

ANÁLISE DE SINAIS ESTABILOMÉTRICOS EM TESTES COM ESTÍMULOS
SONOROS

Míriam Raquel Meira Mainenti

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

Aprovada por:

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

Profa. Lílíam Fernandes de Oliveira, D.Sc.

Prof. Márcio Nogueira de Souza, D.Sc.

Prof. Marco Antônio de Melo Tavares de Lima, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

AGOSTO DE 2005

MAINENTI, MÍRIAM RAQUEL MEIRA

Análise de Sinais Estabilométricos em
Testes com Estímulos Sonoros [Rio de
Janeiro] 2005

VI, 72 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ,
M.Sc., Engenharia Biomédica, 2005)

Dissertação – Universidade Federal do
Rio de Janeiro, COPPE

1. Controle Postural; 2. Estabilometria;
3. Reflexos Vestibulares

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

Agradecimentos

O primeiro agradecimento é a Deus, por ter me acompanhado por toda a minha vida e, em especial, durante o período do Curso de Mestrado em Engenharia Biomédica, na COPPE, me apresentando o que é realmente essencial para o êxito como ser humano.

Aos meus pais (Jorge Mainenti e Maria Mainenti), meu irmão (Marcos Mainenti) e meu namorado (Pablo Motta), que me apoiaram desde as primeiras disciplinas até a conclusão da dissertação. Sem eles esse momento não seria possível.

Aos meus amigos de turma, com os quais aprendi e compartilhei horas de dificuldade, também agradeço pelos diversos momentos de crescimento que me proporcionaram. Aos demais amigos também é preciso agradecer, por entender determinadas ausências e preocupações relacionadas ao curso. Todos contribuíram para que eu mantivesse sempre a tranquilidade e empenho necessários.

Aos meus orientadores Jurandir Nadal e Líliam Fernandes de Oliveira, pelos conselhos, aprendizados e disponibilidade. Gostaria de guardar comigo todos os momentos de correção de projeto, tese, conversas, que me fizeram crescer pessoal e profissionalmente.

Ao colaborador Dr. Marco Antônio de Melo Tavares de Lima, Professor da Faculdade de Medicina da UFRJ, que esteve presente em toda a etapa experimental e muito auxiliou na tomada de importantes decisões. Muito obrigada por estar sempre disponível a ajudar e ensinar!

Não poderia esquecer de agradecer a todo o corpo de funcionários e alunos do Laboratório de Biomecânica, em especial aos Professores Luís Aureliano Imbiriba e Marco Antonio Garcia Cavalcanti e ao Funcionário José Magalhães, pela constante disponibilidade para discutir assuntos da tese, auxiliar na preparação dos experimentos e captar voluntários. Vocês foram grandes amigos!

Para finalizar essa sessão, gostaria de agradecer aos 80 voluntários que participaram dos experimentos, alguns desconhecidos, outros amigos de longa data. Que cada um de vocês também encontre pessoas em suas vidas que queiram simplesmente ajudar, sem esperar coisas grandiosas em troca!

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

ANÁLISE DE SINAIS ESTABILOMÉTRICOS EM TESTES COM ESTÍMULOS SONOROS

Míriam Raquel Meira Mainenti

Julho/2005

Orientador: Jurandir Nadal

Programa: Engenharia Biomedica

O controle postural é mediado pela integração entre informações provenientes dos sistemas visual, somatossensorial e vestibular e órgãos efetores (moto-neurônios e músculos). A identificação de sinais que sofrem influência dos dois primeiros sistemas citados já está bem documentada na literatura. Pela dificuldade de uma estimulação específica e independente do sistema vestibular, pouco se encontra a respeito da relação entre sinais estabíloométricos (mensuração objetiva da estabilidade) e estimulações vestibulares. O presente trabalho buscou se aprofundar nesse aspecto, propondo promover estimulações nos receptores vestibulares através de sons de alta intensidade, baseando-se em estudos de potencial miogênico evocado vestibular. Setenta voluntários se submeteram a variadas condições de estimulação sonora (tons puros, cliques e *bursts*) enquanto permaneciam de pé numa plataforma de força. Uma análise de variância foi aplicada aos valores obtidos para cada variável. Os resultados confirmam a influência da privação visual na variável velocidade média do centro de pressão (*velmed*), tanto para deslocamentos laterais, quanto para ântero-posteriores. Nenhuma diferença estatística foi encontrada ao serem comparadas condições sem e com apresentação sonora, para qualquer tipo de som, numa mesma condição visual. Apenas tendências (não significativas) da variável deslocamento lateral médio foram observadas. Esse resultado motiva futuros experimentos utilizando maiores intensidades e registros de eletromiografia dos músculos posturais (verificando uma possível resposta após a estimulação sonora), bem como outras formas de estímulo que atinjam os receptores vestibulares (direta ou indiretamente), buscando a identificação de alterações específicas no sinal estabíloométrico.

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

STABILOMETRIC SIGNAL ANALYSIS IN TESTS WITH SOUND STIMULI

Míriam Raquel Meira Mainenti

July/2005

Advisor: Jurandir Nadal

Department: Biomedical Engineering

Posture control is mediated by the integration between the environment information (coming from the visual, somatosensitive and vestibular systems) and the efferent organs (motoneurons and muscles). The identification of balance signals that are influenced by the first two cited systems is already documented in the literature. Few studies are focused in the relationship between stabilometric signals (objective measure of stability) and vestibular stimulation, due the difficulty to achieve a specific and independent stimulation of this system. The present study sought to examine this aspect, proposing high intensity sounds as a way to perturb the vestibular system, based on vestibular evoked myogenic potentials. Seventy volunteers were submitted to a variety of sound stimulation conditions (pure tones, clicks and bursts) while they stayed in upright position on a force platform. Values obtained in each variable were treated by an analysis of variance. Results confirmed the influence of visual system in the mean velocity of center of pressure (velmed), in both lateral and anterior-posterior displacements. No statistic difference was found when conditions with and without sound stimulation were compared at the same visual condition with any kind of sound. Only the variable mean lateral displacement showed tendencies through visual graphic observations (no significant). This result encourage future experiments setting louder intensities and electromyography of posture muscles (verifying a possible answer after a sound stimulation), as well as other sources of stimulus that could achieve vestibular receptors (direct or indirectly), searching the identification of specific modifications in the stabilometric signal.

Índice

Capítulo	Página
I. Introdução	01
I.1. Objetivos	03
II. Revisão de Literatura	04
II.1. Sistema Visual	04
II.2. Sistema Somatossensorial	05
II.3. Sistema Vestibular	06
II.4. Sistema Auditivo	10
II.5. Mecanismo de Transdução Sensitiva na Orelha Interna (Cóclea e Órgãos Vestibulares).	13
II.6. Relação entre os Sistemas Vestibular e Auditivo	15
II.7. Estabilometria	20
III. Materiais e Métodos	23
IV. Resultados	30
V. Discussão	47
VI. Conclusão e Trabalhos Futuros	58
Referências Bibliográficas	59
Apêndices	67
A. Ficha de Anamnese (Experimento 1)	67
B. Ficha de Anamnese (Experimento 2)	68
C. Folha de Consentimento (Experimento 1)	69
D. Folha de Consentimento (Experimento 2)	70
E. Seqüências de Teste do Experimento 1	71
F. Seqüências de Teste do Experimento 2	72

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

O equilíbrio postural ortostático é uma capacidade importante do ser humano, representando um fator relevante de seu desenvolvimento como espécie dominante. O controle do equilíbrio envolve a integração de diferentes sistemas sensoriais, levando informações ao Sistema Nervoso Central (SNC) de como o corpo está posicionado em relação ao meio ambiente. Os sistemas visual, somatosensorial e vestibular são responsáveis por suprir o SNC das informações sobre o ambiente e sobre o posicionamento relativo do corpo, as quais provêm de exoentradas (informações externas, como a que distância se encontra determinado objeto) e endoentradas (informações internas, como tensão muscular).

A técnica objetiva utilizada para avaliar a estabilidade corporal é a estabilometria, a qual permite a medida de valores sucessivos do centro de pressão exercida pelos pés na plataforma. O centro de pressão (CP), como o próprio nome revela, é a média ponderada das cargas transferidas pelos pés do examinado sobre a plataforma de força, e corresponde à projeção do centro de gravidade no equilíbrio postural ortostático. A movimentação do corpo causa variação na distribuição do peso nos pontos de suporte na plataforma, permitindo que as oscilações corporais sejam identificadas.

Vários estudos têm possibilitado relacionar alterações das informações visuais com as oscilações do CP (Gandra *et al*, 2003; Vuillerme *et al*, 2001; Schieppati *et al*, 1999; Nardone *et al*, 1998 e 1997; Tarantola *et al*, 1997; Le Clair e Riach, 1996). A variável estabilométrica Velocidade Média do deslocamento do CP mostrou-se particularmente sensível à modificação na condição visual (olhos abertos-olhos fechados) (Gandra *et al*, 2003). Outras variáveis também afetadas incluem a área de oscilação e o deslocamento total do CP ou percurso da oscilação (Nardone *et al*, 1998; Le Clair e Riach, 1996).

Outros estudos buscaram identificar como alterações nas informações somatosensoriais interferiam na manutenção do equilíbrio (Mello *et al*, 2003; Madeleine *et al*, 1998; Nardone *et al*, 1998 e 1997). Observou-se, por exemplo, que a fadiga

muscular causada por exercício intenso também interfere na magnitude das oscilações corporais (Mello *et al*, 2003; Nardone *et al*, 1997).

Investigar o que ocorre com o CP após estimulações vestibulares é uma tarefa mais complexa porque a estimulação de um receptor vestibular se faz mais internamente e menos especificamente do que a dos demais receptores. Com isto, diferentes manobras aplicáveis para se desencadear um potencial nos receptores vestibulares promovem interferências indesejáveis em outros receptores que também emitem informações para o controle do equilíbrio. Por exemplo, ao se realizar a rotação do pescoço, os canais semicirculares do labirinto são estimulados, mas os receptores musculares, articulares e visuais também o são. Assim, não se consegue relacionar uma resposta obtida após esse tipo de estimulação a apenas um dos sistemas.

Alguns estudos já mostraram modificações posturais em condições de estimulação vestibular através de corrente galvânica aplicada aos processos mastóideos (Marsden *et al*, 2002; Scinicariello *et al*, 2001, Cauquil *et al*, 2000; Cauquil *et al*, 1997).

Outras pesquisas apresentaram o comportamento dos sinais estabilométricos após estimulações auditivas. Easton *et al* (1998), Sakellari e Soames (1996), Soames e Raper (1992), Raper e Soames (1991) submeteram indivíduos a exames de estabilidade sob diversas formas de campos auditivos gerados através de auto-falantes. As análises revelaram um aumento nas oscilações corporais nas condições de estímulo, tendo alguns estudos identificado, inclusive, a prevalência de movimentação na direção da fonte sonora (Raper e Soames, 1991). Entretanto, não parece haver consenso, nem certeza, entre os autores a respeito do mecanismo de ativação dessa resposta.

Este trabalho traz a proposta da estimulação sonora como possível ativadora do sistema vestibular, testando uma nova forma de acionamento desse sistema. A tentativa de se estimular os receptores vestibulares através do som e verificar o que ocorre com as oscilações corporais nesse trabalho surgiu a partir da idéia de pesquisadores de potencial miogênico evocado vestibular, no qual se obtém respostas elétricas nos músculos do pescoço após inúmeros estímulos sonoros (ativação muscular através do reflexo vestibulo-cólico). Essa técnica será explicada com detalhes posteriormente.

Com essas dificuldades, a literatura especializada possui uma lacuna na abordagem da contribuição específica do sistema vestibular. O presente estudo traz os resultados dos reajustes posturais após quatro tipos diferentes de estimulação sonora (tom puro 500 Hz, tom puro 4000 Hz, clique e *burst* 500 Hz). Estudar mais profundamente as relações entre os estímulos auditivos e as reações vestibulares através

das medidas estabilométricas, com técnicas de processamento de sinais, pode representar, então, uma alternativa para melhor entender a influência das estimulações vestibulares no equilíbrio postural.

I.1. Objetivos

O objetivo geral do presente estudo é investigar e quantificar as modificações no sinal estabilométrico após uma estimulação auditiva unilateral em adultos saudáveis.

Os objetivos específicos são: compreender melhor a relação entre os sistemas auditivo e vestibular; detectar que variáveis estabilométricas são mais sensíveis às estimulações vestibulares e verificar o comportamento do sinal no domínio do tempo e da frequência após as estimulações sonoras – todos eles considerando indivíduos sem comprometimento auditivo.

CAPÍTULO II

REVISÃO DE LITERATURA

Para a manutenção do equilíbrio, o indivíduo integra informações oriundas dos sistemas visual (incluindo o sistema oculomotor), somatosensorial e vestibular para promover os reajustes posturais através do envolvimento do cerebelo, do tronco encefálico e do córtex.

II.1. Sistema Visual.

A retina humana contém dois tipos de fotorreceptores: os cones e os bastonetes.

Os cones são responsáveis pela visão diurna (possuem baixa sensibilidade em ambientes escuros) e possuem melhor resolução espacial por dois motivos: primeiro, não há convergência de vias nervosas aferentes, “cada célula bipolar (que transmitirá os potenciais ao nervo óptico) recebe informações de um único cone” (Kandel *et al*, 2000); segundo, porque esses receptores estão concentrados na fóvea, local onde a imagem visual é menos distorcida.

Os bastonetes são especializados na visão noturna: têm alta sensibilidade à luz em ambientes escuros, pois possuem um sistema mais convergente (em relação às vias nervosas ascendentes) e cada estímulo pequeno que chega a um desses receptores se soma a outros em vias superiores. Dessa forma, seu limiar de ativação é menor comparando com o dos cones: “um único fóton pode evocar resposta elétrica em um bastonete; em contraste, dezenas ou centenas de fótons devem ser absorvidos para um cone evocar uma resposta similar” (Kandel *et al*, 2000).

Esse mesmo grupo de autores descreve o caminho neural percorrido pelas informações visuais que são reconhecidas pelos fotorreceptores da retina: o estímulo luminoso é transduzido em estímulo elétrico pelos receptores, chegando até as células bipolares locais. Essas transmitirão o estímulo para o nervo óptico (iniciando pelos neurônios ganglionares da retina), chegando ao núcleo geniculado lateral do tálamo, córtex visual primário e áreas extra-estriadas de maior ordem (Kandel *et al*, 2000). Semir Zeki (apud Kandel *et al*, 2000) propõe que existem áreas especializadas no córtex para processamento de diferentes tipos de informação visual como movimento, forma e cor: “em humanos normais há evidência por uma segregação da função visual entre

áreas, com a região parietal (posterior) sendo mais relacionada com representações espaciais, e a região temporal (inferior) com reconhecimento do objeto”.

Em testes estabilométricos, comparando as condições de testes de olhos abertos e fechados, observa-se que as oscilações posturais são maiores nessa última condição (Gandra *et al*, 2003; Vuilleme *et al*, 2001; Schieppati *et al*, 1999; Nardone *et al*, 1997, Tarantola *et al*, 1997; Le Clair e Riach, 1996). Esse fato demonstra como o processamento do sistema visual é importante para a manutenção da postura. Kandel *et al* (2000) apresentam um exemplo de David VanEssen (1994) para ilustrar como grande parte do cérebro está envolvida na atividade visual: macacos (espécie macaco do velho mundo) utilizam mais de 50% do neocórtex no processamento dessas informações.

Sistema óculo-motor ou optocinético - Além das informações externas, o sistema visual possui também receptores nos músculos dos olhos, informando a direção visual. Assim, o sistema nervoso central está sempre com uma “cópia” do movimento anteriormente realizado pelas musculaturas extra-oculares, o que ajuda a promoção de contrações específicas dessa musculatura, de forma reflexa, com a finalidade de reajustar a posição dos olhos e, conseqüentemente, da cabeça e do corpo. Existe também uma grande relação entre esses reajustes com as vias vestibulares, para que, contando com um maior número de aferências, as respostas sejam mais eficazes na manutenção da postura desejada. Por exemplo, quando os canais semicirculares horizontais são estimulados na rotação da cabeça, os músculos reto lateral e reto medial se contraem para manter o foco visual, movimentando os olhos no sentido oposto ao movimento da cabeça (Kandel *et al*, 2000). A todo esse processo, deve-se acrescentar o processamento em regiões mais superiores (bulbo, córtex, cerebelo).

II.2. Sistema Somatosensorial.

Este sistema conta com os proprioceptores, como o fuso muscular e o Órgão Tendinoso de Golgi (OTG), os receptores articulares e os receptores cutâneos.

O fuso muscular é sensível a um estiramento muscular. Ao ser estimulado, há o envio, por via reflexa, de um estímulo de contração para o mesmo músculo. O fuso localiza-se internamente ao músculo, relacionando-se o número de fibras fusais em função de quão refinado é o movimento daquele músculo. Músculos da mão e da face, por exemplo, possuem fusos com maior número de fibras intrafusais do que grandes grupamentos musculares. Os músculos do pescoço são os que possuem a maior

concentração desses fusos (Berne e Levy, 1992), detectando de forma mais fina os movimentos da cabeça para reajuste da postura.

O OTG é sensível à tensão, e se encontra nas extremidades dos músculos, também atuando através de uma via reflexa. Com o estímulo de uma grande tensão, envia uma informação para a musculatura antagonista para que esta se contraia, reequilibrando o sistema.

Os receptores articulares, que se situam tanto na cápsula articular quanto nos ligamentos, informam ao SNC as posições das articulações e auxiliam a representação do esquema corporal nos centros superiores.

Os receptores cutâneos são sensíveis a estímulos de pressão, tato e dor, e se distribuem por toda superfície corporal. Os mais importantes para a manutenção da postura ortostática são os receptores cutâneos da sola dos pés. Devido a essa importância, Zhang *et al* (1991), Rys e Konz (1994), Madeleine *et al* (1998), Hansen *et al* (1998) e Cham e Redfern (2001) investigaram os efeitos da interface entre pés e superfície da plataforma de força, encontrando, por exemplo, um aumento da percepção de desconforto em superfícies mais duras, rígidas (Cham e Redfern, 2001).

