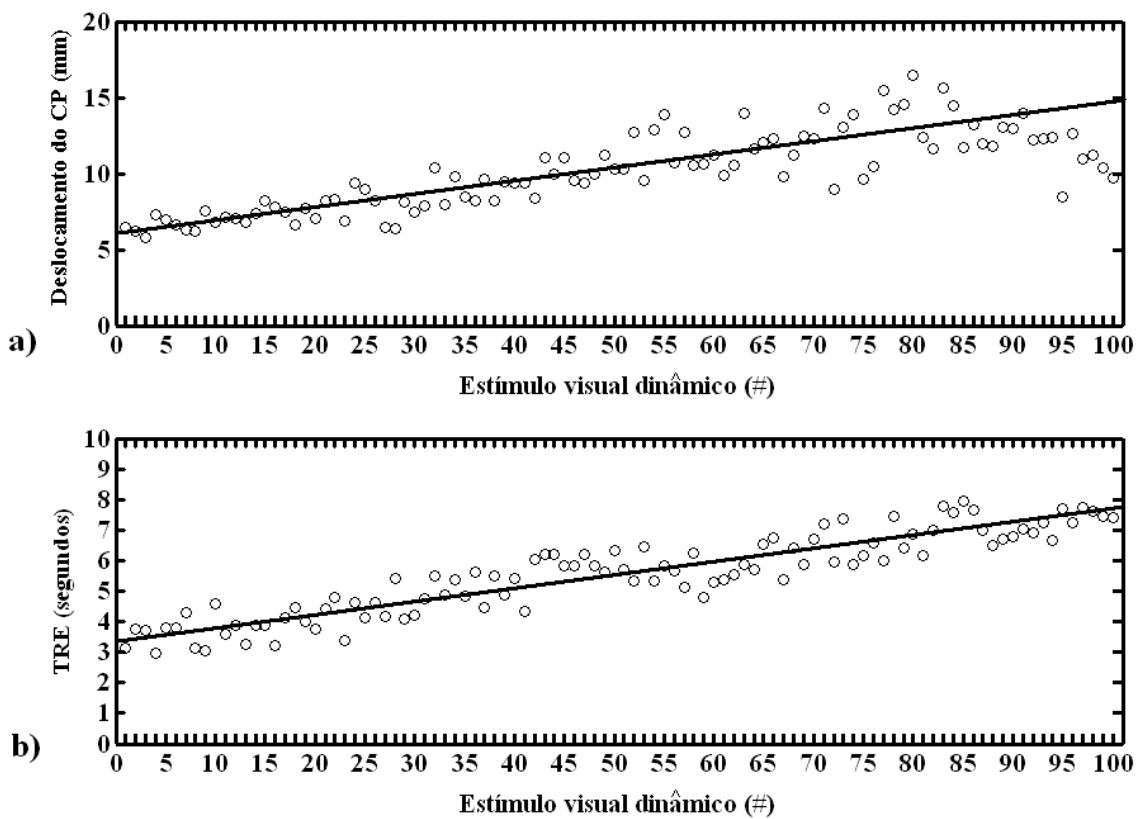
**Figura 6.19:** Percentual de voluntários por componente espectral da banda alfa (8 a 13 Hz) para os quais se assume dessincronismo (preto), ausência de resposta (cinza) e sincronismo (branco) no sinal EEG dos 29 voluntários, devido à estimulação visual dinâmica (derivações O1, P3, F3, T5, O2, P4, F4 e T6).

A figura 6.20 mostra o número de vezes em que ocorre deslocamento do CP devido à estimulação dinâmica (100 estímulos) para cada voluntário. Baseado na evolução temporal da posição do CP das épocas de 1 s dos segmentos CE antes e após a estimulação dinâmica (ANOVA e teste *post hoc* de Tukey,  $\alpha = 0,05$ ), nota-se que 63 a 80% dos estímulos dinâmicos (em preto) provocam perturbação na posição ortostática dos voluntários. Utilizando-se este mesmo procedimento estatístico, o deslocamento do CP dos 29 voluntários em resposta à perturbação visual (Figura 6.21a) apresentou correlação positiva ( $r = 0,80$ ,  $p < 0,001$ ), com maior variabilidade ao final da estimulação. Para o tempo médio de recuperação da estabilidade ortostática, a figura 6.21 também mostra haver correlação positiva ( $r = 0,90$ ,  $p < 0,001$ ), porém com variabilidade ocorrendo praticamente ao longo de todo o procedimento de estimulação.





**Figura 6.20:** Número de vezes que ocorre deslocamento do CP devido à estimulação dinâmica (100 estímulos) para cada voluntário.



**Figura 6.21:** (a) Deslocamento médio do CP e (b) tempo médio de recuperação da estabilidade (TRE), ambos por estímulo, para todos os voluntários.

## CAPÍTULO 7

### DISCUSSÃO

No presente estudo, o controle postural ortostático foi investigado com base no EEG durante exame estabilométrico sem e com estimulação visual em ambiente de realidade virtual, o qual proporciona a percepção de que o cenário se movimenta na direção ântero-posterior. Neste protocolo, a aquisição do EEG foi efetuada simultaneamente à estabilometria com vistas a estudar quais regiões cerebrais atuam no controle postural em condições experimentais distintas. Diferentemente dos estudos estabilométricos que utilizaram protocolos similares (ASTEN *et al.*, 1988; AKIDUKI *et al.*, 2003; STREEPEY *et al.*, 2007), pôde-se também investigar a resposta evocada pela estimulação do cenário virtual estático e dinâmico.

O parâmetro área de oscilação do CP, estimado com base no estatocionesiograma dos voluntários com os olhos abertos (condição OA) sem estimulação virtual, foi menor que o obtido com os olhos fechados (OF) para 57,2% da casuística, para os quais o **índice de contribuição visual  $I_A$**  negativo indica maior estabilidade postural em OA. Tais resultados são similares aos reportados por LACOUR *et al.* (1997), CHIARI *et al.* (2000) e DA SILVA (2005), que também observaram maior estabilidade postural para esta condição em 60% dos sujeitos, porém utilizando índices e casuísticas distintas.

Por outro lado, para o parâmetro velocidade média do CP, somente 10,7% da casuística (três voluntários) apresentou maior estabilidade durante a condição OF (**índice de contribuição visual  $I_V$**  positivo). Embora para uma casuística distinta, este resultado é similar ao obtido por DA SILVA (2005 e 2007 – 144 voluntários) quando da avaliação do uso da visão no controle ortostático com base no Quociente de Romberg

(*QR*). Entretanto, CORNILLEAU-PÉRÈS *et al.* (2005), ao utilizarem uma casuística com 21 voluntários, não observaram sujeitos para os quais a velocidade do CP fosse maior para a condição OA.