II.3. Sistema Vestibular.

O labirinto (Figura 1) é um órgão que se situa no osso temporal, formado pela cóclea, pelos canais semicirculares e pelo vestíbulo, que possui a função principal de regular o equilíbrio. Por isso, pode-se afirmar que este é órgão do equilíbrio por essência. É sensível a estímulos de aceleração angular da cabeça, através de estruturas sensoriais (cílios específicos) localizadas nos canais semicirculares, que percebem prioritariamente os movimentos rápidos. Esses receptores estão dispostos ortogonalmente entre si, representando, aproximadamente, os três planos no espaço, sendo, portanto, receptores de aceleração angular (Guyton, 1989).

Os canais semicirculares são preenchidos por endolinfa produzida na escala média da cóclea (Berne e Levy, 1992). Essa região da cóclea se liga ao sáculo e aos canais através do *ducto reuniens* (Kandel *et al*, 2000). O espaço endolinfático de cada canal é interrompido por um diafragma gelatinoso, a **cúpula**, que se estende por toda a luz do canal na porção mais larga deste, uma dilatação chamada **ampula**. A cúpula é fixa na luz do canal em um dos lados, mas no lado oposto se liga fracamente a feixes de cílios de células ciliadas (Kandel *et al*, 2000).

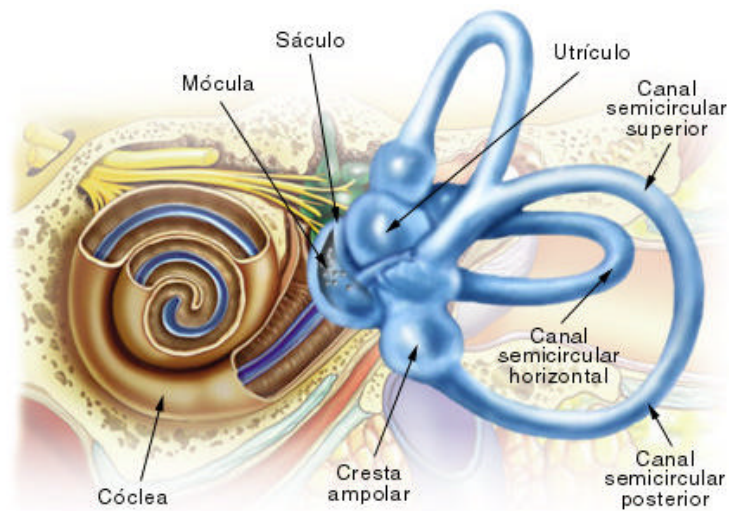


Figura 1 – Labirinto Humano: três canais semicirculares, utrículo, sáculo e cóclea. Traduções: Mócula = Mácula; Cresta Ampolar = Crista da Ampula; os demais termos são escritos da mesma forma no português. Figura retirada da página www.iladiba.com.co/upr/2000/no072000/imagenes/fig1vert.jpg em 21/05/2005.

O labirinto é também sensível a estímulos de aceleração linear, com movimentos mais lentos, os quais são percebidos por estruturas (otólitos) localizadas no utrículo e no sáculo. O utrículo possui cílios dispostos mais horizontalmente, que informam movimentos ântero-posteriores e látero-laterais. O sáculo, por sua vez, possui cílios dispostos verticalmente (Berne e Levy, 1992; Guyton, 1989; Parker, 1980) e responde a movimentos crânio-caudais e vice-versa (como a força da gravidade). Em posição ortostática, possivelmente estes sensores são os mais ativados, uma vez que se esperam oscilações mais lentas (Gagey e Weber, 2000; Tarantola *et al*, 1997). Experimentos relatados por Gagey e Weber (2000) não conseguiram atingir o limiar de ativação dos canais semicirculares em alguns testes de estabilidade estática, sugerindo que tais estruturas não interferem no controle desse tipo de postura. No entanto, os canais devem representar um papel mais relevante em movimentos rápidos como marcha, desequilíbrios, escorregões, tropeços e tombos.

Segundo Guyton (1989) e Kandel *et al* (2000), as células ciliadas são estimuladas em direção e sentido específicos, tanto para os canais quanto para utrículo e sáculo. Portanto, o Sistema Nervoso Central (SNC) recebe informações coerentes, com cada conjunto de células ciliadas informando sobre movimentos em um sentido

determinado. Com o movimento das células ciliadas, inicia-se um padrão de disparos de potencial de ação nas fibras nervosas conectadas às células ciliadas estimuladas. Na rotação da cabeça, a descarga das vias nervosas do canal semicircular horizontal ipsilateral ao movimento aumenta, enquanto que as fibras contralaterais têm sua taxa de disparos diminuída (Kandel *et al*, 2000).

Esse estímulo é conduzido pelo nervo Vestíbulo-Coclear até os núcleos vestibulares no tronco cerebral (porção dorsal do bulbo) e o cerebelo (região cerebelo vestibular; Parker, 1980). Existem quatro grandes núcleos vestibulares em cada lado do tronco cerebral: superior, descendente (ou inferior), medial e lateral. Cada núcleo recebe aferências predominantemente de um órgão vestibular e possuem, por isso, diferentes ações controladoras (Tabela 1).

TABELA 1 – Núcleos vestibulares e suas funções

NÚCLEO	PRINCIPAL AFERÊNCIA	PRINCIPAL EFERÊNCIA	AÇÃO
Superior	Canais Semicirculares	Fascículo longitudinal medial até centros oculomotores e medula espinhal	Reflexos que controlam o olhar (inibitórios)
Medial	Canais Semicirculares	Fascículo longitudinal medial até centros oculomotores e medula espinhal	Reflexos que controlam o olhar (excitatórios)
Lateral	Canais Semicirculares e órgãos otólitos	Trato vestibulo-espinhal lateral	Reflexos posturais
Inferior (Descendente)	Órgãos otólitos	Cerebelo, Formação Reticulada, núcleos contralaterais e medula espinhal	Integração dos sinais vestibulares com sinais motores centrais

Adaptado de Kandel *et al*, 2000, p.810-812

A partir da Tabela 1, pode-se perceber que os núcleos superiores e mediais estão majoritariamente envolvidos com o controle do olhar, enquanto que os demais (laterais e inferiores), com integração dos sinais sensoriais para manutenção da postura. Informações sensoriais com o mesmo significado, mas oriundas dos receptores visuais e musculares cervical, convergem igualmente no nível dos núcleos vestibulares (Maudonnet, 1999).

No bulbo, o sistema nervoso inicia uma ação reflexa para controlar as oscilações, a partir da integração dos estímulos das diversas vias aferentes: vestibulares, visuais e somatosensoriais. Algumas fibras nervosas transmitem esse estímulo do bulbo e cerebelo até o córtex. As informações que chegam ao córtex estão “fortemente envolvidas na percepção espacial, bem como na atualização da representação interna da posição e movimento do corpo no espaço e na consolidação da memória espacial” (Guldin e Grüsser, 1998).

Segundo Kandel *et al* (2000), os neurônios vestibulares disparam tonicamente (quando não há movimento, apenas uma posição mantida constante), sinalizando o grau de inclinação da cabeça; e fasicamente (em resposta aos movimentos), se relacionando com a velocidade da movimentação da cabeça.

O estudo das sensações vestibulares é difícil porque o aparelho vestibular é apenas uma fonte de informação para um sistema multimodal de controle de equilíbrio e orientação, posto que o sistema responsável pelo controle postural também recebe estímulos visuais e dos receptores somatosensoriais (Parker, 1980). Além disso, o sistema multimodal de equilíbrio e orientação é adaptável: se o aparato vestibular está prejudicado, o sistema pode aprender a funcionar sem ele (compensando com os demais aparatos). Em condições experimentais, o mesmo pode acontecer. O sistema visual e o somatosensorial também podem estar prejudicados e serem compensados; entretanto, nessas situações, o indivíduo apresenta sinais perceptíveis para o clínico/experimentador. No sistema vestibular, não há uma resposta direta como escutar ou não um determinado estímulo sonoro, enxergar ou não um estímulo visual, perceber ou não a forma de um objeto etc. Por isso, avaliar déficits vestibulares se torna mais complexo do que déficits visuais e somatosensoriais.

Ao tentar responder as questões que envolvem o sistema vestibular, os otorrinolaringologistas fazem uso de alguns recursos, tais como: observação da marcha do paciente com olhos abertos e fechados, avaliação objetiva do nistagmo (atividade reflexa da musculatura ocular a uma estimulação vestibular) através da eletronistagmografia – ENG – após movimentação rítmica da cabeça ou movimentos numa cadeira giratória; avaliação objetiva do nistagmo após a inserção de água quente ou fria no canal auditivo (Maudonnet, 1999), e a avaliação da integridade do Potencial Mioelétrico Evocado Vestibular (VEMP, conceito melhor detalhado posteriormente) após uma estimulação sonora (tanto pela via aérea, quanto pela via óssea – som ou vibração, respectivamente) (Colebatch e Halmagyi, 1992; Colebatch *et al*, 1994;

Sheykholeslami *et al*, 2001a e 2001b; Sheykholeslami e Kaga, 2002; Sheykholeslami *et al*, 2004; Sartucci e Logi, 2002). Essas duas últimas alternativas são melhores para diagnosticar mais precisamente a lesão, pois solicitam um labirinto isoladamente do outro. A última forma parece ser a mais facilmente aplicável durante testes de estabilidade em posição ortostática sobre uma plataforma de força.

II.4. O Sistema Auditivo.

“Para o físico, o som é uma forma de energia vibratória que se propaga em meios elásticos (...) Ao fisiologista interessa a maneira pela qual o som caminha pelas vias auditivas até atingir o cérebro” (Lichtig e Carvalho, 1997). Uma onda sonora é mecânica porque necessita de um meio material para propagar-se (não o fazendo no vácuo) e sua fonte precisa ser capaz de vibrar (Lichtig e Carvalho, 1997). Essa onda é capaz de produzir perturbações no meio ao seu redor e, assim, o sistema auditivo consegue sentir e perceber os vários estímulos sonoros que chegam até a orelha.

A neurofisiologia do sistema auditivo é muito semelhante àquela do sistema vestibular. Suas células receptoras são ciliadas e geram potencial de ação através da movimentação desses cílios. A condução das informações até o córtex acontece por um mesmo nervo: o oitavo par craniano, chamado de Nervo Vestíbulo-Coclear. “Embora unidas em um tronco comum, as vias neurais (do sistema auditivo e do vestibular) têm origem, funções e conexões centrais diferentes” (Machado, 1985). A localização dos receptores também é anatomicamente próxima: tanto os receptores auditivos, situados na cóclea, quanto os receptores vestibulares, situados nos canais semicirculares, no utrículo e no sáculo, estão no labirinto, na região temporal do crânio, bilateralmente (Figura 1).

O sistema auditivo pode ser dividido em três regiões: orelha externa, média e interna. Na parte externa, localizam-se o meato acústico externo e o canal auditivo, que recebem e conduzem a vibração sonora. A membrana timpânica, com nove milímetros de diâmetro (Kandel *et al*, 2000), é o limite entre a orelha externa e a média. Na região média, o estímulo mecânico é transmitido pelos ossículos (Bigorna, Martelo e Estribo) até a orelha interna (Katz, 1999), que contém a cóclea e os órgãos vestibulares. Uma função importante da orelha média é a proteção para sons de alta intensidade através da contração reflexa dos músculos tensor do tímpano e estapédio (Kandel *et al*, 2000), principalmente em frequências menores que 450 Hz (Lichtig e Carvalho, 1997). Segundo essas autoras, intensidades acima de 70 a 90 dB Nível de Sensação (acima do

limiar auditivo) entre as frequências de 450 e 4.000 Hz geram uma rotação do estribo em torno de seu eixo longo, diminuindo a pressão transmitida para a cóclea.

Por outro lado, a cadeia ossicular também atua como amplificador em intensidades moderadas: “(...) a pressão exercida pelo estribo sobre a janela oval é 22 vezes maior do que aquela que atinge a membrana timpânica” (Lichtig e Carvalho, 1997). Esse processo é de suma importância, pois ao penetrar na orelha interna, devido à diferença entre a impedância dos fluidos cocleares (maior) e do ar contido na orelha média (menor), a onda sonora é quase totalmente refletida, implicando uma perda de transmissão de aproximadamente 30 dB (Nível de Audição - NA) (Lichtig e Carvalho, 1997).

A física explica esse comportamento através do conceito de casamento de impedância: a transmissão sonora será mais efetiva quando as impedâncias dos dois meios forem iguais, casadas (Rodrigues, 1982). No caso da orelha média, através da alavanca constituída pelos três ossículos, há um rearranjo para amplificar (intensidade sonora moderada) ou abafar (intensidade sonora elevada) a onda que chega à membrana timpânica, através de um reajuste da impedância local.

A onda sonora chega até a cóclea e, nessa estrutura, é transduzida em estímulo elétrico, através do Órgão de Corti, situado em sua escala média (Berne e Levy, 1992; Guyton, 1989). Além dessa, a cóclea possui também a escala vestibular (superior) e a timpânica (inferior) (Kandel *et al*, 2000). A escala média separa as demais escalas até uma porção denominada helicotrema, no ápice coclear. Existem duas membranas importantes na cóclea: a membrana de Reissner (entre as escalas média e vestibular) e a membrana basilar (entre as escalas média e timpânica) (Kandel *et al*, 2000).

A escala média é preenchida por endolinfa. Assim, quando há um estímulo mecânico, o líquido interno é deslocado, sem extravasamento, mas com um abaullamento desse canal (Kandel *et al*, 2000).

Quando a onda sonora chega ao Órgão de Corti, localizado na membrana basilar, há uma movimentação dos cílios das suas células (através do deslocamento do líquido). Esse órgão contém células ciliadas internas e externas. As internas são responsáveis especificamente pela transdução sonora e se localizam entre a membrana basilar e a tectorial, um pouco mais superior. Quando há um movimento dessa última membrana para cima, ocorre uma despolarização das células. Por outro lado, quando o movimento é inferior, há uma hiperpolarização (Kandel *et al*, 2000).

Uma importante característica da membrana basilar é não ser uniforme ao longo de seu comprimento, apresentando propriedades mecânicas diversas. A estimulação com um tom puro gerará um movimento complexo e particular da membrana (Kandel *et al*, 2000), havendo uma ressonância para cada região. Dessa forma, para um determinado tipo de estímulo, a membrana irá vibrar de forma diferente. A partir dessa característica da membrana, percebe-se a existência de um mapa tonotópico ao longo da cóclea: as frequências mais baixas, até 20 Hz, estimulam, principalmente, a região do ápice da cóclea, onde os feixes ciliados são mais longos, e as frequências mais altas, próximas de 20 kHz, estimulam a base da cóclea, onde os feixes são mais curtos (Kandel *et al*, 2000). A faixa de audição humana está compreendida entre a área de frequências de 20 a 20.000 Hz (Berne e Levy, 1992; Guyton, 1989; Lichtig e Carvalho, 1997).

Essa tonotopia persiste nos neurônios aferentes do nervo coclear, chegando até as regiões corticais e subcorticais. Por isso, a frequência de um determinado som é percebida através da especificidade da célula estimulada. A intensidade é graduada através da taxa de disparo de potencial nas células: a codificação da pressão sonora para o sistema nervoso está relacionada, então, a essa taxa (Kandel *et al*, 2000).

O movimento gerado pela vibração sonora estimula as fibras nervosas conectadas às células ciliadas, gerando o impulso elétrico. Para Guyton (1989), o impulso percorre o trajeto neural chegando aos gânglios espirais, nervo coclear (porção coclear do oitavo nervo craniano), bulbo, tálamo e córtex.

Kandel *et al* (2000) detalham melhor o percurso neural, ressaltando que há um complexo de núcleos cocleares no bulbo chamados de: dorsal, ântero-ventral e póstero-ventral. Na ponte tem-se outro complexo de núcleos auditivos, o olivário superior, que recebe informações bilaterais. São eles: oliva superior lateral, oliva superior medial e núcleo do corpo trapezoidal.

As fibras provenientes do complexo olivário superior ascendem, mantendo sua característica de organização tonotópica, até o núcleo do lemnisco lateral (na ponte), mas a grande maioria das vias prossegue diretamente para o colículo inferior (no mesencéfalo).

No tálamo, a estrutura que participa no processamento das informações auditivas é o núcleo geniculado medial, que também recebe aferências dos sistemas visual e somatosensorial. Kandel e colaboradores (2000) explicam que essa região pode ser dividida ainda em três sub-regiões, das quais o núcleo principal é mais envolvido na

audição, enquanto que as demais recebem projeções multimodais. É importante ressaltar que, como nas estruturas anteriores, o tálamo mantém uma organização tonotópica.

As fibras do geniculado medial terminam no córtex auditivo primário, no giro temporal superior (Área A1 ou Áreas 41 e 42 de Brodmann), mantendo o mapa tonotópico.

Todos os sinais, dos receptores da orelha até os núcleos cocleares no bulbo, são resultantes apenas de um estímulo ipsilateral. Desse estágio para áreas mais superiores, tem-se informações binaurais (vindas das duas orelhas), pois as fibras aferentes oriundas dos núcleos cocleares têm trajetos ipsi- e contra-laterais (Kandel *et al*, 2000).

Com isso, observa-se que lesões em vias nervosas de condução auditiva mais superiores comprometerão a percepção sonora de ambos os lados. Outra conclusão determinada por essa organização é que o primeiro estágio no qual há informação bilateral (complexo olivário superior) será de grande importância para a localização do som, através da diferença de tempo e de intensidade dos estímulos provenientes de cada lado. A oliva superior medial está envolvida com a localização sonora através da diferença de latência da chegada do estímulo, processo mais utilizado para baixas frequências. A oliva superior lateral é mais sensível à diferença da taxa de disparos (codificador de intensidade) em frequências mais altas (Kandel *et al*, 2000).