O emprego dos **índices de contribuição visual** da área elíptica ( $I_A$ ) e da velocidade média do CP ( $I_V$ ) como critério de classificação apresentou comportamento similar ao *QR* destes parâmetros (DA SILVA *et al.*, 2005). Os resultados indicaram ainda que a diferenciação entre os grupos decorre da quantidade de oscilação na condição OF (teste t-student,  $\alpha = 0,05$ ). Portanto, o efeito do uso da informação visual pode ser considerado integrado ao mecanismo de controle postural, mesmo naqueles que apresentam **índices de contribuição visual**  $I_A$  e  $I_V$  com valores positivos, corroborando os achados de CHIARI *et al.* (2000) e DA SILVA *et al.* (2005 e 2007).

Na densidade espectral de potência (DEP) de diferentes derivações EEG de cada um dos 29 voluntários, a potência na banda de  $\pm 1$  Hz em torno do pico de alfa (BPA) foi determinada para todas as condições experimentais, tomando-se como base o pico de alfa para a condição OF. Esta condição visual evidencia a magnitude do pico de alfa em decorrência do sincronismo entre as despolarizações de grandes quantidades de células nervosas (NIEDERMEYER, 1999). Ao contrário de PERCIO *et al.* (2007 e 2009), que utilizaram apenas a contribuição no pico de alfa, o uso da BPA permite reduzir a variabilidade inter- e intra-individual e, portanto, facilita a comparação entre regiões corticais distintas e entre diferentes sujeitos.

A potência na BPA para estabilometria na condição OA sem estimulação virtual foi sempre menor do que aquela em OF. Por outro lado, para ambas as condições visuais, com o voluntário na posição sentada, a potência em BPA foi maior do que aquela obtida durante o exame estabilométrico. Tais achados sugerem que a contribuição de potência na BPA diminui dependendo das condições posturais e visuais,

em especial nas derivações occipitais e parietais, de tal modo que, quanto maior a eficácia do controle, menor tende a ser a potência na BPA do sinal EEG. Este resultado concorda com a hipótese de a magnitude da potência ser inversamente proporcional ao processamento da informação nas regiões corticais funcionalmente associadas a uma determinada tarefa (RISTANOVIC *et al.*, 1999; SCHÜRMAN e BASAR, 2001; CREMADES, 2002). A redução da contribuição de potência em atletas, quando comparados a não-atletas durante estabilometria nas condições OA e OF, também foi observada por PERCIO *et al.* (2007 e 2009).

Adicionalmente, a correlação  $\rho$  de Spearman positiva entre os **índices de contribuição visual**  $I_A$  e  $I_V$  e o **índice de contribuição da potência**  $I_{BPA}$  sugere que a potência diminui com a estabilidade postural. Entretanto, a correlação somente foi significativa para a área de oscilação elíptica nas derivações O2 e P4, e muito próxima do nível de significância (0,05) para O1 e P3. Este resultado concorda parcialmente com os achados de PERCIO *et al.* (2007), que também observaram correlação com a área elíptica ( $r = 0,61$ ;  $p < 0,008$ ), porém na condição OA nas derivações do hemisfério esquerdo (O1 e P3). A atuação do córtex parietal posterior (P3 e P4) no controle postural também foi relatada por AKIDUKI *et al.* (2003) e STREEPEY *et al.* (2007).

Para investigar as oscilações posturais durante estimulação visual, utilizou-se de ambiente de realidade virtual de modo que os detalhes do piso do cenário foram desenvolvidos com base na reversão de padrão (CHIAPPA, 1997). O cenário virtual foi aleatoriamente reduzido ou ampliado de modo a mimetizar movimentação do ambiente ora no sentido anterior, ora no posterior, a uma velocidade de 200 cm/s. A velocidade de movimentação aqui empregada está em conformidade com os estudos de DOKKA *et al.* (2009), que observaram instabilidade postural para aplicação de estímulos com velocidades acima de 188 cm/s. Outros estudos, como ASTEN *et al.* (1988), AKIDUKI

*et al.* (2003) e STREEPEY *et al.* (2007), também utilizaram estímulos virtuais similares ao aqui empregado, induzindo a percepção de movimento no sentido do observador, porém estes autores não avaliaram a resposta cortical evocada. No presente estudo, a aquisição simultânea dos sinais EEG e das oscilações do CP (estabilometria) permitiu investigar se há diferenças nestes sinais durante estimulação com o cenário virtual estático e dinâmico.

A estimulação dinâmica utilizada neste estudo causou redução da potência na BPA em comparação àquela na condição OA sem estimulação virtual, bem como com o cenário estático imediatamente anterior a ED ( $CE_A$ ). Os resultados do TFE ( $\alpha = 0,05$ ) e do teste de Wilcoxon ( $\alpha = 0,05$ ) também indicaram alterações espectrais significativas, com redução da potência na BPA para as épocas de 1 s de ED (que inclui o tempo de aplicação da estimulação dinâmica) e para aquelas de  $CE_D$  (imediatamente depois da estimulação dinâmica). Segundo CHIAPPA (1999), a modificação na amplitude do espectro da resposta evocada decorreria desta estar em fase (*phased-locked*) com o estímulo. Neste contexto, a redução da potência na BPA observada durante  $CE_D$  decorre da estimulação dinâmica causar perturbação no EEG após início do estímulo por pelo menos 1 s, em especial nas derivações occipitais e parietais. Por outro lado, a similaridade na potência da BPA para estabilometria com OA sem estimulação virtual e daquela para  $CE_A$  indica que o efeito da estimulação dinâmica termina antes de se completar 10 s de sua aplicação. Conseqüentemente, quando um novo estímulo é aplicado, não se observa mais qualquer efeito significativo do estímulo anterior.

O índice ERD/ERS ( $\alpha = 0,05$ ,  $M_x = M_y = 100$ ) aplicado à estimulação dinâmica indica que o cenário virtual provoca dessincronismo do sinal EEG (ERD < -25) em, pelo menos, 85% da casuística em estudo, em especial nas frequências de 9 a 12 Hz das derivações occipitais, parietais e temporais. Tais regiões do córtex, segundo BEAR *et*

*al.* (2008), estão relacionadas ao processamento da informação visual, integração sensorial e discriminação do movimento, respectivamente. No presente estudo, a utilização do índice ERD/ERS como teste estatístico de haver sincronismo ou não entre a atividade cortical pós-estimulação por cenário virtual em movimento e o estático constitui-se em vantagem complementar ao uso da TFE, similarmente ao reportado por INFANTOSI e MIRANDA DE SÁ (2007), quando da aplicação destas técnicas durante estimulação foto-intermitente.