Para a caracterização da intensidade do som, é utilizada a pressão que a onda sonora exerce na superfície timpânica da orelha. Lazzarini (1998) afirma que “O Nível de Pressão Sonora (NPS) é a medida mais usual quando se fala da amplitude das ondas sonoras (...) e, por causa das características da audição humana, o nível de pressão também é expresso em escala logarítmica. Ela é baseada na razão entre a pressão sonora real e o limiar de audição a 1 kHz (20mPa)” (instituído de zero decibéis), e é medida em N/m^2 (Newton/ m^2) ou Pa (Pascal).

A cada unidade “x” que se acrescenta em decibéis, são acrescentados na pressão sonora cerca de $10^{x/20}$ unidades. Em consequência, mínimas diferenças podem ser discriminadas (Kandel *et al*, 2000).

II.5. Mecanismo de Transdução Sensitiva na Orelha Interna (Cóclea e Órgãos Vestibulares).

Kandel *et al* (2000) descreveram bem as características das células ciliadas e como elas são estimuladas pelas ondas sonoras (no caso do sistema auditivo) ou pelos movimentos da cabeça (no sistema vestibular). A célula ciliada é cilíndrica, embebida

por endolinfa e contém um feixe de cílios. Dentre esses cílios há um maior, chamado kinocílio. Os estereocílios (todos os que não são o kinocílio) são mais finos na base para aumentar a sensibilidade dos movimentos no seu topo.

Pedagogicamente se ensina que quando o feixe é estimulado no sentido do kinocílio, há uma despolarização, ocorrendo uma hiperpolarização no sentido contrário. Entretanto, o kinocílio não é responsável pelo disparo do estímulo, mas apenas indica o lado da estimulação: “O kinocílio não é essencial para a transdução mecano-elétrica; a transdução persiste *in vitro*, depois de sua remoção de células ciliadas vestibulares” (Kandel *et al*, 2000).

A transdução do estímulo mecânico para elétrico ocorre da seguinte forma: a estimulação mecânica promove uma diminuição da resistência oferecida pela membrana aos íons pela abertura de alguns canais. A corrente através desses canais altera o potencial de membrana, iniciando a liberação de neuro-transmissores. Em cada célula ciliada há uma organela chamada de corpo denso. A função do corpo denso pré-sináptico ainda não está tão clara, mas segundo Kandel e colaboradores (2000), parece estar envolvida com a liberação de vesículas, principalmente quando é solicitada uma alta taxa de liberação (estímulos de alta intensidade). Para esses mesmos autores, o Glutamato parece ser o neuro-transmissor principal desse processo. Quando esses alcançam o neurônio aferente da célula ciliada em questão, há a propagação de potenciais de ação que codificam as características da estimulação oferecida (Kandel *et al*, 2000).

Pode-se observar que os canais são abertos por estímulos mecânicos, o que não é muito comum nos demais receptores do organismo humano. A grande maioria responde com a variação no potencial de membrana ou com a ligação de alguma substância. A grande vantagem da transdução sem um segundo mensageiro é a rapidez com que ela ocorre. A responsividade das células ciliadas a altas frequências de estimulação necessita que canais de transdução sejam abertos bem rapidamente. Para isso ocorrer, as células ciliadas devem ser capazes de detectar ondas acústicas com resolução de microsegundos (Kandel *et al*, 2000).

Há algumas evidências sugerindo que a abertura e o fechamento dos canais são regulados por uma tensão em estruturas elásticas no feixe ciliado. Essa afirmativa pode ser verdadeira, pois é possível medir um componente de rigidez do feixe ciliado associado à transdução mecano-elétrica (Kandel *et al*, 2000). O modelo é o conjunto de dois cílios conectados por uma ligação apical no cume dos estereocílios. Com a

estimulação mecânica, a ligação apical é tensionada e abre os canais do estereocílio superior (ver Figura 2)

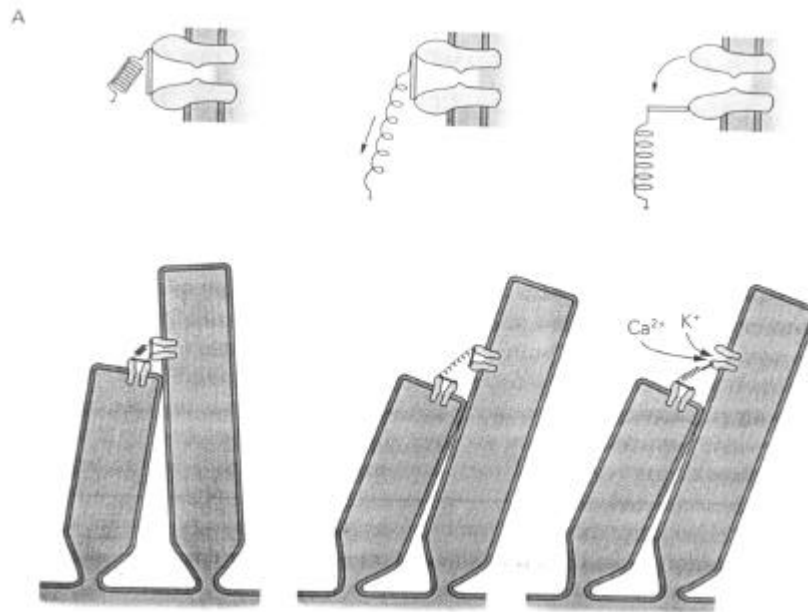


Figura 2 – Abertura dos canais iônicos na transdução mecano-elétrica das células ciliadas (extraída do livro Principles of Neuroscience de Kandel et al, 2000, p. 618).

Com esse arranjo, empurrar um feixe no sentido positivo vai alongar o componente elástico e promover abertura dos canais. Uma estimulação no sentido oposto irá encurtar esse componente elástico e proporcionar o fechamento dos canais. Assim fica mecanicamente comprovado porque estímulos oferecidos no sentido do kinocílio, o mais alto dos cílios, são propagados e codificados e aqueles oferecidos no sentido oposto não o são.

II.6. Relação entre os Sistemas Vestibular e Auditivo.

Uma questão pertinente é: havendo uma especificidade tão grande da condução vestibular e auditiva, como um estímulo auditivo poderia gerar respostas vestibulares?

Todas as informações que chegam ao SNC através dos sistemas aferentes acima citados são integradas e provocam resposta pelas vias eferentes. Tais respostas compreendem as ações voluntárias e os reflexos, que ajudam no reajuste da posição do corpo, da cabeça, dos membros, com finalidade de restaurar o equilíbrio. Um deles é o

reflexo vestibulo-cólico: os estímulos originados dos receptores vestibulares que chegam aos núcleos vestibulares medial e lateral geram respostas numa via descendente através do trato vestibulo-espinhal, que enerva musculaturas do pescoço e do resto do corpo, contraindo-as (Berne e Levy, 1992). Colebatch *et al*, 1994, lembram que esse reflexo possui a habilidade de estabilizar a posição da cabeça no espaço em resposta a deslocamentos imprevisíveis.

Baseados na teoria do reflexo vestibulo-cólico, alguns pesquisadores começaram a investigar qual seria a resposta em músculos do pescoço, dado um determinado estímulo auditivo, o que se chamou de potencial miogênico evocado vestibular (VEMP – Vestibular evoked myogenic potential). David e Colafêmina (2002) explicam que “Esses potenciais são respostas miogênicas adquiridas por promediação, ativadas por estimulação sonora, por meio de cliques de alta intensidade que ativam a mácula sacular, o nervo vestibular inferior e as vias vestibulo-espinhais descendentes, registradas por eletromiografia de superfície sobre a musculatura cervical”. A maioria dos estudos utiliza o músculo esternocleidomastoideo para a aferição do potencial evocado (McCue e Guinan, 1997; Sheykholeslami *et al*, 2000, 2001a e 2001b; Todd *et al*, 2000; Welgampola, 2003). Para Colebatch *et al* (1994), essa intensidade a que se referem David e Colafêmina (2002), deve ser em torno de 95 a 100dB (NPS) acima do limiar auditivo.

As respostas podem ser separadas em dois componentes: primários e tardios (Colebatch *et al*, 1994, Wang e Young, 2004). Os primários compreendem dois picos (Figura 3): um positivo com latência média de 13 ms (p13) e um negativo com latência média de 23 ms (n23). Os tardios ocorrem em 34 ms (negativo – n34) e 44 ms (positivo – p44).

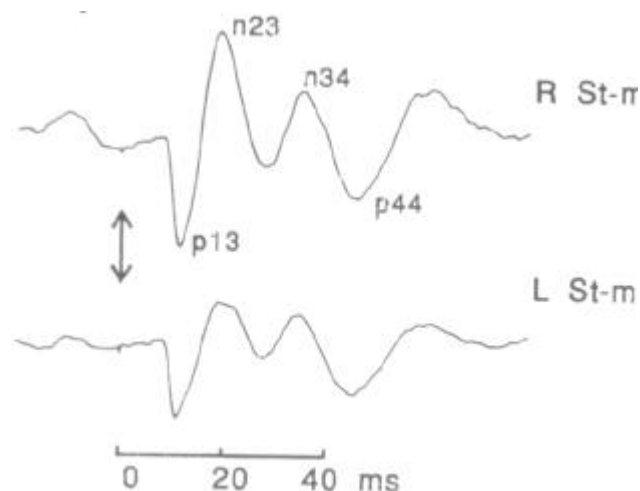


Figura 3 – Potencial miogênico evocado vestibular nos músculos esternocleidomastoideos direito (superior) e esquerdo (inferior), mostrando os picos p13, n23, n34 e p44 (Figura adaptada de Colebatch e colaboradores, 1994, p. 191).

A grande maioria dos pesquisadores que utiliza o VEMP discute os seus componentes primários, já que os tardios ainda não se mostraram consistentes (Wang e Young, 2004). Colebatch *et al* (1994) propõem que os picos p13 e n23 são de origem sacular, enquanto que p33 e n 43 são de origem coclear. Em seus experimentos, esses pesquisadores verificaram que “a resposta p13-n23 era extinta em pacientes que se submeteram a uma secção seletiva do nervo vestibular, mas era preservada em sujeitos com perda auditiva neurosensorial”. Os componentes p33-n43 não dependiam da integridade do sistema vestibular, e por isso provavelmente se originaram na cóclea.

Colebatch e Halmagyi (1992) verificaram que o reflexo mensurado pela atividade muscular no pescoço após estimulação auditiva com cliques é dependente da integridade do nervo vestibular ipsilateral ao estímulo. Esses pesquisadores utilizaram registros do VEMP antes e depois do seccionamento do nervo vestibular direito em um paciente com doença de Menière. Essa doença, segundo Kandel *et al* (2000), é caracterizada por vertigens intermitentes, presença de ruído nos ouvidos e audição distorcida. Antes da deaferentação, ao se estimular o lado direito, os picos p13 e n23 apareciam nos esternocleidomastóideos dos dois lados, com maior amplitude no músculo direito. Depois da cirurgia, esses picos estavam presentes apenas no lado esquerdo (onde não houve secção nervosa), confirmando a origem vestibular do reflexo. Sheykholeslami e Kaga (2002) realizaram um experimento em pacientes com diversas

anomalias da orelha interna envolvendo a cóclea e os canais semicirculares, e seus achados puderam indicar que para qualquer tipo de anomalia, o VEMP ainda era evocado caso o sáculo estivesse preservado.

Os autores da área concordam em afirmar que o órgão estimulado e responsável pelo reflexo que gera esse tipo de onda evocada nos músculos do pescoço após ser dado um estímulo auditivo é o sáculo (McCue e Guinan, 1997; Sheykholeslami *et al*, 2001b; Todd *et al*, 2000; Murofushi e Curthoys, 1997). “(...) teste clínico em humanos no qual respostas miogênicas no músculo esternocleidomastóideo são evocadas por cliques de alta intensidade é provavelmente um teste clínico do caminho sáculo-cólico em humanos” (Murofushi e Curthoys, 1997).

Essa hipótese pode ser suportada porque: 1) em alguns animais, esse órgão está ligado a funções do sistema auditivo (Vuilherme *et al*, 2001) (sugerindo que nos seres humanos o sáculo pode ter guardado algumas características dos componentes desse sistema); 2) há proximidade física e uma conexão anatômica do sáculo com a cóclea (Guyton, 1989 e Todd *et al*, 2000), por onde ocorre o transporte de endolinfa produzida pela cóclea até o aparato vestibular. Além desta, há também conexões entre o sáculo e o utrículo e entre o utrículo e os canais semicirculares (Guyton, 1989).

Outros experimentos se certificaram experimentalmente da participação do sáculo no VEMP. Cazals e colaboradores (1983) comprovam a sensibilidade do sáculo aos sons nos mamíferos. Em animais com o órgão de Corti totalmente destruído (provocado experimentalmente), pequenas variações na intensidade eram discriminadas por detecção de reflexos no oitavo nervo craniano em níveis similares aos animais não lesionados, sendo esse processo originado de uma recepção acústica do sáculo. Os pesquisadores utilizaram uma variedade de estímulos em diversas frequências (como por exemplo 16, 8, 4, 2 e 1 kHz), sempre com taxa de estimulação de 10 Hz.

Esses achados são confirmados por Murofushi e Curthoys (1997), que defendem a relação direta da ausência do VEMP com o comprometimento do nervo vestibular inferior ou das estruturas que dão origem a esse nervo nos mamíferos. Em seus experimentos eles puderam observar que as áreas neurais marcadas (por uma substância específica para determinar ativação neural) após a estimulação auditiva e o surgimento do VEMP se localizavam próximo ou no gânglio do nervo vestibular inferior, bem como na divisão posterior do nervo vestibular superior. Essas áreas fazem parte dos caminhos neurais das vias aferentes do sáculo, o que levou os referidos autores à

seguinte conclusão: “Esses resultados sugerem que neurônios sensitivos a cliques se originam da mácula do sáculo”.

Murofushi *et al* (1996) continuam nessa linha de pesquisa, se aprofundando nos caminhos neurais do VEMP em humanos. Eles propõem a existência de um arco de três neurônios: aferência vestibular primária (nervo vestibular), neurônio vestibulo-cólico e motoneurônios da musculatura do pescoço. Colebatch e colaboradores, 1994, concordam que a rede neural envolvida nesse reflexo não pode ser extensa pela rapidez da resposta: “A latência das respostas primárias registradas aqui (nos registros de VEMP em adultos normais) implica uma condução rápida e caminhos di-sinápticos”.

Todd *et al* (2000) mostraram que a frequência do estímulo auditivo responsável pela maior amplitude do potencial miogênico evocado vestibular no músculo esternocleidomastóide em seres humanos está entre 300 a 350 Hz, sendo esses estímulos de 10 ms seqüenciados (1 ms de fase ascendente e descendente e 8 ms de platô). Os mesmos autores afirmam que estímulos contínuos, a uma frequência entre 50 e 800 Hz e intensidade aproximada de 90 dB, geram resposta contínua no nervo do sáculo.

Pesquisadores do Japão compararam VEMPs evocados por cliques e tons curtos (*burst*), verificando que a resposta tem maior amplitude para tons de 500 Hz (Seo *et al*, 1999 apud David, 2002).

McCue e Guinan (1995) verificam, em gatos, que as frequências mais sensibilizantes variam entre 400 e 800 Hz. Além disso, eles também detectam que a intensidade está diretamente relacionada com a amplitude do sinal, alcançando valores máximos em 120 dB Nível de Pressão Sonora (NPS). Colebatch *et al*, 1994, afirmam que a estimulação vestibular por som não ocorre somente em estados patológicos (como no Fenômeno de Tullio - síndrome na qual a estimulação acústica produz sintomas e sinais de ativação vestibular (Watson *et al*, 2000) predominantemente pela presença de uma fístula coclear), mas as intensidades necessárias para excitar o aparelho vestibular normal são mais altas do que as encontrados na vida diária. Eles utilizaram em seu protocolo uma intensidade de 95 ou 100 dB (NPS) acima do limiar auditivo, uma vez que o limiar para aparecimento do VEMP foi de 75 dB (NPS), também por eles testado nesse estudo.

Wu e Murofushi (1999) estudaram o efeito da taxa de repetição do estímulo e verificaram que as taxas de 1 Hz, 5 Hz e 10 Hz eram capazes de gerar o potencial em todos os indivíduos testados, mas as amplitudes dos potenciais miogênicos geradas após

estímulos de 1 Hz e 5 Hz eram maiores do que as decorrentes de estímulos de 10 Hz, 15 Hz e 20 Hz.

Essas constatações motivam o presente estudo, em que se pretende determinar se estímulos auditivos com características iguais àqueles geradores de VEMP modificam o padrão das oscilações corporais numa plataforma de força, considerando que, em condições de teste sem nenhum estímulo, os órgãos do sistema vestibular enviam ao SNC informações sobre um determinado estado da posição da cabeça e do corpo. Em particular, pretende-se verificar se um potencial gerado no sáculo por meio de estímulos auditivos contínuos e intermitentes (tipos de estímulo sonoro: tom puro, *clique*, *burst*, que serão explicados posteriormente) pode perturbar o equilíbrio postural pelos reflexos causados nas musculaturas mantenedoras da postura ortostática, considerando que são capazes de gerar um potencial miogênico, previamente relatado, em musculatura mantenedora da posição da cabeça.

II.7. Estabilometria

A intenção de mensurar a capacidade do equilíbrio em seres humanos existe há mais de um século. Historicamente, as primeiras tentativas foram qualitativas: o examinador propunha algumas provas funcionais, além de observar os movimentos corporais na postura ortostática em algumas condições (olhos abertos, olhos fechados, unipodal, pés unidos, pés afastados, dentre outros) e, juntamente com outros sintomas, poderia diagnosticar uma patologia. Entretanto essa medida ainda era muito subjetiva e se verificou a necessidade de quantificá-la, para ter a possibilidade de observar alterações sutis no controle da postura (Gagey e Weber, 2000; Oliveira, 1993).