Durante estimulação dinâmica, utilizou-se cenário virtual em movimento de modo a também induzir instabilidade nas oscilações do CP. Segundo JOHNSON *et al.* (2003), STREEPEY *et al.* (2007) e HAIBACH *et al.* (2008), a percepção do cenário em movimento causaria deslocamento do CP no mesmo sentido da estimulação. Com base na evolução temporal das posições do CP (ANOVA e *post hoc* de Tukey,  $\alpha = 0,05$ ), constatou-se que 63 a 80% dos estímulos dinâmicos (100) geraram efeito perturbatório. Tal constatação é similar àquela de AKIDUKI *et al.* (2003), MERGER *et al.* (2005), STREEPEY *et al.*, (2007) e DOKKA *et al.* (2009), que observaram aumento das oscilações do CP após a exposição dos sujeitos a um cenário virtual dinâmico. Cabe, entretanto, enfatizar que, no presente estudo, não foi investigado se haveria distinção na perturbação pelo fato do estímulo ser de afastamento ou aproximação.

Para o conjunto dos 29 voluntários estudados, o deslocamento médio do CP e sua variabilidade aumentam ao longo da aplicação dos 100 estímulos. No protocolo experimental empregado, o voluntário foi submetido ao cenário virtual que aleatoriamente poderia estar se afastando ou aproximando. Tal protocolo talvez explique ter-se obtido comportamento distinto daquele reportado por TARANTOLA *et al.* (1997), que observaram diminuição dos valores de deslocamento do CP, possivelmente devido à habituação do sujeito à repetição do teste estabilométrico. Esta

mesma hipótese pode ser feita para os resultados de TJERNSTRÖM *et al.* (2002) e HAIBACH *et al.* (2008), que utilizaram uma única condição de estimulação visual durante todo o exame.

O tempo médio de recuperação da estabilidade ortostática (TRE) também aumentou com o número de estímulos aplicados. Segundo TJERNSTRÖM *et al.* (2002), a exposição prolongada a uma estimulação perturbatória promoveria uma memória motora (aprendizado) e, portanto, implicaria o restabelecimento da estabilidade ortostática. Assim, o TRE diminuiria ao longo do exame, refletindo a adaptação progressiva do sistema de controle. Por outro lado, a permanência do voluntário na posição ortostática por períodos superiores a 10 min também pode gerar efeito fadiga dos músculos responsáveis pela manutenção da estabilidade, o que aumentaria o tempo de resposta do controle e, portanto, o TRE (TARANTOLA *et al.*, 1997). Adicionalmente, caso o intervalo de tempo entre um estímulo dinâmico e o subsequente não fosse suficiente para que o voluntário retornasse à condição inicial de equilíbrio, o emprego de estímulos sucessivos tenderia a aumentar a amplitude do deslocamento do CP a cada nova estimulação, tornando o sistema cada vez mais instável (MAKI *et al.*, 1996; JOHNSON *et al.*, 2003; HAIBACH *et al.*, 2008) e, deste modo, o tempo necessário para recuperação da estabilidade ortostática aumentaria com o número de estímulos. Entretanto, este não é o caso, pois o intervalo de tempo entre estímulos dinâmicos empregado neste trabalho (10 s) parece ser adequado à recuperação da estabilidade, conforme DA SILVA *et al.* (2008). Logo, o fato de o protocolo de estimulação deste estudo ter sido submeter o voluntário, aleatoriamente, a um cenário virtual de afastamento ou aproximação, com o qual se pretendeu evitar que este pudesse prever de qual tipo seria o próximo estímulo (se de afastamento ou aproximação), parece explicar o aumento no tempo de recuperação do equilíbrio. Além disso, este

protocolo deve implicar um requisito do sistema de controle distinto daquele de simplesmente alternar o abrir e fechar os olhos utilizado por DA SILVA *et al.* (2008), que demandaria menos tempo para restabelecer a condição de estabilidade ortostática.

### **7.1 Estratégias de ação futura**

No protocolo de estimulação em ambiente de realidade virtual, o voluntário foi submetido ao cenário se afastando ou aproximando, aleatoriamente. Neste caso, usando-se o índice de Dessincronismo/Sincronismo (ERD/ERS), pode-se investigar se existe distinção das respostas evocadas nestas duas condições e, mesmo, qual a dependência da resposta cortical e do deslocamento do CP com a sequência de estímulos do mesmo tipo.

Métodos de processamento digital de sinais EEG no domínio do tempo, como por exemplo, a Média Coerente, podem ser empregados para investigar a ocorrência ou ausência do potencial evocado visual para cada um dos eventos de afastamento ou aproximação. Desse modo, pode se estabelecer valores normativos para as latências e amplitudes destes potenciais tanto na área do córtex visual (derivações occipitais), como nas áreas associativas (parietais) e de planejamento (frontais).

Tais técnicas de processamento também podem ser empregadas com vistas a investigar se existe diferença significativa entre os sinais EEG durante a estabilometria considerando-se os dois grupos, divididos com base no critério do índice de contribuição visual da área elíptica. Além disso, pode-se investigar se a resposta cortical depende da direção das oscilações do CP (ântero-posterior ou médio-lateral), bem como realizar a análise dos sinais estabilométricos no domínio da frequência.

Adicionalmente, novos experimentos poderiam ser realizados alterando-se a velocidade e a amplitude de deslocamento do cenário virtual, com vistas a investigar



como a informação sensorial está associada ao sistema de controle postural. Assim, pode-se estimar parâmetros para o estabelecimento de protocolos experimentais ou de investigação clínica baseados em estimulação visual que promovam alterações claramente identificáveis nas condições de controle motor.

## CAPÍTULO 8

### CONCLUSÃO

Neste estudo, o controle postural ortostático de 29 voluntários foi investigado com base no EEG durante exame de estabilometria nas condições experimentais com olhos fechados (OF), olhos abertos (OA) sem e durante estimulação em ambiente de realidade virtual (cenário estático e dinâmico). Durante estimulação dinâmica, o movimento de afastamento e aproximação do cenário virtual foi empregado induzindo instabilidade postural ortostática.

Nos exames de estabilometria nas condições OA sem estimulação virtual e OF, os **índices de contribuição visual** dos parâmetros área elíptica ( $I_A$ ) e velocidade média do deslocamento do centro de pressão ( $I_V$ ) evidenciaram a estabilidade postural pelo uso da visão. Ambos os índices  $I_A$  e  $I_V$  possuem correlação positiva com o **índice de contribuição de potência  $I_{BPA}$**  do sinal EEG na banda entorno de  $\pm 1$  Hz do pico de alfa (BPA). O  $I_{BPA}$  diminui com a estabilização da posição ortostática pela redução da área de oscilação elíptica na condição OA ( $I_A$  negativo), em especial nas derivações occipitais e parietais.