O termo mais correto da grandeza física estudada, apesar de não muito utilizado pelos próprios pesquisadores da área, é estabilidade. O ser humano nunca está em perfeito equilíbrio (quando o somatório das forças que atuam sobre um corpo é zero), mas sempre promovendo ações musculares para retomar posições mais eficientes e próximas ao ponto de equilíbrio. A esse intento de retornar o corpo à sua posição de equilíbrio chama-se estabilidade.

A estabilometria (a medida da estabilidade), já mencionada previamente nessa dissertação, é a técnica objetiva utilizada para medir e registrar as oscilações corporais (Duarte, 2000). Também pode ser chamada de estatocinesiografia ou posturografia computadorizada (Oliveira, 1993), e permite a “avaliação do equilíbrio através da

quantificação das oscilações ântero-posteriores e latero-laterais do corpo na plataforma de força” (Oliveira, 1996).

Para esse registro já foram utilizados alguns equipamentos distintos, mas atualmente se utiliza uma plataforma de força, que armazena dados do centro de pressão aplicado nesse instrumento. O Centro de Pressão (CP) é um ponto resultante de todas as forças que agem na superfície de suporte (Duarte, 2000), representando, com menos de 5% de erro, a projeção do Centro de Gravidade do corpo no solo (Gagey e Weber, 2000).

A movimentação do corpo causa variação na distribuição do peso nos pontos suporte na plataforma, permitindo que as oscilações corporais sejam identificadas.

Essa percepção exata do CP só é possível pela existência de células de carga nas extremidades da plataforma, usadas como transdutores de pressão em sinal elétrico, que será digitalizado. “Através de cálculo de momento de força é definida a posição do ponto resultante das forças aplicadas sobre a plataforma (CP), em relação às coordenadas x (latero-lateral) e y (ântero-posterior)” (Oliveira,1996).

Na avaliação da estabilidade, todos os parâmetros analisados são originados do CP: “A eficiência do controle motor é monitorada pela medida do centro de pressão do corpo agindo numa superfície” (Carrol e Freedman, 2002).

O deslocamento do CP pode ser visto graficamente através do estatocinesiograma e do estabilograma.

O estatocinesiograma (Figura 4) inscreve as posições sucessivas amostradas do centro de pressão, representando o seu deslocamento na superfície e apresentando os pontos no plano (x,y).

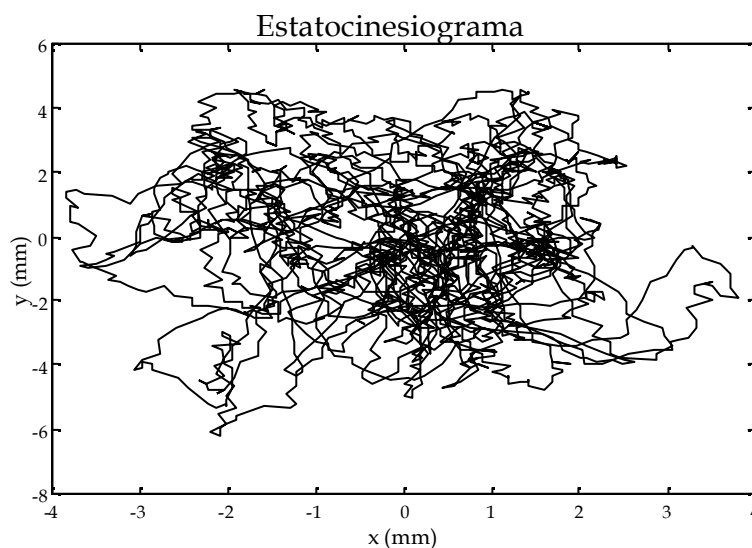


Figura 4 – Exemplo de um Estatocinesiograma, gerado através de dados de uma voluntária de um dos experimentos, para a condição olhos abertos sem estimulação.

O estabilograma é a representação isolada para cada coordenada por unidade de tempo. Portanto, existem dois gráficos para cada sinal (Figura 5): um para o eixo x (movimentos latero-laterais) e outro para o eixo y (movimentos antero-posteriores). Um exemplo de estabilograma está representado na figura 5.

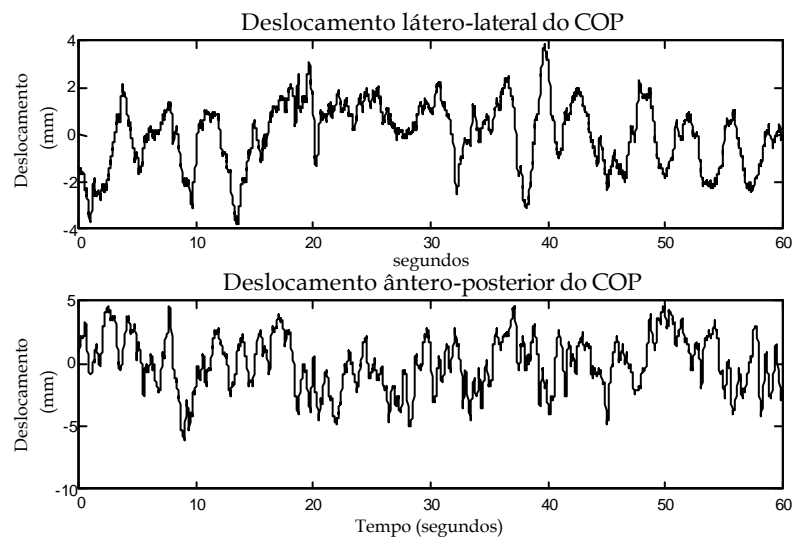


Figura 5 – Exemplo de Estabilogramas. No gráfico superior tem-se o deslocamento do CP no eixo lateral e no inferior, no eixo antero-posterior. O tempo é medido em segundos e o deslocamento em milímetros. Os Estabilogramas foram gerados através de dados de uma voluntária de um dos experimentos, para a condição olhos abertos sem estimulação.

CAPÍTULO III

MATERIAIS E MÉTODOS

Foram recrutados 36 voluntários (Tabela 2) saudáveis da Escola de Educação Física e Desportos (EEFD) da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), de ambos os sexos, para participarem do experimento no Laboratório de Biomecânica dessa unidade (Experimento 1). Outro grupo de 30 pessoas da mesma universidade (Tabela 2) participou do experimento no Serviço de Métodos Especiais (SME), Setor de Otorrinolaringologia, no 3^o andar do Hospital Universitário da UFRJ (Experimento 2). Para esse recrutamento foram colocados cartazes em diversos locais da Escola e divulgação através de correio eletrônico para alunos de pós-graduação da UFRJ.

Tabela 2 - Massa Corporal, Altura e Idade dos Voluntários

	Experimento I (n=36)	Experimento II (n=30)
Massa (kg)*	67,9 ± 15,4	64,5 ± 13,7
Altura (m)*	1,70 ± 0,10	1,67 ± 0,11
Idade (anos)*	24,0 ± 4,3	23,8 ± 4,4

* Os valores estão apresentados como média ± desvio padrão.

Antes da realização do experimento, os indivíduos preencheram uma ficha de anamnese (Apêndice A e Apêndice B), que reunia informações para que fosse possível controlar outras variáveis e excluir aqueles que apresentassem problemas ósteo-mio-articulares graves, passado otológico recente (otites, labirintite) ou algum distúrbio neurológico. Todos os voluntários também assinaram um documento expressando o seu consentimento em participar do experimento, no qual havia as devidas explicações do estudo (Apêndice C e Apêndice D).

Em seguida, foi verificado o limiar auditivo de cada ouvido com o audiômetro, em cada frequência e tipo de estímulo sonoro, para determinar a intensidade na hora do experimento. Para essa verificação, foi utilizada uma metodologia descendente: a apresentação dos sons se iniciava por estímulos de intensidade média e a experimentadora decrescia 10 dB gradativamente (re: 20 µPa). Quando o voluntário não escutava mais, uma confirmação do limiar era feita variando 5 dB ascendente ou descendente. A presença de limiar sensitivo de um dos ouvidos maior ou igual a 50 dB (re: 20 µPa) foi um critério de exclusão.

Foram utilizados os seguintes equipamentos durante o experimento:

1. Plataforma de força AccuSway Plus (AMTI), portátil, com conversor A/D interno de 12 bits e interface RS-232 para comunicação com o computador (Figura 6) (Experimento 1 e 2)



Figura 6 – Plataforma de força AMTI AccuSway Plus

2. Audiômetro para diagnóstico *Dicton*, modelo CAT – 42 (Centro Auditivo Telex), com faixa de frequência de 125 a 8.000 Hz para estimulação da via aérea, na faixa de intensidade de -10 a +110 dB, utilizando um fone de ouvido TDH-39 (Telephonics). O audiômetro é compactado numa maleta em fibra, com armação metálica, com as dimensões: 45 X 32 X 13 cm e peso de 7,0 kg (Figura 7) (Experimento 1).



Figura 7 – Audiômetro Dicton CAT-42 com o fone de ouvido TDH 39

3. Sistema para exames de potencial evocado auditivo *Amplaid* modelo mk15, alocado no SME de Otorrinolaringologia – 3^a andar do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (UFRJ), utilizando um fone de ouvido TDH-39. Nenhum potencial foi registrado, sendo utilizado apenas o gerador de sons (Figura 8) (Experimento 2).



Figura 8 – Aparelho para exames de Potencial Evocado Auditivo Amplaid mk15

4. Laptop Toshiba *Satellite* 2060CDS para armazenamento dos sinais (Experimento 1 e 2).

Protocolo Experimental:

Os voluntários permaneceram de pé na plataforma de força, com os pés afastados (10 cm) e com pequena rotação externa dos membros inferiores (30°), com os braços relaxados ao longo do corpo, olhos fixos num ponto na parede a 2 metros do voluntário (quando de olhos abertos). As bordas posteriores dos calcanhares eram posicionadas em um local padrão na plataforma para todos os sujeitos. A partir dessa posição inicial foram propostas as seguintes condições:

Experimento 1 – Para os testes com tom puro, realizados no Laboratório de Biomecânica da EEFD, UFRJ:

- 1) Permanecer na posição inicial, olhos abertos, sem o fone, sem estimulação? 30s.
- 2) Permanecer na posição inicial, olhos abertos, com o fone, sem estimulação? 30s.
- 3) Permanecer na posição inicial, olhos abertos, com o fone, estimulando o lado direito? 15s + 15s sem estímulo (recuperação da última estimulação).
- 4) O mesmo para o lado esquerdo? 15s + 15s sem estímulo.

Os voluntários foram expostos a várias condições, considerando todas as combinações que puderam ser feitas entre condição visual (olhos abertos e olhos fechados) e frequência do tom puro (0,5 e 4 kHz). A ordem de apresentação do estímulos era pseudo-aleatória (Apêndice E) para se controlar as variáveis habituação (aprendizado) e fadiga geral no mecanismo de regulação da postura, visto que o tempo total de teste era de aproximadamente 6 minutos.

Experimento 2 – Para os testes com Clique e *Burst*, realizados no SME do HUCFF, UFRJ:

- 1) Permanecer na posição inicial, olhos abertos, com o fone, sem estimulação? 30s.
- 2) Permanecer na posição inicial, olhos abertos, com o fone, estimulando o lado direito? 30s + 30s sem estímulo (recuperação da última estimulação).
- 3) O mesmo para o lado esquerdo? 30s + 30s sem estímulo.

Tempo total de teste (considerando apenas a estabilometria) – aproximadamente 11 minutos.

Os voluntários foram expostos a várias condições, considerando todas as combinações que puderam ser feitas entre condição visual (olhos abertos e olhos fechados) e tipo de estímulo sonoro (clique e *burst*) (ver Apêndice F).

O clique gerado pelo aparelho é um pulso sonoro de curta duração (100 μ s), que no domínio da frequência apresenta energia numa larga faixa de frequência (e, por isso, estimula uma grande porção da cóclea). A taxa de estimulação escolhida foi de 7 Hz, baseada na bibliografia de VEMP (para se tentar reproduzir o mesmo estímulo sonoro gerador de potenciais em musculatura de pescoço) e ajustada, de acordo com as possibilidades do aparelho, para estimulação aproximada de 30 s (200 cliques por condição experimental). O *burst* gerado pelo aparelho é um estímulo sonoro de 250 ms, com as fases ascendente e descendente durando 25 ms e um platô de 200 ms. Possui uma banda estreita de frequência (estimula uma região mais específica na cóclea), que pode ser selecionada pelo experimentador. As características escolhidas foram 500 Hz e taxa de estimulação de 7 Hz, pelas mesmas razões citadas para cliques, também somando um total de 200 disparos por condição de teste.

A intensidade foi 70 dB acima do limiar auditivo para uma determinada frequência e um determinado tipo de som. Essa intensidade também foi escolhida a partir do que se tem como base nos protocolos experimentais para geração de VEMP.

Tom puro e *Burst* eram graduados em nível de audição, enquanto que o Clique em nível de pressão sonora.

Carroll e Freedman (1992) verificaram que o sinal do centro de pressão dos pés apresenta uma grande variabilidade nos primeiros 20 s, principalmente nos dados do eixo ântero-posterior, sugerindo desconsiderá-los para uma observação do sinal sem os primeiros transientes. Por isso, na primeira condição de teste realizada pelo voluntário a aquisição se iniciava aproximadamente 20 s após a sua subida na plataforma. A mesma conduta era adotada quando se iniciavam as aquisições com olhos fechados.

Nos testes realizados no hospital universitário (Experimento 2), entre as seqüências de estimulação com clique e *burst*, havia um descanso de dois minutos em que os voluntários se sentavam numa cadeira imediatamente atrás da plataforma, de forma que a base de sustentação se mantinha a mesma.

Durante todo o tempo, os responsáveis pelo experimento estavam próximo ao voluntário, acionando o dispositivo no audiômetro que promove o estímulo sonoro e ajustando a intensidade para cada ouvido, bem como controlando a aquisição do sinal (Figuras 9 e 10). Também estavam atentos caso algum voluntário sentisse algum desconforto ou decidisse desistir do teste.

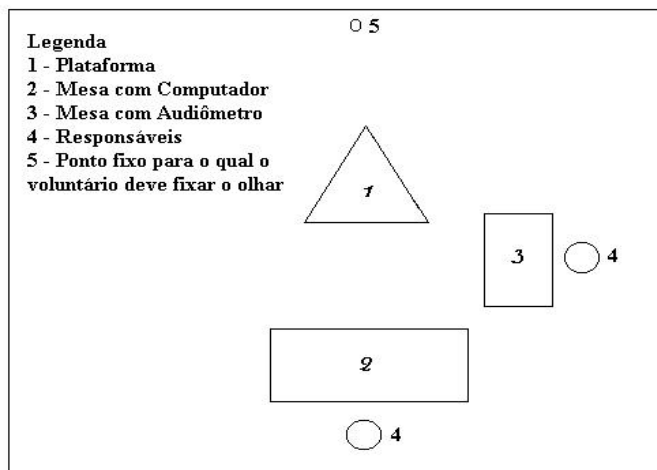


Figura 9 – Disposição dos equipamentos e responsáveis pelo experimento no momento do teste no Laboratório de Biomecânica – EEFD – UFRJ (Experimento 1).

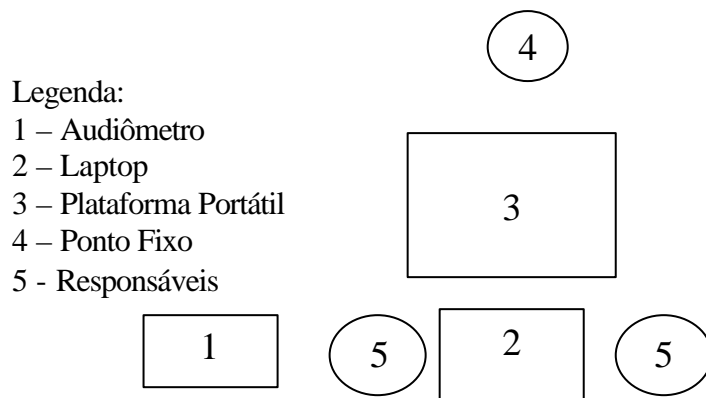


Figura 10 – Disposição dos equipamentos e responsáveis pelo experimento no momento do teste no Hospital Universitário – UFRJ (Experimento 2).

No momento do teste, foram minimizados os ruídos que pudessem desviar a atenção dos voluntários: os telefones do laboratório, os celulares e a campainha do laboratório foram desligados; cartazes na entrada do laboratório informavam aos visitantes que estava acontecendo um teste; as atividades locais que pudessem interferir no teste eram interrompidas.

Todos os testes foram realizados na presença de um médico do hospital e professor da faculdade de medicina. Caso o voluntário sentisse alguma tontura, vertigem ou qualquer outro sintoma, o teste seria instantaneamente encerrado, sendo o voluntário auxiliado pelo médico, o que não ocorreu em nenhum teste.

O protocolo experimental foi submetido ao Comitê de Ética do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (UFRJ) e aprovado com o número 018/04.

Análise dos Dados:

Dados obtidos através da plataforma de força revelaram o deslocamento do centro de pressão dos pés. Os sinais estabilométricos eram armazenados a partir do Programa *Balance Clinic*, da própria plataforma de força, e exportados posteriormente para que pudessem ser lidos pelo Programa *Matlab* versão 5.3 (The Mathworks). A frequência de amostragem em ambos os experimentos foi de 50 Hz.

Rotinas desenvolvidas no Programa *Matlab*, e já empregadas em testes de estabilidade através da plataforma de força geraram onze variáveis estabilométricas para cada condição experimental: Velocidade Média, Freqüência Média, Posição Média, Deslocamento Médio e Desvio Padrão (dos valores do Centro de Pressão do trecho registrado) todas nos eixos lateral e ântero-posterior, além da Área de Oscilação.

No Experimento 1, cada condição consistia de 30 s, e os sujeitos eram submetidos a 12 condições, sendo assim obtidos 12 grupos de dados de 1500 amostras para cada voluntário testado. Foram criadas planilhas (uma para cada variável estabilométrica) no aplicativo *Statistica* versão 6.0 (StatSoft) com os dados dos 36 sujeitos para as 12 condições de teste, sendo que os dados das 8 condições de estimulação foram divididos em dois blocos (15 segundos iniciais – fase de estimulação – e 15 segundos finais – fase de “recuperação”). Assim, o número final de condições para comparação foi de 20.

No segundo experimento, cada uma das 18 condições experimentais durava 30s, sendo também geradas planilhas no *Statistica* para cada variável estabilométrica. A fase de estimulação durava 30 s, tempo igual ao da fase de recuperação e às condições sem estimulação.

As condições finais de comparação (20 para o Experimento 1 e 18 para o experimento 2) de cada variável foram analisadas com o teste ANOVA para medidas repetidas e o teste HSD (*honest significant difference*) de Tukey para verificar onde estavam as diferenças, considerando sempre um nível de significância de 0,05.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

IV.1. Experimento 1

Para todas as variáveis, a comparação direta entre condição sem estímulo com fone e sem fone não apresentou diferença estatística, mas nas demais comparações, as duas condições de teste não se comportavam da mesma forma. Esse fato reforça a idéia de só comentar nesse documento as comparações realizadas entre condições que utilizavam sempre o fone, com ou sem estimulação, mesmo tendo registrado, para todos os sujeitos, situações sem fone (olhos abertos e olhos fechados). A Tabela 3 apresenta um resumo com todas as diferenças estatisticamente significativas do Experimento 1 para cada variável estabilométrica estudada.

Área de Oscilação, Posição Média Lateral, Posição Média Ântero-Posterior

Nenhuma diferença foi encontrada para essas variáveis.

Desvio Padrão Lateral (Dpx)

Não foram encontradas diferenças que pudessem ser interpretadas com respeito à condição sonora. Uma observação geral apontou que a condição de olhos abertos com estimulação sonora direita de 4000 Hz foi estatisticamente diferente das condições olhos fechados sem estimulação ($p = 0,049$) e olhos fechados com estimulação sonora esquerda de 4000 Hz ($p = 0,044$), sendo maiores os valores de Dpx nos períodos de privação visual. Entretanto, todas as diferenças relatadas anteriormente não trazem informações relevantes quanto à estimulação sonora.

Desvio Padrão Ântero-Posterior (Dpy)

A condição de olhos abertos com estimulação sonora direita de 4000 Hz foi estatisticamente diferente de três condições de olhos fechados: sem estimulação ($p = 0,0003$), com estímulo esquerdo de 500 Hz ($p = 0,0152$), e na condição de resposta ao estímulo direito de 4000 Hz ($p = 0,0258$). Olhos fechados sem estímulo também foi diferente de olhos abertos com estímulo esquerdo de 4000 Hz ($p = 0,049$). As diferenças aqui encontradas também não revelam informações relacionando o controle postural com a condição sonora.

Velocidade Média Lateral (Velmedx)

A condição de olhos fechados com estimulação esquerda de 500 Hz foi estatisticamente diferente de seis condições de olhos abertos: sem estimulação ($p = 0,0164$), com estímulo direito de 4000 Hz ($p = 0,0083$), com estímulo esquerdo de 4000 Hz ($p = 0,0205$) e nas condições de resposta a estímulos do lado esquerdo de 500 Hz e 4000 Hz ($p = 0,037$; $0,0077$) e direito de 4000 Hz ($p = 0,0075$).

Velocidade Média Ântero-Posterior (Velmedy)

A condição Olhos Abertos sem estimulação foi diferente de qualquer condição de olhos fechados (para ilustrar: $p = 0,0005$, comparando com privação visual sem estímulo sonoro), confirmando a importância da integridade do sistema visual ao analisar a variável velocidade média. Além disso, inúmeras diferenças foram encontradas entre as várias condições de olhos abertos e olhos fechados. Esse efeito não foi observado na velocidade média lateral possivelmente pela posição afastada dos pés.

Frequência Média de Oscilação Lateral (Freqmedx)

Essa variável apresentou diferença entre a condição de olhos fechados sem estímulo e quatro momentos de olhos abertos: condição de estimulação esquerda com 4000 Hz ($p = 0,039$), recuperação após estímulos de 500 Hz direito ($p = 0,016$), 4000 Hz direito ($p = 0,014$) e esquerdo ($p = 0,021$).

Frequência Média de Oscilação Ântero-Posterior (Freqmedy)

Para a frequência média de oscilação ântero-posterior, foram encontradas diferenças entre a condição sem estímulo de olhos abertos e 3 condições de olhos fechados: estimulação esquerda de 4000 Hz ($p = 0,0027$), recuperação de estímulo esquerdo de 500 Hz ($p = 0,0004$) e direito de 4000 Hz ($p = 0,0174$). Além disso, a recuperação de estímulo direito de 500 Hz com olhos abertos foi estatisticamente menor do que a recuperação de estímulo esquerdo de 500 Hz com olhos fechados ($p = 0,0285$).

Os resultados (sintetizados na Tabela 3) encontrados para as variáveis velocidade média, frequência média e desvio padrão (tanto lateral quanto ântero-posterior) não contribuíram na identificação de mudanças posturais em situações de estimulação sonora.

Para observar melhor o comportamento de cada variável estabilométrica nas várias condições de teste, foram gerados gráficos do tipo *Box plots* para todas as variáveis nas quatro seqüências separadamente (ver Apêndice E) ou incluindo todos os dados juntos. As Figuras 11 e 12 apresentam as variáveis estabilométricas Posição Média do Centro de Pressão para a seqüência 4 e a Velocidade Média de Oscilação para todos os dados. Observa-se que não há informações claras que possam ser extraídas através de uma análise visual a respeito de diferenças entre as condições ou tendências, o que ocorreu para todas as variáveis.

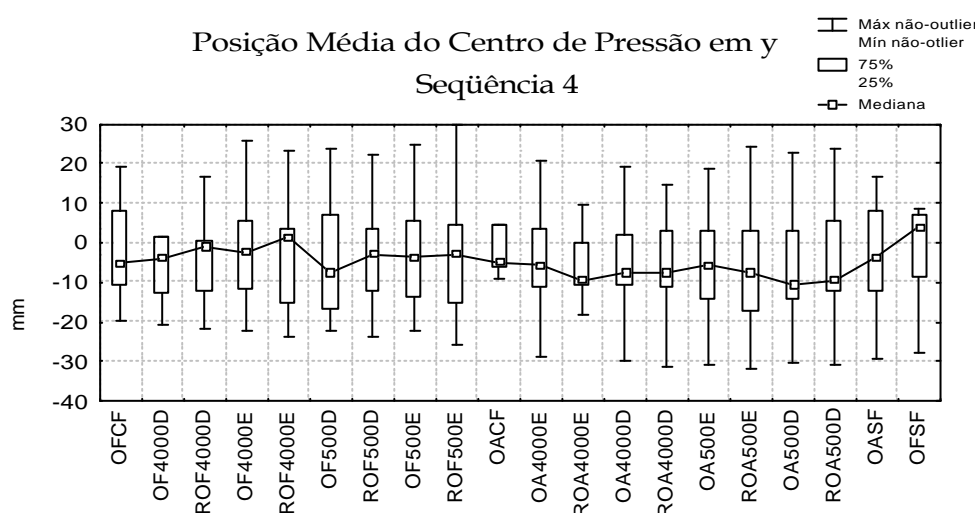


Figura 11 – Box Plot da Posição Média do Centro de Pressão para os voluntários da Seqüência 4. Os valores estão apresentados em mínimo (desconsiderando outlier), primeiro quartil (25%), mediana, terceiro quartil (75%) e máximo (desconsiderando outlier). As siglas estão explicadas na Tabela 3.

Tabela 3 – Diferenças estatisticamente significantes do Experimento 1

Variável	Diferença entre:	Valor de p
Área	Nenhuma	--x--
Posição Média (x)	Nenhuma	--x--
Posição Média (y)	Nenhuma	--x--
Desvio Padrão (x)	OA4000D e <u>OFSEM EST</u>	0,049
	OA4000D e <u>OF4000E</u>	0,044
Desvio Padrão (y)	OA4000D e <u>OFSEM EST</u>	0,0003
	OA4000D e <u>OF500E</u>	0,0152
	OA4000D e <u>ROF4000D</u>	0,0258
	<u>OFSEMEST</u> e OA4000E	0,049
Velocidade Média (x)	<u>OF500E</u> e OASEMEST	0,0164
	<u>OF500E</u> e OA4000D	0,0083
	<u>OF500E</u> e OA4000E	0,0205
	<u>OF500E</u> e ROA500E	0,037
	<u>OF500E</u> e ROA4000E	0,0077
	<u>OR500E</u> e ROA4000D	0,0075
Velocidade Média (y)	OASEMEST e <u>OFSEMEST</u>	0,0005
	OASEMEST e Qualquer condição de privação visual	p<0,05
Frequência Média (x)	<u>OFSEMEST</u> e OA4000E	0,039
	<u>OFSEMEST</u> e ROA500D	0,016
	<u>OFSEMEST</u> e ROA4000D	0,014
	<u>OFSEMEST</u> e ROA4000E	0,021
Frequência Média (y)	OASEMEST e <u>OF4000E</u>	0,0027
	OASEMEST e <u>ROF500E</u>	0,0004
	OASEMEST e <u>ROF4000D</u>	0,0174
	ROA500D e <u>ROF500E</u>	0,0285

? Os valores sublinhados são os estatisticamente maiores.

? Siglas: caso venha um R na frente, é momento de recuperação; em seguida vem a condição visual (OA - olhos abertos ou OF - olhos fechados); o número é a frequência de estimulação (500 Hz ou 4000 Hz); e a última letra é o lado da fonte sonora (E - esquerda ou D - direita).

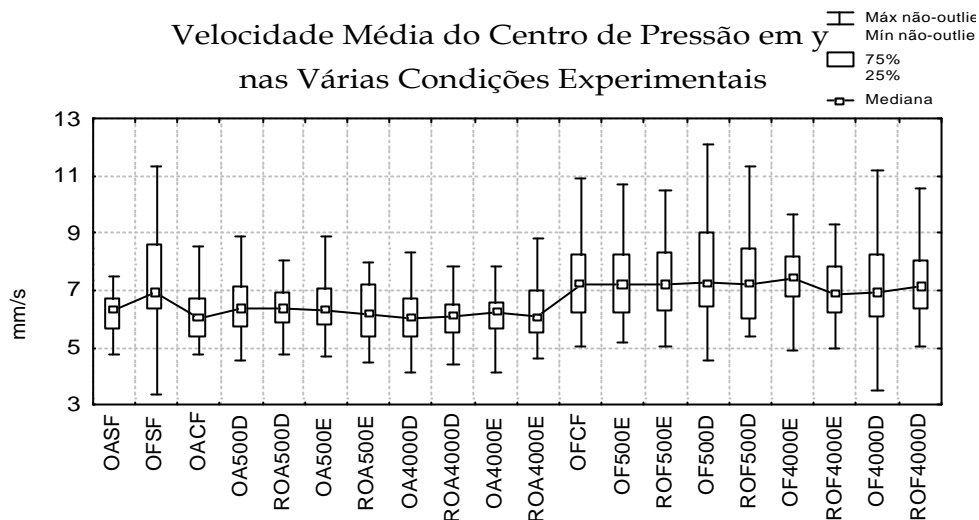


Figura 12 – Box Plot da Velocidade Média Antero-Posterior incluindo todos os dados coletados. Os valores estão apresentados em mínimo (desconsiderando outlier), primeiro quartil (25%), mediana, terceiro quartil (75%) e máximo (desconsiderando outlier). As siglas estão explicadas no último gráfico. Observar a diferença entre os valores de olhos abertos e olhos fechados.

Como as variáveis estabilométricas não apresentaram resultados claros (quer pelos valores objetivos, quer pelos gráficos), os sinais do centro de pressão foram analisados visualmente de diversas formas, considerando cada seqüência separadamente.

A primeira análise foi feita observando os sinais do deslocamento do Centro de Pressão de todos os voluntários por seqüência em todas as condições de teste. Para o deslocamento ântero-posterior e lateral não foram identificadas nenhum padrão modificado na presença do som. A Figura 13 exemplifica esse rastreamento visual dos sinais, apresentando dois gráficos: o deslocamento lateral sem estimulação (à esquerda) e o outro com estimulação direita com 4000 Hz na seqüência 2 (à direita). Observa-se que os sinais no momento de estimulação não apresentaram nenhuma tendência coletiva.

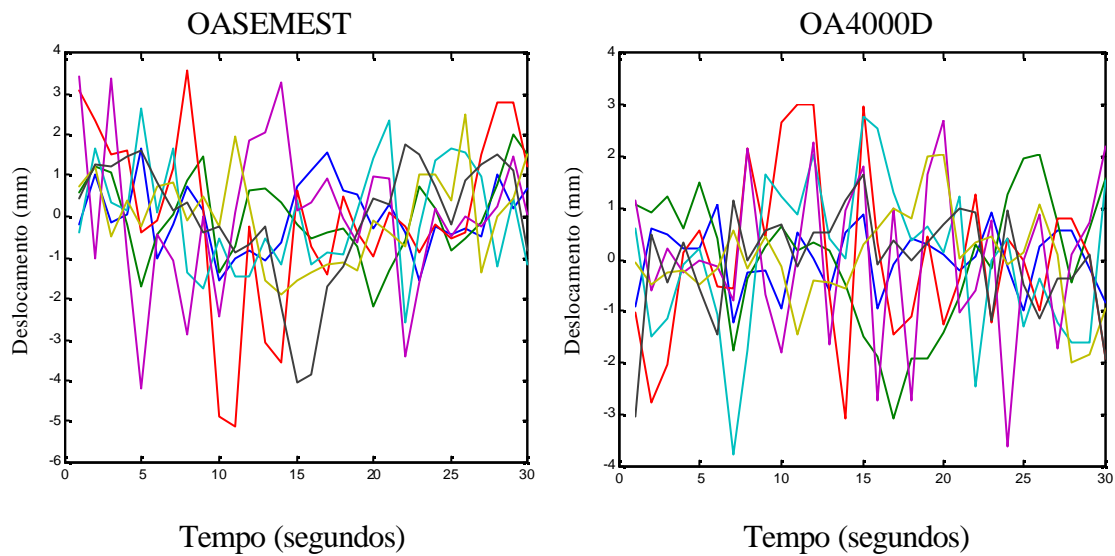


Figura 13: Deslocamento Látero-Lateral do Centro de Pressão de todos os indivíduos submetidos à Sequência 2. Gráficos da esquerda: olhos abertos sem estimulação; Gráficos da direita: com estimulação direita de 4000 Hz.

A segunda análise do sinal bruto apresenta uma média dos voluntários para cada condição do deslocamento do Centro de Pressão em cada seqüência, colocando todas as condições no mesmo gráfico para visualizar a evolução do comportamento do Centro de Pressão nos eixos lateral e ântero-posterior. A Figura 14 apresenta essa média nos voluntários que se submeteram à Sequência 2, exemplificando o que foi realizado para todas as seqüências. Não foram encontrados padrões consistentes no deslocamento do Centro de Pressão após uma estimulação sonora, para qualquer seqüência.

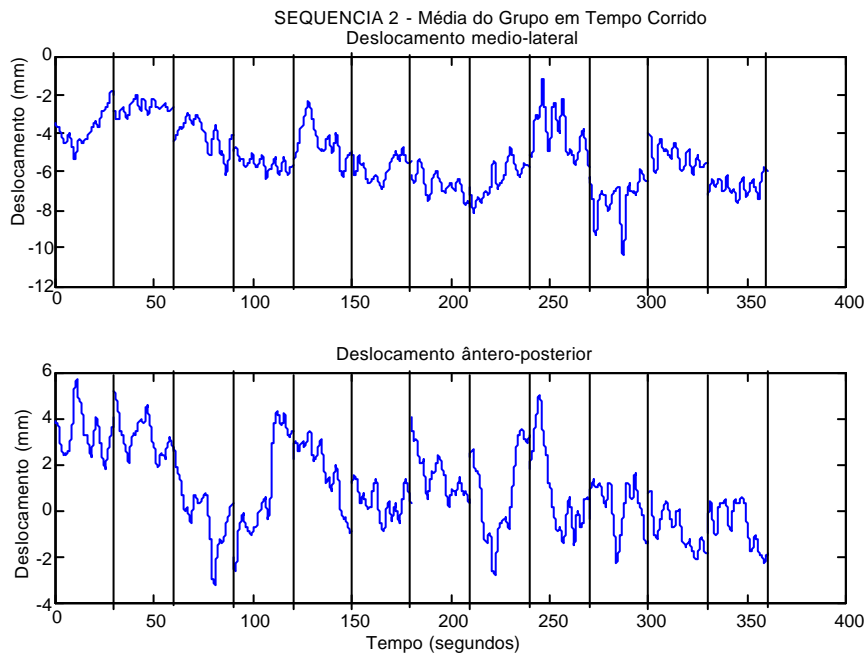


Figura 14 – Média do Deslocamento do Centro de Pressão lateral (superior) e ântero-posterior (inferior) dos Voluntários da Seqüência 2. As marcações (linhas verticais pretas) delimitam as condições experimentais.

Foram aplicados filtros Butterworth passa baixas, passa altas e passa banda de segunda ordem nos sinais. Como as principais informações de um sinal estabilométrico se encontram em frequências até 0,5 Hz (Gagey e Weber, 2000), primeiramente foi escolhido um filtro passa baixas com frequência de corte justamente em 0,5 Hz. Observando os sinais, foi verificada uma componente lenta nítida, que revelava uma oscilação constante, não relacionada à estimulação. Por isso, em seguida, foi sugerido um filtro passa banda, passando frequências maiores do que 0,05 Hz e menores que 0,5 Hz. O novo sinal filtrado se encontra na Figura 15, para a mesma seqüência 2.