O emprego da realidade virtual com estimulação dinâmica de movimentação aleatória do cenário (afastamento ou aproximação) modificou a posição e a magnitude do deslocamento do centro de pressão, promovendo ajustes posturais compensatórios, os quais restabeleceram a estabilidade no apoio bipodal ao longo do exame.

O teste F-espectral e o índice de Dessincronismo/Sincronismo (ERD) aplicados ao EEG durante as condições experimentais indicaram diferenças na manutenção do controle postural, refletidas pela redução da potência na BPA. Utilizando-se o índice de Dessincronismo/Sincronismo (ERD/ERS) foi possível distinguir a resposta cortical

evocada pela estimulação do cenário virtual estático e dinâmico, de modo que a estimulação virtual dinâmica causou dessincronização no EEG.

Portanto, a perturbação causada pela estimulação virtual dinâmica resulta em aumento da atividade elétrica na região occipital, implicando dessincronismo do sinal EEG nas componentes espectrais da banda alfa em comparação com o cenário estático. O afastamento e a aproximação do cenário virtual alteram a informação da malha de realimentação visual, gerando uma perturbação no sistema de controle postural. Esta tende a ser compensada por ajustes de integração sensorial, que implicam aumento da atividade na região parietal, justificando o dessincronismo do EEG desta região.

O uso de ambiente de realidade virtual mostrou ser uma ferramenta importante no estudo do controle postural, permitindo avaliar as alterações do centro de pressão, bem como o mecanismo de controle e de recuperação da estabilidade ortostática em distintas condições de cenário. A técnica ERD/ERS pode ser empregada nos estudos de controle postural que utilizam estimulação visual, investigando se o estímulo elicia resposta cortical evocada (dessincronismo do sinal EEG) capaz de induzir perturbação ortostática.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AKIDUKI, H., NISHIIKE, S., WATANABE, H., MATSUOKA, K., KUDO, T., TAKEDA, N., 2003, “Visual-vestibular conflict induced by virtual reality in humans”, *Neuroscience Letters*, v. 340, pp. 197-200.
- ASTEN, W. N. J. C. V., GIELEN, C. C. A. M., GON, J. J. D. V. D., 1988, “Postural adjustments induced by simulated motion of differently structured environments”, *Experimental Brain Research*, v. 73, pp. 371-383.
- BEAR, M., F., CONNORS, B. W., PARADISO, M. A., 2008, *Neurociências – desvendando o sistema nervoso*, 3ª ed, Porto Alegre, Artmed Editora
- BERTHOZ, A., LACOUR, M. SOECHTING, J. and VIDAL, P. P., 1979, “The role of vision in the control of posture during linear motion”, *Progress Brain Research*, v. 50, pp. 197-209.
- BIZZO, G., GUILLET, N., PATAT, A., GAGEY, P. M., 1985, “Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabilometry”, *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 23, n. 4, pp. 474-476.
- BORGER, L. L., WHITNEY, S. L., REDFERN, M. S., FURMAN, J. M., 1999, “The influence of dynamic visual environments on postural sway in the elderly”, *Journal of Vestibular Research*, v. 9, pp. 197–205.
- CAMPOS, D. V., INFANTOSI, A. F. C., LAZAREV, V. V., 2006, “Aplicação do Teste F spectral na detecção de respostas fotorecrutantes no eletroencefalograma multicanal de pacientes epiléticos”, In: *Anais do XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, pp. 318-321, São Pedro, Out.
- CHIAPPA, K. H., 1997, *Evoked Potentials in Clinical Medicine*, 2 ed., New York, Raven Press.
- CHIARI, L., BERTANI, A. and CAPELLO, A., 2000, “Classification of visual strategies in human postural control by stochastic parameters”, *Human Movement Science*, v. 19, pp. 817–842.
- CHIARI, L., CROCE, U. D., CAPPOZZO, A. and CAPPELLO, A., 1998, “Intra-subject repeatability of posturographic parameters”, *11th Conference of the ESB*, pp. 8-11, Toulouse, July.

- CORNILLEAU-PÉRÈS, V., SHABANA, N., DROULEZ, J., GOH, J. C. H., LEE, G. S. M., CHEW, P. T. K., 2005, "Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: methodology and reliability", *Gait & Posture*, v. 22, pp. 96-106.
- CREMADES, J. G., 2002, "The effects of imagery perspective as a function of skill level on alpha activity", *International Journal of Psychophysiology*, v. 43, n. 3, p. 261-271.
- DA SILVA, P. J. G., 2005, *A Visão no Controle Postural Ortostático: o Quociente de Romberg e a Velocidade do Sinal Estabilométrico*, Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- DA SILVA, P. J. G., GANDRA, V. D., OLIVEIRA, L. F., INFANTOSI, A. F. C., NADAL, J., 2008, "Análise do sinal estabilométrico na estimativa do tempo de recuperação da estabilidade após perturbação visual". In: *Anais do XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, 784, Salvador, Bahia, Brasil, 2006.
- DA SILVA, P. J. G., INFANTOSI, A. F. C., NADAL, J., 2007, "The Inadequate Use of the Classical Romberg Test to Identify Postural Blind Subjects", *Motor Control*, v. 11, Supp., pp. S140-S141.
- DIJKSTRA, T. M. H., SCHÖNER, G. and GIELEN, C. C. A. M., 1994a, "Temporal stability of the action-perception cycle for postural control in a moving visual environment", *Experimental Brain Research*, v. 97, pp. 477-486.
- DIJKSTRA, T. M. H., SCHÖNER, G., GIESE, M. A. and GIELEN, C. C. A. M., 1994b, "Frequency dependence of the action-perception cycle for postural control in a moving visual environment: relative phase dynamics", *Biology Cybernetics*, v. 71, pp. 489-501.
- DOKKA, K., KENYON, R. V., KESHNER, A., 2009, "Influence of visual scene velocity on segmental kinematics during stance", *Gait & Posture*, v. 30, pp. 211-216.
- DUARTE, M. and ZATSIORSKY, V. M., 1999, "Patterns of center of pressure migration during prolonged unconstrained standing", *Motor Control*, v. 3, pp. 12-27.
- FRANSSON, P. A., MAGNUSSON, M and JOHANSSON, R., 2000, "Methods for evaluation of postural control adaptation", *Gait & Posture*, v. 12, pp. 14-24.