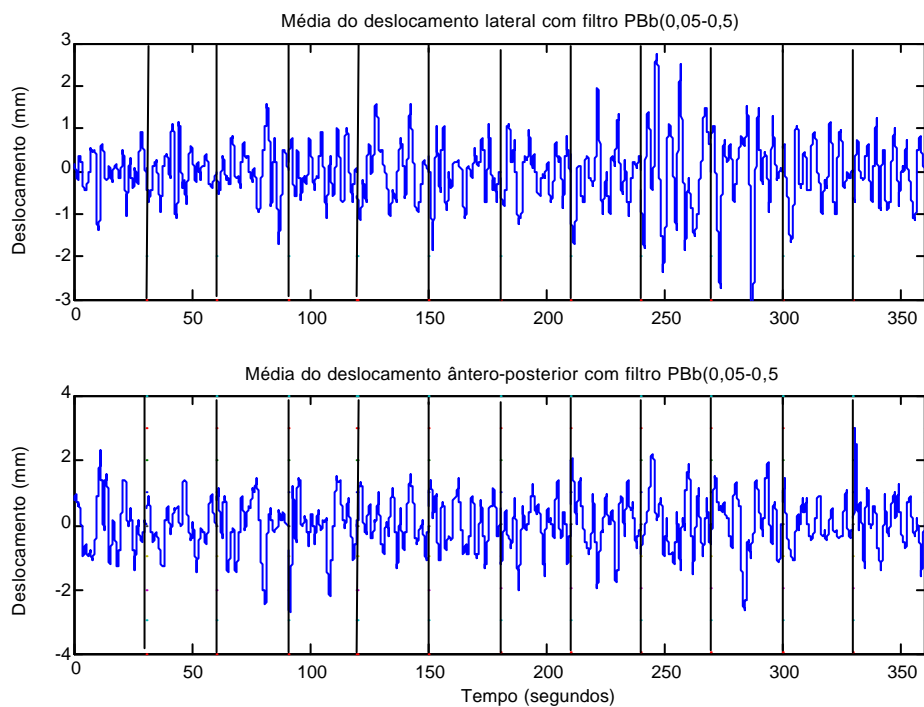


Figura 15: Média dos Deslocamentos do Centro de Pressão filtrados (passa-banda 0,05 Hz a 0,5 Hz) lateral (superior) e ântero-posterior (inferior) dos Voluntários da Seqüência 2. As marcações (linhas verticais pretas) delimitam as condições experimentais.

A velocidade instantânea foi calculada para todo o período de teste com o intuito de observar se esta variável sofria modificações com as diversas condições do experimento, separadamente para cada seqüência. A Figura 16 apresenta a velocidade instantânea dos sujeitos da seqüência 2 (média), exemplificando o que foi feito para as demais seqüências. Nessa seqüência, em especial, observa-se claramente o efeito da visão na velocidade de oscilação no eixo ântero-posterior: o sinal apresenta velocidade num nível menor nas primeiras condições, justamente as de olhos abertos, enquanto nas de olhos fechados, a velocidade se eleva a um nível maior e se estabiliza nele até que as condições nessa condição visual se acabem (ver gráfico inferior da Figura 16).

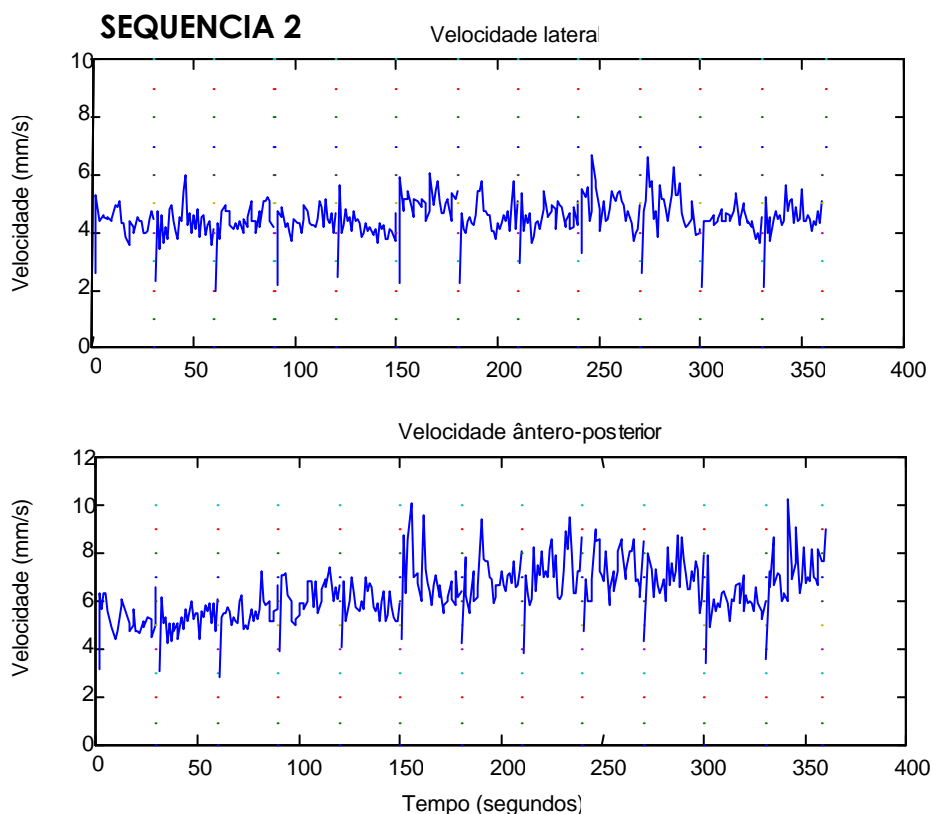


Figura 16 – Média das Velocidades de Oscilação Instantâneas dos Voluntários submetidos à seqüência 2 (essa análise foi feita também para as outras seqüências mas não está apresentado nessa dissertação). As marcações (linhas verticais pretas) delimitam as condições experimentais.

IV.2. Experimento 2

Os dados de 30 voluntários também foram analisados nas nove variáveis estabilométricas, sendo que para posição média do centro de pressão em x e em y o cálculo se deu de forma diferente. Foi calculado o deslocamento médio, dado pela diferença entre valores de posição média de duas condições. Primeiramente serão expostos os resultados das sete variáveis calculadas da mesma forma que para o experimento 1 e, em seguida, os resultados do deslocamento médio. Em cada variável foram excluídos os valores considerados *outliers*: aqueles que eram maiores do que [Terceiro Quartil + (1,5 vezes o intervalo interquartil)] ou menores do que [Primeiro Quartil - (1,5 vezes o intervalo interquartil)]. A Tabela 4 apresenta um resumo das

diferenças estatisticamente significativas do experimento 2 para as 7 variáveis estabilométricas estudadas de forma idêntica às do experimento 1.

Tabela 4 – Diferenças estatisticamente significativas do Experimento 2

Variável	Diferença entre:	Valor de p
Área (n=22 sem outliers)	OASEMEST e <u>ROFCLIE</u>	0,0239
	OASEMEST e <u>ROFBUE</u>	0,0011
	OACLID e <u>ROFCLIE</u>	0,0167
	OACLID e <u>ROFBUE</u>	0,0007
	ROACLID e <u>ROFCLIE</u>	0,0089
	ROACLID e <u>ROFBUE</u>	0,0003
	OACLIE e <u>OFCLID</u>	0,0303
	OACLIE e <u>ROFCLID</u>	0,0288
	OACLIE e <u>ROFCLIE</u>	0,00003
	OACLIE e <u>ROFBUD</u>	0,0027
	OACLIE e <u>ROFBUE</u>	0,00003
	ROACLIE e <u>ROFCLIE</u>	0,0269
	ROACLIE e <u>ROFBUE</u>	0,0013
	<u>ROFCLIE</u> e ROABUE	0,0005
	<u>ROFBUE</u> e OABUD	0,0405
	<u>ROFBUE</u> e ROABUD	0,0093
	<u>ROFBUE</u> e OABUE	0,0088
<u>ROFBUE</u> e ROABUE	0,00004	
Desvio Padrão (x) (n=25 sem outliers)	<u>ROFBUE</u> e OASEMEST	0,0025
	<u>ROFBUE</u> e OACLID	0,0289
	<u>ROFBUE</u> e ROACLID	0,0409
	<u>ROFBUE</u> e OACLIE	0,0002
	<u>ROFBUE</u> e ROACLIE	0,0013
	<u>ROFBUE</u> e ROABUE	0,0012
Desvio Padrão (y) (n=21 sem outliers)	OACLID e <u>ROFCLIE</u>	0,0049
	OACLID e <u>ROFBUD</u>	0,0383
	OACLID e <u>ROFBUE</u>	0,0014
	ROACLID e <u>ROFCLIE</u>	0,0205
	ROACLID e <u>ROFBUE</u>	0,0069
	OACLIE e <u>ROFCLID</u>	0,04
	OACLIE e <u>ROFCLIE</u>	0,0009
	OACLIE e <u>ROFBUD</u>	0,0093
	OACLIE e <u>ROFBUE</u>	0,0002
	<u>ROFCLIE</u> e ROABUE	0,0082
	ROABUE e <u>ROFBUE</u>	0,0025

Tabela 4 – Diferenças estatisticamente significativas do Experimento 2 (Continuação)

Velocidade Média (x) (n=23 sem outliers)	OASEMEST e <u>OFSEMEST</u>	0,0297
	OASEMEST e <u>ROFBUD</u>	0,0497
	OASEMEST e <u>ROFBUE</u>	0,0016
	OACLID e <u>ROFBUE</u>	0,0055
	ROACLID e <u>OFSEMEST</u>	0,0319
	ROACLID e <u>ROFBUE</u>	0,0018
	OACLIE e <u>OFSEMEST</u>	0,0101
	OACLIE e <u>ROFBUD</u>	0,0179
	OACLIE e <u>OFBUE</u>	0,0188
	OACLIE e <u>ROFBUE</u>	0,0004
	ROACLIE e <u>OFSEMEST</u>	0,0093
	ROACLIE e <u>ROFBUD</u>	0,0166
	ROACLIE e <u>OFBUE</u>	0,0174
	ROACLIE e <u>ROFBUE</u>	0,0004
	<u>OFSEMEST</u> e ROABUDI	0,0086
	<u>OFSEMEST</u> e ROABUES	0,0008
	ROABUD e <u>ROFBUD</u>	0,0155
	ROABUD e <u>OFBUE</u>	0,0162
	ROABUD e <u>ROFBUE</u>	0,0004
	OABUE e <u>ROFBUE</u>	0,0226
	ROABUE e <u>OFBUD</u>	0,0244
	ROABUE e <u>ROFBUD</u>	0,0016
	ROABUE e <u>OFBUE</u>	0,0017
	ROABUE e <u>ROFBUE</u>	0,00005
Velocidade Média (y) (n=22 sem outliers)	OASEMEST e <u>OFCLID</u>	0,0266
	OASEMEST e <u>OFBUD</u>	0,00009
	OASEMEST e <u>ROFBUD</u>	0,0007
	OASEMEST e <u>OFBUE</u>	0,0242
	OASEMEST e <u>ROFBUE</u>	0,00004
	OACLID e <u>OFCLID</u>	0,0062
	OACLID e <u>OFCLIE</u>	0,0205
	OACLID e <u>OFBUD</u>	0,00004
	OACLID e <u>ROFBUD</u>	0,0001
	OACLID e <u>OFBUE</u>	0,0056
	OACLID e <u>ROFBUE</u>	0,00003
	ROACLID e <u>OFCLID</u>	0,0285
	ROACLID e <u>OFBUD</u>	0,0001
	ROACLID e <u>ROFBUD</u>	0,0007
	ROACLID e <u>OFBUE</u>	0,0258
	ROACLID e <u>ROFBUE</u>	0,00004
	OACLIE e <u>OFCLID</u>	0,0166
OACLIE e <u>OFCLIE</u>	0,0491	

Tabela 4 – Diferenças estatisticamente significativas do Experimento 2 (Continuação)

Velocidade Média (y) (n=22 sem outliers)	OACLIE e <u>OFBUD</u>	0,00007
	OACLIE e <u>ROFBUD</u>	0,0004
	OACLIE e <u>OFBUE</u>	0,015
	OACLIE e <u>ROFBUE</u>	0,00004
	ROACLIE e <u>OFBUD</u>	0,0029
	ROACLIE e <u>ROFBUD</u>	0,0182
	ROACLIE e <u>ROFBUE</u>	0,0007
	<u>OFCLID</u> e ROABUD	0,0359
	OABUD e <u>OFBUD</u>	0,0009
	OABUD e <u>ROFBUD</u>	0,0065
	OABUD e <u>ROFBUE</u>	0,0002
	ROABUD e <u>OFBUD</u>	0,0001
	ROABUD e <u>ROFBUD</u>	0,001
	ROABUD e <u>OFBUE</u>	0,0327
	ROABUD e <u>ROFBUE</u>	0,00005
	OABUE e <u>OFBUD</u>	0,0066
	OABUE e <u>ROFBUD</u>	0,0357
	OABUE e <u>ROFBUE</u>	0,0016
ROABUE e <u>OFBUD</u>	0,0006	
ROABUE e <u>ROFBUD</u>	0,0042	
ROABUE e <u>ROFBUE</u>	0,0001	
Frequência Média (x)	Nenhuma	
Frequência Média (y)	Nenhuma	

? Os valores sublinhados são os estatisticamente maiores.

? Siglas: caso venha um R na frente, é momento de recuperação; em seguida vem a condição visual (OA - olhos abertos ou OF - olhos fechados); o tipo de estímulo é identificado pelas primeiras letras: burst (BU) e clique (CLI); e a última letra é o lado da fonte sonora (E - esquerda ou D - direita).

Área de Oscilação

A condição de estimulação direita com clique e olhos abertos foi estatisticamente menor do que duas condições: a mesma forma de estimulação, mas com olhos fechados ($p = 0,0303$), e a recuperação dessa última condição ($p = 0,0288$). As condições com olhos fechados de recuperação de clique esquerdo e *burst* esquerdo apresentaram área muito maior do que várias condições sem privação visual (Tabela 4).

Desvio Padrão Lateral (Dpx)

Para essa variável, a recuperação da estimulação com *burst* esquerdo e olhos fechados foi maior do que seis condições com olhos abertos, incluindo uma com a mesma especificação de estímulo, mas sem privação visual ($p = 0,0012$) (Tabela 4).

Desvio Padrão Antero-Posterior (Dpy)

A recuperação da estimulação com *burst* esquerdo e olhos fechados foi maior do que outras quatro condições com olhos abertos, incluindo (como em Dpx) uma com a mesma especificação de estímulo, mas com olhos abertos ($p = 0,0025$). Outras diferenças foram encontradas entre condições com e sem privação visual (Tabela 4). Como exemplo, tem-se a comparação entre a estimulação direita com clique e olhos abertos e a recuperação da estimulação direita com *burst* e olhos fechados ($p = 0,0014$).

Através da análise do *boxplot* para essa variável, pode-se observar que houve uma tendência para valores de Dpy sempre maiores nas fases de recuperação de uma determinada estimulação, apresentada na Figura 17 pelas setas. As setas vazias representam as diferenças menos evidentes, enquanto que as setas preenchidas, as mais evidentes. Todas essas diferenças apontadas não são significativas (todas com $p > 0,89$).

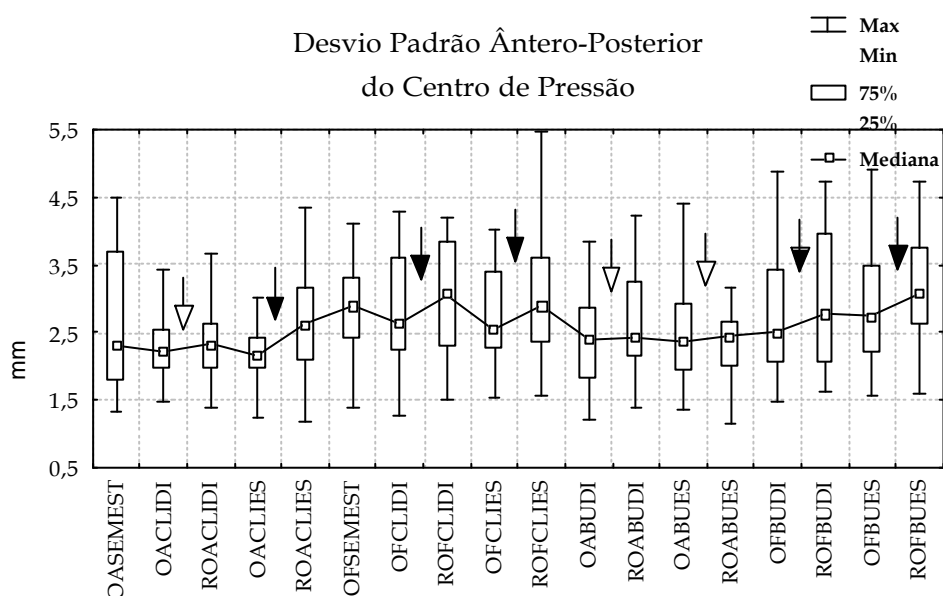


Figura 17 – Box Plot do Desvio Padrão Antero-Posterior do Centro de Pressão. Os valores estão apresentados em mínimo (desconsiderando outlier), primeiro quartil (25%), mediana, terceiro quartil (75%) e máximo (desconsiderando outlier). As siglas estão explicadas na Tabela 4. Observar que os valores tendem a aumentar sempre após o término de uma estimulação, destacado nesse gráfico pelas setas. Setas vazias – diferenças menos evidentes; setas preenchidas – diferenças mais evidentes. É importante ressaltar que nenhuma dessas diferenças apontadas é significativa, apenas uma tendência através da análise visual.

Velocidade Média Lateral (Velmedx)

A diferença esperada entre as condições com olhos abertos e olhos fechados sem estimulação foi confirmada nesse experimento ($p = 0,0297$). A condição sem estimulação com olhos fechados foi estatisticamente maior do que várias com olhos abertos, incluindo a estimulação esquerda com clique ($p = 0,0101$). Na Tabela 4 estão descritas todas as diferenças estatisticamente encontradas para Velocidade Média Lateral.

Velocidade Média antero-Posterior (Velmedy)

Um total de 39 diferenças foram encontradas para a velocidade média antero-posterior nas várias comparações que podiam ser feitas entre as condições (todas evidenciadas na Tabela 4). Entre elas, três mostram, novamente, a influência do sistema visual na variável em questão, com valores maiores sempre em situações de privação visual para um mesmo tipo e lado de estimulação: estimulação direita com clique ($p = 0,0062$), estimulação direita com *burst* ($p = 0,0009$) e estimulação esquerda com clique ($p = 0,0491$).

Além disso, pode-se observar através da Figura 18, que em todas as condições com olhos fechados há valores perceptivelmente aumentados de velocidade (ilustrado no gráfico pela marcação OF), comparados com os de condições de olhos abertos (demarcadas por OA).

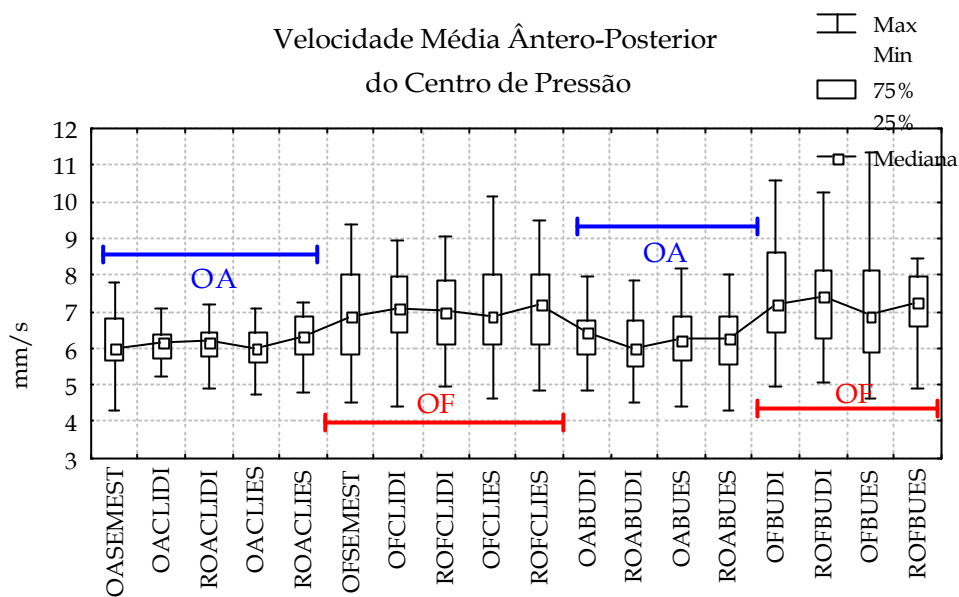


Figura 18 – Boxplot da Velocidade Média Antero-Posterior do Centro de Pressão. Os valores estão apresentados em mínimo (desconsiderando outlier), primeiro quartil (25%), mediana, terceiro quartil (75%) e máximo (desconsiderando outlier). As siglas estão explicadas na Tabela 4. Observar a diferença visual (confirmada estatisticamente) entre condições de olhos abertos e fechados. As barras com a sigla OA demarcam as condições de olhos abertos, as quais possuem menores valores de velocidade. As barras com a sigla OF demarcam as condições de olhos fechados, que possuem valores maiores.

Frequência Média Lateral e Frequência Média Ântero-Posterior (Freqmedx e Freqmedy)

Nenhuma diferença estatística foi encontrada para essas duas variáveis.

Para a verificação das próximas duas variáveis foi realizado um cálculo simples da diferença entre as médias de dois sinais de centro de pressão em condições experimentais diferentes.

Deslocamento Lateral Médio (Deslxmed)

Os valores absolutos do deslocamento lateral médio estão expostos na Tabela 5.

Tabela 5 - Deslocamento Lateral Médio do Centro de Pressão

Clique olhos abertos				Clique olhos fechados			
DESL 1-2	DESL 2-3	DESL 1-4	DESL 4-5	DESL 6-7	DESL 7-8	DESL 6-9	DESL 9-10
1,86	-0,50	-0,66	1,55	1,38	-0,27	0,07	-0,15
<i>Burst</i> olhos abertos				<i>Burst</i> olhos fechados			
DESL 1-11	DESL 11-12	DESL 1-13	DESL 13-14	DESL 6-15	DESL 15-16	DESL 6-17	DESL 17-18
1,50	-2,45	2,16	-1,04	-0,52	-0,12	-0,70	-0,12

* Os números dos deslocamentos se referem às condições experimentais, na ordem proposta nos gráficos anteriores. Assim, DESL 6-15, por exemplo, significa deslocamento entre a condição de olhos fechados sem estímulo e estimulação direita tipo burst com olhos abertos.

* O sinal positivo significa um deslocamento para a direita, enquanto que um sinal negativo, para esquerda.

Nas condições de olhos abertos que envolviam estímulos com clique, os valores do deslocamento revelaram um comportamento repetitivo: no momento do estímulo sonoro, o deslocamento ocorreu para o lado do som, enquanto que quando ele foi extinto, houve um deslocamento de retorno, isto é, contralateralmente ao som. Esse fato pode ser observado no gráfico da Figura 19. Quando foi dado o estímulo direito com clique e olhos abertos, houve um deslocamento para a direita de 1,86 mm (DESL 1-2). Para a condição na qual não havia mais o som (3), a posição média foi deslocada para a esquerda (como um retorno à perturbação anterior) (DESL 2-3: -0,50 mm). O mesmo tipo de estímulo, mas para o lado esquerdo, proporcionou um deslocamento de 0,66 mm (DESL 1-4) e, como no estímulo direito, ao se encerrar levou a um deslocamento contralateral (para direita) de 1,55 mm (DESL 4-5).

Deslocamento Lateral Médio Estímulos com Clique e Olhos Abertos

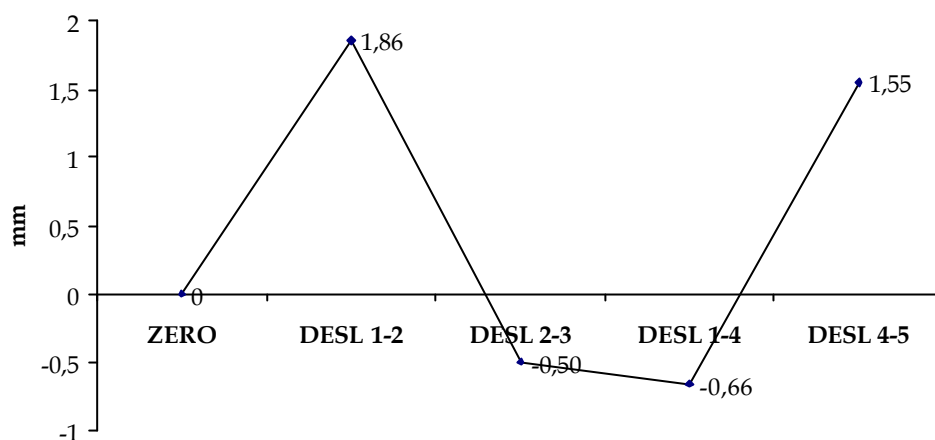


Figura 19 – Gráfico do Deslocamento Lateral Médio nas condições envolvendo estimulação com clique e olhos abertos. Observar o deslocamento positivo (direita) entre condições sem estímulo e com estímulo direito (DESL 1-2: 1,86 mm); e o deslocamento negativo (esquerda) entre condições sem estímulo e com estímulo esquerdo (DESL 1-4: -0,66).

Estímulos com clique e olhos fechados não geraram comportamentos no deslocamento lateral médio exatamente iguais aos de olhos abertos. Com o estímulo direito, também houve uma movimentação do centro de pressão para a direita (DESL 6-7: 1,38 mm), com o retorno em seguida (DESL 7-8: -0,27 mm). Entretanto, os valores para as respostas ao som vindo do lado esquerdo foram opostas àquelas que surgiram com olhos abertos (DESL 6-9: 0,07 mm e DES 9-10: -0,15 mm). Os valores estão apresentados em forma de gráfico na Figura 20.

Deslocamento Lateral Médio Estímulos com Clique e Olhos Fechados

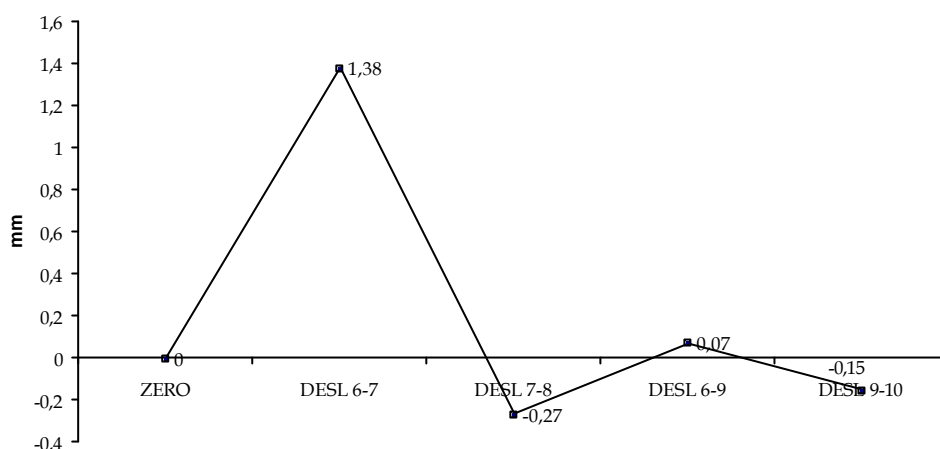


Figura 20 - Gráfico do Deslocamento Lateral Médio nas condições envolvendo estimulação com clique e olhos fechados. Observar o deslocamento positivo (direita) entre condições sem estímulo e com estímulo direito (DESL 6-7: 1,38 mm); e o deslocamento também positivo entre condições sem estímulo e com estímulo esquerdo (DESL 6-9: 0,07 mm).

É importante enfatizar que não houve diferença estatística em nenhuma dessas condições, sempre com $p > 0,80$.

Deslocamento Médio Antero-Posterior (Deslymed)

O deslocamento médio no eixo ântero-posterior não apresentou um comportamento aproximadamente padrão para as formas de estimulação (ver tabela 6).

Tabela 6 - Deslocamento Ântero-Posterior Médio do Centro de Pressão

Clique olhos abertos				Clique olhos fechados			
DESL 1-2	DESL 2-3	DESL 1-4	DESL 4-5	DESL 6-7	DESL 7-8	DESL 6-9	DESL 9-10
0,06	-0,56	-0,51	-1,11	-0,88	-0,65	0,06	-1,51
Burst olhos abertos				Burst olhos fechados			
DESL 1-11	DESL 11-12	DESL 1-13	DESL 13-14	DESL 6-15	DESL 15-16	DESL 6-17	DESL 17-18
-0,62	0,61	-1,02	0,94	0,69	0,22	0,78	-0,25

* Os números dos deslocamentos se referem às condições experimentais, na ordem proposta nos gráficos anteriores. Assim, DESL 17-18, por exemplo, significa deslocamento entre a condição de olhos fechados com estímulo esquerdo tipo burst e a condição de recuperação desse mesmo estímulo.

* O sinal positivo significa um deslocamento para a direita, enquanto que um sinal negativo, para esquerda.

Para clique com olhos abertos, a variável em questão revelou um deslocamento para frente no momento da estimulação direita (DESL 1-2: 0,06 mm), com uma movimentação para trás na fase de recuperação (DESL 2-3: -0,56 mm). No período de estímulo esquerdo o valor também foi negativo, mostrando um deslocamento novamente para trás (DESL 1-4: -1,11 mm). Entretanto, a recuperação dessa última estimulação também ocorreu atrás (DESL 4-5: -1,11 mm). A Figura 21 apresenta graficamente esses dados.

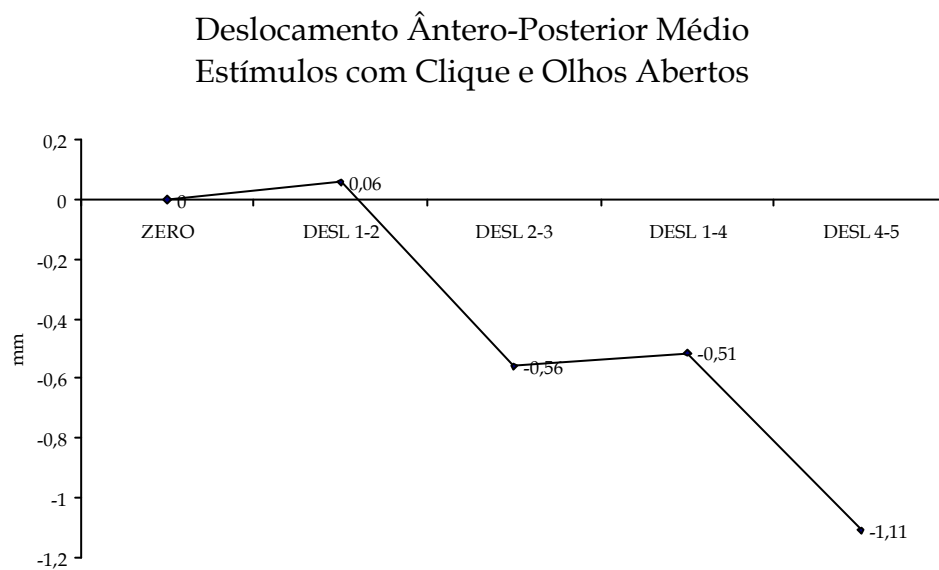


Figura 21 - Gráfico do Deslocamento Ântero-Posterior Médio nas condições envolvendo estimulação com clique e olhos abertos. Observar o deslocamento positivo (frente) entre condições sem estímulo e com estímulo direito (DESL 1-2: 0,06 mm); o deslocamento negativo (trás) entre condições sem estímulo e com estímulo esquerdo (DESL 1-4: -0,51mm); e o deslocamento também para trás na diferença entre a posição média da condição 4 e da 5 (DESL 4-5: -1,11 mm).

Novamente, nenhuma condição foi estatisticamente diferente de zero, sempre com valores de $p > 0,90$.

Limiares Auditivos

Os limiares auditivos médios da amostra para cada orelha e tipo de estimulação estão na Tabela 7 (os valores estão apresentados como média \pm desvio padrão). O sistema para exames de potencial evocado auditivo utilizado para gerar os sons clique e *burst* do experimento 2 apresenta os cliques em decibéis nível de pressão sonora (NPS) e os *bursts* em decibéis nível de audição (NA). Esse é um dos motivos para maiores valores nos limiares de clique, posto que 0dB NA significa aproximadamente 45 dB NPS (Colebatch *et al*, 1994; Welgampola e Colebatch, 2001).

Tabela 7 - Limiares Auditivos

Experimento 1 (n=36)			Experimento 2 (n=30)		
Tipo Som	Orelha Direita*	Orelha Esquerda*	Tipo Som	Orelha Direita*	Orelha Esquerda*
Tom Puro 500 Hz	27,1 \pm 6,1 dB	27,3 \pm 6,6 dB	<i>Clique</i>	42,3 \pm 4,3 dB	45,3 \pm 5,7 dB
Tom Puro 4000 Hz	9,3 \pm 10,2 dB	11,0 \pm 9,8 dB	<i>Burst</i> 500 Hz	28,8 \pm 4,3 dB	32,8 \pm 11,9 dB

* Os valores estão apresentados como média \pm desvio padrão. Tons Puros e *Burst* 500 Hz expressos em decibéis nível de audição. Clique expresso em decibéis nível de pressão sonora.

CAPÍTULO V

DISCUSSÃO

As análises realizadas nesse estudo, tanto para o sinal em si do deslocamento do Centro de Pressão, quanto para as variáveis estabilométricas calculadas a partir do sinal, não apresentaram diferenças significativas entre períodos sem estímulo e qualquer estimulação auditiva, para uma mesma condição visual.

No experimento 1, o tipo do estímulo sonoro era tom puro em duas frequências: 500 Hz (mais grave) e 4000 Hz (mais aguda). Raper e Soames (1991) também utilizaram tons puros (250 Hz) em seu estudo observando oscilações posturais. As fontes de som eram auto-falantes posicionados a 50 cm do voluntário e todas as condições de estimulação geraram maiores oscilações do que o período de silêncio.

Além deles, outros grupos de pesquisadores utilizaram auto-falantes como fonte do estímulo em avaliações estabilométricas. Skellari e Soames (1996) realizaram uma pesquisa submetendo os voluntários a vários tipos de estimulação auditiva (em frequência e intensidade) e puderam observar que no eixo antero-posterior os estímulos com frequência entre 2.320 e 3.700 Hz (independente da intensidade) provocaram maiores oscilações. Já para oscilações no eixo lateral, apenas o aumento na intensidade gerou oscilações maiores. Nem mesmo a privação visual influenciou as oscilações laterais. No experimento 1 do presente estudo também foi observado uma diferença entre olhos abertos e olhos fechados na variável velocidade média no eixo antero-posterior, mas não no lateral (Figura 12), o que pode ter se devido, em parte, ao tipo de base adotada no momento do teste (pés afastados).

A similaridade na não ocorrência da diferença em x entre condições de olhos abertos e olhos fechados não se estendeu nas alterações no deslocamento do centro de pressão encontradas pelos autores citados anteriormente após estímulos com intensidade elevada. Um motivo, dentre outros que serão descritos posteriormente, é a intensidade não tão alta empregada no presente experimento.

Esses e os demais estudos que apresentam respostas nas variáveis estabilométricas após estimulação sonora encontrados na literatura (Easton *et al*, 1998; Soames e Raper, 1992) não realizaram o experimento com fone de ouvido e sim com caixas de som posicionadas ao lado dos voluntários. Assim, as modificações posturais desses estudos podem ter acontecido, possivelmente, em consequência do

processamento central da localização do som – que ocorre através da diferenciação temporal e de intensidade do estímulo percebido nas duas orelhas – ou por um desvio de atenção.