- GAGEY, P. M. e WEBER, B., 2000, *Posturologia: regulação e distúrbio da posição ortostática*, 2ª ed, Rio de Janeiro, Manole.
- GOLDBERG, M. E., EGGER, H. M., GOURAS, P., 1991, “The ocular motor system”, In: Kandal, E.R., Schwartz, J.H. and Jessel, T.M. (eds.), *Principles of Neurological Science*, 3 ed., chapter 43, pp. 660-679, New York, Elsevier.
- HAIBACH, P. S., SLOBOUNOV, S. M., NEWELL, K. M., 2008, “The potential application of a virtual moving environment for assessing falls in elderly adults”, *Gait & Posture*, v. 27, n. 2, pp. 303-308.
- HUNTER, M. C. and HOFFMAN, M. A., 2001, “Postural control: visual and cognitive manipulations”, *Gait & Posture*, v. 13, pp. 41-48.
- INFANTOSI, A. F. C., MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L., 2006, “A coherence-based technique for separating phase-locked from non-phase-locked power spectrum estimates during intermittent stimulation”, *Journal of Neuroscience Method*, v. 156, pp. 267–274.
- INFANTOSI, A. F. C., MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L., 2007, “A statistical test for evaluating the event-related synchronization/desynchronization and its potential use in brain-computer-interfaces” In: *IV Latin American Congress on Biomedical Engineering*, pp. 1122–1136, Isla de Margarita, Set.
- ISABLEU, B., OHLMANN, T., CRÉMIEUX, J., AMBLARD, B., 1998, “How dynamic visual field dependence-independence interacts with the visual contribution to postural control”, *Human Movement Science*, v. 17, n. 3, pp. 367-391.
- JEKA, J., KIEMEL, T., CREATH, R., HORAK, F. and PETERKA, R., 2004, “Controlling human upright posture: velocity information is more accurate than position or acceleration”. *Journal of Neurophysiology*. V. 92, pp. 2368-2379.
- JEKA, J., OIE, K., SCHÖNER, G., DIJKSTRA, T. and HENSON, E., 1998, “Position and velocity coupling of postural sway to somatosensory drive”, *Journal of Neurophysiology*, v. 79, pp. 1661-1674.
- JOHNSON, C. B., MIHALKO, S. L., NEWELL, K. M., 2003, “Aging and time needed to reacquire postural stability”, *Journal of aging and Physical Activity*, v. 11, pp. 459-469.

- KANDEL, E. R., 1991, "Perception of motion, depth, and form", In: Kandel, E.R., Schwartz, J.H. and Jessel, T.M. (eds), *Principles of Neurological Science*, 3<sup>rd</sup> ed., chapter. 30, pp. 440-466, New York, Elsevier.
- KAY, S. M., 1988. *Modern Spectral Estimation: theory and application*. New Jersey, Prentice-Hall.
- KELLY, J. P., 1991, "The sense of balance". In: Kandel, E.R., Schwartz, J. H. and Jessel, T. M., (eds.), *Principles of Neurological Science*, 3 ed, chapter 53, pp. 500-511, Prentice Hall International.
- KELLY, J. W., LOOMIS, J. M., BEALL, A. C., 2005, "The influence of perceived relative motion in the control of posture", *Experimental Brain Research*, v. 161, n. 3, pp. 285-292.
- KERSTEN, D., HESS, R. F. and PLANT, G. T., 1988, "Assessing contrast sensitivity behind cloudy media", *Clinical Vision Science*, v. 2, pp. 143-158.
- KESHNER, E. A., KENYON, R. V., LANGSTON, J., 2004, "Postural responses exhibit multisensory dependencies with discordant visual and support surface motion", *Journal of Vestibular Research*, v. 14, pp. 307-19.
- KONDAKOR, I., BRANDEIS, D., WACKERMANN, J., KOCHI, K., KOENING, T., FREI, E., PASCUAL-MARQUI, R. D., YAGYU, T. and LEHMANN, D., 1997, "Multichannel EEG fields during and without visual input: frequency domain model source localization and dimensional complexities", *Neuroscience Letters*, v. 226, pp. 49-52.
- LACOUR, M., BARTHELEMY, J., BOREL, L., MAGNAN, J., XERR, C., CHAYS, A., OUAKNNE, M., 1997, "Sensory strategies in human postural control before and after unilateral vestibular neurotomy", *Experimental Brain Research*, v 115, n. 2, pp. 300-310.
- LEVI, D. M., KLEIN, S. A., 2003, "Noise provides some new signals about the special vision of amblíopes", *Journal of Neuroscience*, v. 23, n.º7, pp. 2522-2526.
- LIAVAS, A. P., MOUSTAKIDES, G. V., HENNING, G., PSARAKIS, E. Z., HUSAR, P., 1998, "A Periodogram-Based Method for the Detection of Steady-State Visually Evoked Potentials", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 45, n. 2, p. 242-248.

- LOPES DA SILVA, F., 1999, "Event-Related Potentials: Methodology and Quantification". In: Niedermeyer, E., Lopes da Silva, F.H. (eds), *Electroencephalography - Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*, 4 ed., chapter 52, Baltimore, USA, Williams &Wilkins.
- MAKI, B. E., MCILROY, W. E., 1996, "Postural control in the older adult", *Gait and Balance Disorder*, v. 12, pp. 635.
- MASANI K., POPOVIC, M. R., NAKAZAWA, K., KOUSAKI, M., NOZAKI, D., 2003, "Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor actives during quiet stance", *Journal of Neurophysiology*, v. 90, pp. 3774-3782.
- MERGER, T., SCHWEIGART, G., MAURER, C., BLÜMLE, A., 2005, "Human postural responses to motion of real and virtual visual environments under different support base conditions", *Experimental Brain Research*, v. 167, pp. 535-556.
- MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L., FELIX, L. B., 2002, "Improving the detection of evoked responses to periodic stimulation by using multiple coherence-application to EEG during photic stimulation", *Medical Engineering & Physics*, v. 24, pp. 245-252.
- MISULIS, K. E., 1994, "General Description of Evoked Potentials", .In: *Spehlmann's Evoked Potential Primer: Visual, Auditory and Somatosensory Evoked Potentials in Clinical Diagnosis*, 2 ed., chapter 1, Boston, USA, Butterworth-Heinemann.
- MOCHIZUKI, L., DUARTE, M. AMADIO, A. C., ZATSIORSKY, V. M., LATASH, M. L., 2006, "Changes in Postural Sway and Its Fractions in Conditions of Postural Instability", *Journal of Applied Biomechanics*, v. 22, pp. 51-60.
- NASHNER, L. M., 1981, "Analysis of stance posture in humans". In: Towe, A.L., Luschei, E.S. (eds.), *Motor coordination*, 1 ed, chapter 12, pp. 527-565, New York.
- NIEDERMEYER, E., 1999, "The normal EEG of the waking adult". In: Niedermeyer, E., Lopes da Silva, F.H. (eds), *Electroencephalography - Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*, 4 ed., chapter 9, Baltimore, USA, Williams &Wilkins.



- OLIVEIRA, L. F., SIMPSON, D. M., NADAL, J., 1996, "Calculation of area stabilometric signals using principal component analysis", *Physiological Measurement*, v. 17, n. 4, pp. 305-12.
- PARDEY, J., ROBERTS, S., TARASSENKO, L., 1996, "A review of parametric modeling techniques for EEG analysis", *Medical Engineering & Physics*, v. 18, n. 1, pp. 2-11.
- PATLA, A. E., 1997, "Understanding the roles of vision in the control of human locomotion", *Gait & Posture*, v 5, pp. 54-69.
- PAULUS, W. M., STRAUBE, A., KRAFCZYK, S. and BRANDT, T., 1989, "Differential effects of retinal target displacement, changing size and changing disparity in the control of anterior/posterior and lateral body sway", *Experimental Brain Research*, v. 78, pp. 243-252.
- PERCIO C. D., BABILONI C., MARZANO N., IACOBONI M., INFARINATO F., VECCHIO F., LIZIO R., ASCHIERI P., FIORE A., TORÀNI G., GALLAMINI M., BARATTO M., EUSEBI F., 2009, "Neural efficiency of athletes' brain for upright standing: A high-resolution EEG study", *Brain Research Bulletin*, v. 79, pp. 193-200.
- PERCIO C. D., BRANCUCCI A., BERGAMI F., MARZANO N., FIORE A., CIOLO E. D., ASCHIERI P., LINO A., VECCHIO F., IACOBONI M., GALLAMINI M., BABILONI C., EUSEBI F., 2007, "Cortical alpha rhythms are correlated with body sway during quiet open-eyes standing in athletes: A high-resolution EEG study", *NeuroImage*, v. 36, pp. 822-829.
- PERRIN, P., SCHNEIDER, D., DEVITERNE, D., PERROT, C. and CONSTANTINESCU, L., 1998, "Training improves the adaptation to changing visual conditions in maintaining human posture control in a test of sinusoidal oscillation of the support", *Neuroscience Letters*, v. 245, pp. 155-158.
- PETERKA, R. J. and BENOLKEN, M. S., 1995, "Role of somatosensory and vestibular cues in attenuating visually induced human postural sway", *Experimental Brain Research*, v. 105, pp. 101-110.
- PERTERKA, R. J., 2007, "Identification of human postural control mechanism using a model-based interpretation of experimental results", *Motor Control*, v. 11, Supp., pp. S5.

- PFURTSCHELLER, G., LOPES DA SILVA, F. H., 1999, "Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles", *Clinical Neurophysiology*, v. 110, pp. 1842-1857.
- PRIETO, E. T, MYKLEBUST, J. B., MYKLEBUST, M. M., 1992, "Postural steadiness and ankle joint compliance in the elderly", *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, v. 11, pp. 25-7.
- RAYMAKERS, J. A., SAMSON, M. M., VERHAAR, H. J. J., 2005, "The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s)", *Gait & Posture*, v. 21, pp. 48-58.
- RISTANOVIC, D., MARTINOVIC, Z. J., JOVANOVIC, V., 1999, "Topography of visual EEG reactivity in school-age children", *Brain and Development*, v. 21, pp. 236-243.
- ROUGIER, P., 2003, "The influence of having the eyelids open or closed on undisturbed postural control", *Neuroscience Research*, v. 47, n. 1, pp. 73-83.
- SAUNDERS, M. G., 1979, "Artifacts: Activity of Noncerebral Origin in the EEG ". In: KLAS, D.W., DALY, D.D. (eds), *Current Practice of Clinical Electroencephalography*, 3 ed., chapter 4, New York, USA, Raven Press.
- SCHMID, M., CONFORTO, S., CAMOMILLA, V., CAPPOZZO, A. and D'ALESSIO, T., 2002, "The sensitivity of posturographic parameters to acquisition settings", *Medical Engineering & Physics*, v. 24, pp. 623-631.
- SCHÖNER, G., 1991, "Dynamic theory of action-perception patterns: the moving room paradigm", *Biological Cybernetics*, v. 64, pp. 455-462.
- SCHUMANN, T., REDFERN, M. S., FURMAN, J. M., EL-JAROUDI, A. and CHAPARRO, L. F., 1995, "Time-frequency analysis of postural sway", *Journal of Biomechanics*, v. 28, n°5, pp. 603-607.
- SCHÜRMAN, M., BASAR, E., 2001, "Functional aspects of alpha oscillations in the EEG", *International Journal of Psychophysiology*, v. 39, pp. 151-158.
- SHIAVI, R., 1999, *Introduction to applied statistical signal analysis*, London, Academic Press.
- SHILS, J. L., LITT, M., SKOLNICK, B. E. and STECKER, M. M., 1996, "Bispectral analysis of visual interaction in humans", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 98, pp. 113-125.

- SHUMWAY, R. H., 1988, *Applied Statistical Time Series Analysis*, New Jersey, Prentice Hall.
- SIMONEAU, G. G., ULBRECHT, J. S., DERR, J. A. and CAVANAGH, P. R., 1995, “Role of somatosensory input in the control of human posture”, *Gait & Posture*, v 3, pp. 115-122.
- SLOBOUNOV, S., HALLET, M., STANHOPE, S. and SHIBASAKI, H., 2005, “Role of cerebral cortex in human postural control: an EEG study”, *Clinical Neurophysiology*, v. 116, pp. 315-323.
- SLOBOUNOV, S., TUTWILER, R., SLOBOUNOVA, E., REARICKM, R. W., 2000, “Human oscillatory brain activity within gamma band (30–50 Hz) induced by visual recognition of non-stable postures”, *Cognitive Brain Research*, v. 9, pp. 177–92.
- SOKOL, S., JONES, K. and NADLER, D., 1983, “Comparison of the spatial response properties of the human retina and cortex as measured by simultaneously recorded pattern ERGs and VEPs”, *Vision Research*, v. 23, n 7, pp. 723-727.
- STECKLOW, M. V., 2006, *Imagética motora em tarefas complexas: Análise da banda alfa do eletroencefalograma*, Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- STOFFREGEN, T. A., PAGULAYAN, R. J., BARDY, B. G., HETTINGER, L. J., 2000, “Modulating postural control to facilitate visual performance”, *Human Movement Science*, v. 19, n. 2, pp. 203-220.
- STREEPEY, J. W., KENYON, R. V., KESHNER, E. A., 2007, “Field of view and base of support width influence postural responses to visual stimuli during quiet stance”, *Gait & Posture*, v. 25, pp. 49-55.
- TAKAGI, A., FUJIMURA, E., and SUEHIRO, S., 1985, “A new method of statokinesiogram area measurement. Application of a statistically calculated ellipse”. In: Igarashi, M., Black, F.O. (eds.), *Vestibular and visual control of posture and locomotor equilibrium*, 2 ed, chapter 22, pp 74-79, Basel, Karger.
- TARANTOLA, J., NARDONE, A., TACCHINI, E., SCHIEPPATI, M., 1997, “Human stance stability improves with the repetition of task: effect of foot position and visual condition”, *Neuroscience letters*, v. 228, n. 2, pp. 75-78.

- TIERRA-CRIOLLO, C. J., 2001, *Monitorização objetiva da resposta à estimulação somato-sensitiva utilizando parâmetros espectrais*, Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- TIERRA-CRIOLLO, C. J., SIMPSON, D. M., INFANTOSI, A. F. C., 1998, “Detección Objetiva de Respuestas Evocadas en el EEG con la Prueba Espectral F Ponderada”. In: *Memorias del 1er Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica*, v. 1, pp. 151-154, Mazatlán, Nov.
- TJERNSTRÖM, F., FRANSSON, A., HAFSTRÖM, A. and MAGNUSSON, M., 2002, “Adaptation of postural control to perturbations – a process that initiates long-term motor memory”, *Gait & Posture*, v. 15, pp. 75-82.
- WANG, H., LEVI, D. M. and KLEIN, S. A., 1998, “Spatial uncertainty and sampling efficiency in amblyopic position acuity”, *Vision Research*, v. 38, pp. 1239-1251.
- WEERDT, W.DE, SPAEPEN, A., 2001, “Equilibrium”, In: Durward, B.R., Baer, G.D., Rowe, P.J., (Ed): *Functional Human Movement: Measurement and Analysis*, 2 ed, chapter 13, pp. 203-18, Edinburg: Butterworth-Heinemann.
- WOOLLACOTT, M. H., SHUMWAY-COOK, A., NASHNER, L., 1986, “Aging and postural control: changes in sensory organization and muscular coordination”, *International Journal of Aging & Human Development*, v. 23, n. 2, pp. 97-114.

## **ANEXO I**

Tabela com valores dos parâmetros elipse de oscilação, velocidade média e **índices de contribuição visual** destes ( $I_A$  e  $I_V$ ) estimados para os 33 voluntários durante exame de estabilometria nas condições OA sem estímulo virtual e OF

Voluntário	Área Elíptica			Velocidade média		
	OA (mm <sup>2</sup> )	OF (mm <sup>2</sup> )	$I_A$	OA (mm/s)	OF (mm/s)	$I_V$
#1	66,20	58,37	13,40	4,27	4,50	-5,21
#2	58,24	182,50	-68,09	3,93	7,96	-50,62
#3	473,23	424,15	11,57	7,00	8,05	-12,99
#4	192,44	216,56	-11,14	6,99	9,33	-25,04
#5	251,52	399,20	-36,99	5,54	7,09	-21,89
#6	624,38	117,94	429,40	6,21	8,95	-30,60
#7	34,23	54,35	-37,01	4,41	5,37	-17,95
#8	86,99	111,06	-21,66	5,34	8,17	-34,61
#9	29,42	57,77	-49,07	4,49	8,06	-44,22
#10	77,07	111,02	-30,57	4,48	4,79	-6,52
#11	49,21	117,59	-58,15	3,84	4,94	-22,13
#12	741,56	180,64	310,52	8,35	12,00	-30,37
#13	220,18	170,87	28,86	7,04	7,39	-4,80
#14	63,39	46,98	34,91	6,35	10,77	-41,01
#15	138,68	72,65	90,89	3,94	3,88	1,45
#16	35,92	15,66	129,38	3,35	2,83	18,59
#17	61,53	84,17	-26,89	5,88	8,72	-32,58
#18	794,26	174,06	356,32	7,27	7,07	2,916
#19	70,98	62,55	13,48	5,80	7,21	-19,57
#20	39,11	36,08	8,39	3,67	4,63	-20,47

Tabela com valores dos parâmetros elipse de oscilação, velocidade média e **índices de contribuição visual** destes ( $I_A$  e  $I_V$ ) estimados para os 33 voluntários durante exame de estabilometria nas condições OA sem estímulo virtual e OF. (Continuação)

Voluntário	Área Elíptica			Velocidade média		
	OA (mm <sup>2</sup> )	OF (mm <sup>2</sup> )	$I_A$	OA (mm/s)	OF (mm/s)	$I_V$
#21	27,34	35,06	-22,05	5,03	6,61	-23,94
#22	93,24	116,59	-20,03	3,86	5,14	-24,91
#23	95,84	79,88	19,97	7,41	8,68	-14,68
#24	42,98	38,34	12,10	4,18	4,94	-15,45
#25	115,01	67,45	70,50	7,11	6,81	4,37
#26	115,96	94,49	22,72	4,69	7,62	-38,46
#27	117,32	24,11	386,56	3,76	3,90	-3,59
#28	26,76	20,72	29,16	5,05	7,55	-33,11
#29	156,79	278,84	-43,77	6,26	7,84	-20,16
#30	200,70	205,20	-2,19	7,51	10,49	-28,41
#31	164,95	172,55	-4,41	6,84	8,79	-22,13
#32	106,65	142,21	-25,00	4,25	7,82	-45,67
#33	58,04	164,98	-64,82	4,34	6,19	-29,84

## **ANEXO II**



Tabela com os valores médios de deslocamento do centro de pressão (CP) e tempo de recuperação da estabilidade por estímulo dinâmico (100 estímulos) dos 29 voluntários durante exame de estabilometria com estimulação em ambiente de realidade virtual.

ESTÍMULO DINÂMICO	CENÁRIO VIRTUAL SENTIDO DO MOVIMENTO	DESLOCAMENTO DO CP (mm)	TEMPO DE RECUPERAÇÃO DA ESTABILIDADE (segundos)
#1	APROXIMAÇÃO	6,47	3,15
#2	APROXIMAÇÃO	6,22	3,74
#3	AFASTAMENTO	5,77	3,70
#4	AFASTAMENTO	7,26	2,96
#5	APROXIMAÇÃO	6,92	3,80
#6	AFASTAMENTO	6,62	3,80
#7	AFASTAMENTO	6,30	4,28
#8	AFASTAMENTO	6,18	3,14
#9	APROXIMAÇÃO	7,53	3,04
#10	APROXIMAÇÃO	6,79	4,59
#11	AFASTAMENTO	7,09	3,60
#12	AFASTAMENTO	7,06	3,88
#13	APROXIMAÇÃO	6,76	3,24
#14	APROXIMAÇÃO	7,38	3,88
#15	AFASTAMENTO	8,17	3,88
#16	AFASTAMENTO	7,81	3,23
#17	APROXIMAÇÃO	7,44	4,11
#18	APROXIMAÇÃO	6,60	4,48
#19	AFASTAMENTO	7,75	4,00
#20	AFASTAMENTO	7,02	3,75
#21	APROXIMAÇÃO	8,18	4,40

Tabela com os valores médios de deslocamento do centro de pressão (CP) e tempo de recuperação da estabilidade por estímulo dinâmico (100 estímulos) dos 29 voluntários durante exame de estabilometria com estimulação em ambiente de realidade virtual. (Continuação)

ESTÍMULO DINÂMICO	CENÁRIO VIRTUAL SENTIDO DO MOVIMENTO	DESLOCAMENTO DO CP (mm)	TEMPO DE RECUPERAÇÃO DA ESTABILIDADE (segundos)
#22	APROXIMAÇÃO	8,27	4,81
#23	APROXIMAÇÃO	6,90	3,40
#24	AFASTAMENTO	9,41	4,61
#25	AFASTAMENTO	8,93	4,11
#26	AFASTAMENTO	8,20	4,62
#27	APROXIMAÇÃO	6,43	4,18
#28	APROXIMAÇÃO	6,41	5,42
#29	AFASTAMENTO	8,13	4,07
#30	APROXIMAÇÃO	7,47	4,23
#31	AFASTAMENTO	7,89	4,75
#32	AFASTAMENTO	10,39	5,50
#33	AFASTAMENTO	7,938	4,87
#34	APROXIMAÇÃO	9,83	5,36
#35	APROXIMAÇÃO	8,47	4,83
#36	AFASTAMENTO	8,24	5,62
#37	AFASTAMENTO	9,64	4,45
#38	APROXIMAÇÃO	8,21	5,48
#39	APROXIMAÇÃO	9,45	4,88
#40	AFASTAMENTO	9,34	5,43
#41	APROXIMAÇÃO	9,41	4,33

Tabela com os valores médios de deslocamento do centro de pressão (CP) e tempo de recuperação da estabilidade por estímulo dinâmico (100 estímulos) dos 29 voluntários durante exame de estabilometria com estimulação em ambiente de realidade virtual. (Continuação)

ESTÍMULO DINÂMICO	CENÁRIO VIRTUAL SENTIDO DO MOVIMENTO	DESLOCAMENTO DO CP (mm)	TEMPO DE RECUPERAÇÃO DA ESTABILIDADE (segundos)
#42	APROXIMAÇÃO	8,41	6,03
#43	APROXIMAÇÃO	11,05	6,20
#44	APROXIMAÇÃO	9,99	6,20
#45	AFASTAMENTO	11,01	5,85
#46	AFASTAMENTO	9,55	5,83
#47	AFASTAMENTO	9,35	6,21
#48	APROXIMAÇÃO	9,92	5,82
#49	APROXIMAÇÃO	11,23	5,62
#50	APROXIMAÇÃO	10,30	6,32
#51	APROXIMAÇÃO	10,26	5,69
#52	AFASTAMENTO	12,69	5,33
#53	AFASTAMENTO	9,57	6,47
#54	APROXIMAÇÃO	12,85	5,33
#55	APROXIMAÇÃO	13,87	5,81
#56	AFASTAMENTO	10,67	5,65
#57	AFASTAMENTO	12,72	5,14
#58	AFASTAMENTO	10,57	6,25
#59	APROXIMAÇÃO	10,63	4,81
#60	AFASTAMENTO	11,24	5,28
#61	APROXIMAÇÃO	9,84	5,36

Tabela com os valores médios de deslocamento do centro de pressão (CP) e tempo de recuperação da estabilidade por estímulo dinâmico (100 estímulos) dos 29 voluntários durante exame de estabilometria com estimulação em ambiente de realidade virtual. (Continuação)

ESTÍMULO DINÂMICO	CENÁRIO VIRTUAL SENTIDO DO MOVIMENTO	DESLOCAMENTO DO CP (mm)	TEMPO DE RECUPERAÇÃO DA ESTABILIDADE (segundos)
#62	APROXIMAÇÃO	10,52	5,55
#63	AFASTAMENTO	13,97	5,86
#64	AFASTAMENTO	11,65	5,71
#65	APROXIMAÇÃO	12,07	6,52
#66	APROXIMAÇÃO	12,33	6,73
#67	AFASTAMENTO	9,82	5,37
#68	AFASTAMENTO	11,18	6,40
#69	APROXIMAÇÃO	12,42	5,88
#70	APROXIMAÇÃO	12,28	6,72
#71	AFASTAMENTO	14,32	7,19
#72	AFASTAMENTO	8,97	5,96
#73	APROXIMAÇÃO	13,02	7,37
#74	AFASTAMENTO	13,89	5,88
#75	APROXIMAÇÃO	9,66	6,15
#76	AFASTAMENTO	10,47	6,57
#77	APROXIMAÇÃO	15,48	6,00
#78	APROXIMAÇÃO	14,18	7,45
#79	AFASTAMENTO	14,54	6,40
#80	AFASTAMENTO	16,44	6,86
#81	AFASTAMENTO	12,37	6,16

Tabela com os valores médios de deslocamento do centro de pressão (CP) e tempo de recuperação da estabilidade por estímulo dinâmico (100 estímulos) dos 29 voluntários durante exame de estabilometria com estimulação em ambiente de realidade virtual. (Continuação)

ESTÍMULO DINÂMICO	CENÁRIO VIRTUAL SENTIDO DO MOVIMENTO	DESLOCAMENTO DO CP (mm)	TEMPO DE RECUPERAÇÃO DA ESTABILIDADE (segundos)
#82	AFASTAMENTO	11,61	7,00
#83	APROXIMAÇÃO	15,60	7,76
#84	APROXIMAÇÃO	14,44	7,56
#85	AFASTAMENTO	11,69	7,95
#86	AFASTAMENTO	13,18	7,66
#87	AFASTAMENTO	11,96	7,00
#88	APROXIMAÇÃO	11,80	6,50
#89	APROXIMAÇÃO	13,06	6,72
#90	APROXIMAÇÃO	12,93	6,78
#91	APROXIMAÇÃO	13,92	7,03
#92	AFASTAMENTO	12,19	6,92
#93	APROXIMAÇÃO	12,29	7,25
#94	APROXIMAÇÃO	12,39	6,67
#95	APROXIMAÇÃO	8,49	7,68
#96	AFASTAMENTO	12,61	7,25
#97	AFASTAMENTO	10,99	7,73
#98	AFASTAMENTO	11,21	7,61
#99	APROXIMAÇÃO	10,34	7,44
#100	AFASTAMENTO	9,69	7,42