Tanaka *et al* (2001) observaram o equilíbrio postural em condições de estímulo auditivo móvel e não verificaram nenhuma diferença significativa entre condições com e sem estímulo auditivo, para um mesmo tipo de superfície de suporte. Como no presente estudo, foram utilizados fones de ouvido. Uma possível causa das maiores oscilações em condições de estimulação sonora em testes com auto-falantes é a influência mecânica que uma onda sonora amplificada (com alta potência) pode exercer diretamente no corpo dos participantes.

No intuito de melhor interpretar os sinais, algumas intervenções foram feitas, como os filtros (explicados na sessão de resultados) e o cálculo da velocidade instantânea. Mesmo filtrados, os sinais não revelaram informações importantes a respeito das diversas condições de teste, para qualquer seqüência do experimento 1. O mesmo ocorreu com a velocidade instantânea: não houve um padrão ou tendência geral para essa variável nos momentos de estimulação comparados aos de não estimulação (Figura 16).

Após a realização e processamento dos sinais do experimento 1, percebeu-se a importância de efetuar novos testes que utilizassem sons de características específicas. O estudo mais aprofundado da origem e do caminho neural percorrido pelo VEMP (*vestibular evoked myogenic potential* - potencial miogênico evocado vestibular) e do fenômeno de Tullio auxiliou na determinação de uma nova metodologia de teste.

Watson *et al* (2000) definem o fenômeno de Tullio como uma síndrome na qual a estimulação acústica produz sintomas e sinais de ativação vestibular, independente de qual parte do aparelho vestibular está sendo estimulada (sáculo, utrículo ou canais semicirculares), geralmente pela presença de uma fístula na cóclea. Fries *et al* (1993) realizam um estudo de caso no qual a presença desses sinais e sintomas (por exemplo, vertigem, desequilíbrio postural) não acontece para qualquer estimulação sonora, mas sim para uma frequência específica (no paciente em questão, 490 Hz e 95 dB nível de audição na orelha esquerda provocou uma oscilação corporal em diagonal registrada pelo estabilômetro: para frente e para a esquerda, para trás e para a direita). Ambos os grupos de autores utilizam estimulação intermitente: Fries *et al* (1993) com tons puros e taxa de repetição de 0,1 até 0,2 Hz e Watson *et al* (2000) com cliques (taxa de repetição não explicitada no artigo).

Os estudos com VEMP, já relatados na revisão bibliográfica, em conjunto com os dados de Harris (1972) (publicou que a energia acústica tinha um efeito nos receptores vestibulares e que a taxa de intermitência deve ser uma variável importante para estimular o sistema vestibular) justificaram (junto aos estudos do fenômeno de Tullio) a aplicação de uma segunda bateria de testes (experimento 2) com cliques e *bursts*: estímulos sonoros intermitentes utilizados na estimulação vestibular em pacientes do fenômeno de Tullio e nos exames de VEMP.

No experimento 2, a variável Dpx se mostrou bastante sensível à privação visual, apresentando diferenças entre algumas condições de olhos abertos e olhos fechados. Esse resultado certifica a importância dessa variável estabilométrica na avaliação da estabilidade corporal. Imbiriba *et al* (2002) ratificam a validade do desvio padrão lateral por também terem observado as alterações na estabilidade corporal através das diferenças encontradas nessa variável.

O desvio padrão em y revelou uma tendência visual (não confirmada estatisticamente) apresentada na Figura 17. Todas as médias das condições de recuperação de um estímulo (período de 30 s após o término da estimulação) eram maiores visualmente do que o período de estimulação em si. O trabalho de Easton *et al* (1998) apresentou, da mesma forma, menores oscilações nas condições de exposição ao som. Entretanto é importante lembrar a diferença na fonte sonora (fone de ouvido x auto-falante).

Ao contrário do experimento 1, o experimento 2 apresentou diferença significativa entre olhos fechados e olhos abertos (ambos sem estimulação) para a velocidade média lateral. A velocidade ântero-posterior revelou (Figura 18) diferenças bem demarcadas entre essas duas condições visuais.

Uma confirmação da importância da privação visual para a velocidade média é a diferença encontrada entre a condição sem estimulação e olhos fechados e a estimulação esquerda com clique e olhos abertos. A diferença entre olhos abertos e olhos fechados sem estimulação já é conhecida na literatura, mas esse dado vem confirmar que estar de olhos fechados é um fator mais desestabilizador do que a apresentação sonora com clique de olhos abertos dos lados esquerdo e direito. Para o lado direito, não houve uma diferença significativa, mas sim uma tendência com a probabilidade bastante próxima do valor crítico: 0,0751.

Os resultados da variável velocidade média levando em consideração o estado visual concordam com os demais dados da literatura (Gandra *et al*, 2003; Le Clair e

Riach, 1996; Nardone *et al*, 1997 e 1998; Schieppati *et al*, 1999; Tarantola *et al*, 1997; Vuillerme *et al*, 2001). Observando a Tabela 4, muitas foram as diferenças estatisticamente encontradas. Todavia, nenhuma diferença relatada para a variável área de oscilação, Dpx, Dpy, Velmedx e Velmedy revelou informações coerentes com a proposta do trabalho.

Das duas últimas variáveis estabilométricas calculadas nesse trabalho (deslocamento lateral médio e deslocamento antero-posterior médio), os valores de Deslxmed apresentaram graficamente (e não estatisticamente), para certos tipos de estimulação e condição visual, tendência de deslocamento no sentido da fonte sonora. Esses resultados podem ser observados nas Figuras 19 e 20.

A Figura 19 (exposição dos resultados para deslocamento lateral médio, olhos abertos e clique como estímulo sonoro) apresenta um deslocamento para a direita na condição de estimulação para esse lado. Quando o estímulo cessa, há um deslocamento no sentido oposto, como se o estímulo anterior estivesse deixando de exercer sua influência. No período de estímulo do lado esquerdo, o deslocamento da amostra ocorre também para esse lado. Ao seu término, um deslocamento para o lado oposto acontece (novamente como se o estímulo não estivesse mais exercendo a influência de atração do centro de pressão).

A Figura 20, que contém os resultados gráficos do deslocamento lateral médio, olhos fechados e clique como estímulo sonoro, não expõe o mesmo padrão visual de percurso do centro de pressão da figura anterior. Apenas o estímulo direito e sua recuperação obteve deslocamento no sentido do estímulo com movimentação do centro de pressão no sentido oposto para o momento de recuperação. Para clique esquerdo e sua recuperação não se observou esse mesmo padrão.

Essas tendências se comportam de forma semelhante aos resultados de Raper e Soames (1991), os quais apresentaram uma movimentação do centro de pressão dos voluntários no sentido da fonte sonora.

Com potencial miogênico evocado vestibular (VEMP) também ocorre da mesma forma. Como já foi dito anteriormente, a musculatura de esternocleidomastóideo (a mais usada para a aferição do potencial miogênico após estimulações auditivas) ipsilateral ao estímulo sonoro apresenta potenciais de maiores amplitudes após a apresentação do *clique* ou do *burst*. Dentro dessa teoria do reflexo vestibulo-cólico, Wu e Murofushi (1999) sugeriram que o caminho neural do VEMP é oligosináptico. O som ativa os neuroreceptores do sáculo, que conduz o estímulo através das vias aferentes vestibulares

até os núcleos vestibulares (no tronco cerebral), que envia a informação para o núcleo motor do músculo citado e, finalmente, através das vias eferentes, surge o potencial.

Se esse percurso pudesse ser extrapolado não apenas para os músculos do pescoço (reguladores da posição da cabeça), mas também para aqueles mantenedores da postura ortostática (gastrocnêmio, solear, tibial anterior, quadríceps, isquiotibiais, eretores da espinha, dentre outros), a resposta postural esperada seria justamente no sentido do estímulo, o que ocorreu nas análises visuais do deslocamento lateral médio com cliques e olhos abertos.

Presmoselli *et al* (2001) são adeptos da hipótese de que os estímulos auditivos podem gerar estimulação vestibular. Na discussão dos resultados de seu estudo que investigava a síndrome de *Pusher* (tendência do hemiplégico de inclinar a sua postura no sentido do lado comprometido), os autores sugerem a hipótese das aferências auditivas tomarem parte do sistema de integração multisensorial que produz reações de postura corporal contra a gravidade. O embasamento teórico para essa hipótese seria que, como os caminhos neurais vestibulares e auditivos estão anatomicamente relacionados, é possível supor que cada vez que um sistema está sobrecarregado de uma determinada informação, o outro não funciona de maneira normal, mas sim patológica.

A classe e o tipo de receptores para os sistemas vestibular e auditivo descritas por Kandell (2000) são os mesmos (classe de receptores: mecanoreceptores; tipo de receptores: células ciliadas). A codificação do fenômeno e a faixa de frequência perceptível são diferentes. Entretanto, segundo esse mesmo autor: “Sob circunstâncias normais, cada neurônio sensitivo é principalmente sensível a um tipo de estímulo. Entretanto, a sensibilidade de uma fibra nervosa sensitiva a um tipo particular de estímulo não é absoluta; se um estímulo é forte o suficiente, ele pode ativar vários tipos de fibras nervosas”. É esse o conceito que conceberá a estimulação do sáculo através do som. Murofushi e Curthoys (1997) acrescentam que cliques são tipos de som que ativam os receptores do sáculo e suas aferências possivelmente porque os receptores do sáculo estão bem próximos à platina do estribo e assim irão provavelmente ser ativados preferencialmente pelos movimentos abruptos do estribo para dentro da janela oval.

Visualizando a estimulação do sáculo dessa forma, pode-se entender que a frequência que estimula o sáculo não é a frequência do estímulo sonoro em si, mas a taxa de repetição do clique/burst, pois esta sim está próxima às frequências das perturbações da cabeça (que estimulam diretamente os receptores vestibulares), que variam entre 0,5 a 5 Hz (Leight e Zee, 1991, apud Wu e Murofushi, 1999). Wu e

Murofushi (1999) demonstram em seu estudo que as amplitudes dos potenciais geradas por estímulos de 1 Hz e 5 Hz eram maiores do que as apresentadas após estímulos de 10 Hz, 15 Hz e 20 Hz. Entretanto com 10 Hz ainda eram geradas amplitudes capazes de caracterizar o VEMP.

Os estímulos sonoros clique e *burst* geram respostas reflexas na musculatura de pescoço (já comprovado através da revisão bibliográfica apresentada anteriormente) de origem vestibular. A não observação de alterações através da estabilometria pode ter acontecido por algumas razões:

- 1 - Essa resposta reflexa pode não existir nas musculaturas mantenedoras da postura ortostática para estímulos sonoros (apenas com estímulos genuinamente vestibulares);
- 2 - A intensidade dos estímulos sonoros necessária para evocar respostas na musculatura do pescoço pode ser menor do que para gerar respostas nas musculaturas posturais;
- 3 - Os estímulos sonoros utilizados podem ter gerado reflexos nas musculaturas posturais, mas insuficientes para representar diferenças significativas através da técnica da estabilometria;

Almejando resolver a razão 1 para a não ocorrência de alterações no centro de pressão em testes de estabilidade com apresentação sonora, pode-se trocar a forma de estimulação pela inserção de ar em temperaturas adequadas para gerar percepção de rotação da cabeça (usado por otorrinolaringologistas para a avaliação da presença ou não de patologias do sistema vestibular). Entretanto, é importante estudar a fundo esse mecanismo e realizar bastantes testes pilotos no intuito de preservar a integridade dos voluntários, uma vez que médicos da área alertam que o relato de sensação dos pacientes é de muita desorientação espacial.

Outra forma de tentar gerar respostas especificamente do sistema vestibular é através de um estímulo infra-sônico, isto é, ondas de frequência menor do que 20 Hz (limite inferior da audição humana). Assim, não haveria uma estimulação auditiva em si (pois o som não seria percebido), mas apenas sonora, em faixas de frequência sintonizadas às frequências dos receptores vestibulares.

Além das duas alternativas anteriores para solucionar a razão 1 exposta, uma possibilidade é utilizar o recurso da frequência de batimento, que é um estímulo sonoro gerado por 2 tons puros de frequências diferentes (mas próximas), gerando uma terceira

(de baixa frequência, sendo a diferença entre as duas primeiras). Submetendo esse sinal a um filtro passa-baixas (com frequência de corte ligeiramente acima da frequência da onda gerada pelo batimento), o resultado final será apenas a onda gerada.

Na tentativa de resolver a razão 2, futuros estudos podem aperfeiçoar o protocolo experimental, aumentando a intensidade de estimulação. Mesmo sendo a intensidade dos estímulos do presente experimento baseada em alguns estudos de VEMP (Murofushi e Curthoys, 1997; Sheykholeslami *et al*, 2001 (c); Watson e Colebatch, 1998; Wang e Young, 2003; Wang e Young, 2004; Todd *et al*, 2000 e Matsuzaki e Murofushi, 2002), um grupo de pesquisadores que muito publica a respeito desse potencial, utilizaram em seu protocolo uma intensidade de 95 ou 100 dB (NPS – nível de pressão sonora) acima do limiar auditivo, uma vez que o limiar para aparecimento do VEMP com cliques foi de 75 dB (NPS), também por eles testado nesse estudo (Colebatch *et al*, 1994). Trabalhando na mesma linha desses pesquisadores, Murofushi *et al* (1996), Wu e Murofushi, (1999), Welgampola e Colebatch (2001), Sartucci e Logi (2002) e Colebatch e Halmagyi (1992) utilizaram intensidades maiores do que as propostas no presente experimento.

Como exemplo, pode ser citado o achado de Wang e Young (2004), que apresentaram limiar de ativação das vias nervosas no VEMP em seres humanos na intensidade de 85dB (NA) utilizando *bursts*.

A média de estimulação com *bursts* no presente estudo foi de 100 dB (NA – nível de audição). Considerando essa média, os estímulos *bursts* do presente experimento foram inclusive mais intensos do que o limiar encontrado por Wang e Young (2004). Entretanto, a intensidade de 70 dB (NPS) acima do limiar para os cliques foi menor do que o limiar encontrado por Colebatch *et al* (1994) – limiar de 75 dB (NPS) e utilização de estímulos de 95 ou 100 dB de sensação em NPS.

A taxa de estimulação poderá ser mantida ou diminuída para resultados mais consistentes, baseado nos experimentos de Wu e Murofushi, 1999.

O tipo de estímulo poderá ser tanto o clique quanto o *burst*, já que ambos geram o potencial miogênico evocado vestibular: Todd *et al* (2000), Wang e Young (2003), Wang e Young (2004), Sheykholeslami *et al* (2001(c)) e Sheykholeslami *et al* (2004) utilizaram o *burst*, enquanto que Colebatch *et al* (1994), Matsuzake e Murofushi (2002), Cazals *et al* (1983), Watson e Colebatch (1998), Sartucci e Logi (2002), Colebatch e Halmagyi (1992) e Welgampola e Colebatch (2001) utilizaram o clique. Os

pesquisadores Sheykholeslami e Kaga, 2002 fizeram uso dos dois tipos de estímulo em seus experimentos, encontrando o potencial miogênico em ambas as circunstâncias.

A base de sustentação pode interferir de maneira importante na verificação (ou não) dos deslocamentos. Tarantola *et al* (1997) obtiveram resultados maiores do deslocamento do centro de pressão quando o indivíduo se mantinha com pés unidos, comparando com períodos com pés afastados 10 cm. Uma vez que a base escolhida para o presente experimento foi a de pés afastados, essa conduta pode ter diminuído a sensibilidade para deslocamentos laterais, deslocamentos esses que poderiam suscitar as informações mais coerentes com as apresentações unilaterais dos estímulos.

Para tentar resolver a razão 3 da não ocorrência de alterações no centro de pressão em testes com estímulos sonoros, uma forma de verificar se o estímulo está gerando algum potencial, mesmo que sutil, na musculatura postural é acrescentar ao protocolo experimental a mensuração da atividade muscular elétrica (eletromiografia). Dessa forma, poder-se-á determinar se houve ou não uma ação reflexa que poderá ser observada ou não através da estabilometria.

CAPÍTULO VI

CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Os resultados encontrados no presente experimento demonstram que não é qualquer tipo de estímulo sonoro que irá provocar reajustes posturais significativos. Tons puros de 500 Hz e de 4000 Hz, Cliques de 0,1 ms e taxa de repetição de 7 Hz e *Bursts* de 250 ms, 500 Hz e taxa de repetição de 7 Hz, todos com intensidade de 70 dB acima do limiar auditivo para cada tipo de estímulo, não produzem alterações no deslocamento do centro de pressão perceptíveis estatisticamente.

Sugestões para trabalhos futuros: a) aumento da intensidade de estimulação (80 a 100 dB acima do limiar auditivo); b) posicionar os pés unidos na plataforma de força no momento da aquisição do sinal; c) utilizar estimulação pela inserção de ar no canal auditivo em temperaturas adequadas para gerar percepção de rotação da cabeça; d) utilizar frequência de batimento (citada na discussão); e e) utilizar estímulos infra-sônicos.

O interesse pela interação entre os sistemas vestibular e auditivo e suas ações no reajuste postural deve ser mantido, uma vez que já se rompeu a idéia de que somente estímulos de movimentação de cabeça são capazes de estimular os receptores vestibulares. A onda sonora, estímulo de natureza mecânica, pode ser um importante meio para se detectar alterações vestibulares, mas a forma como ela realmente irá interferir no controle postural deve ser mais investigada. Assim, a ciência estará contribuindo na busca para diagnosticar com mais precisão patologias tão desagradáveis para os pacientes.

REFERÊNCIAS

- BERNE, R., LEVY, M. (1992), *Physiology*, 3^a ed., Missouri: Mosby Year Book.
- CARROLL, J.P., FREEDMAN, W. (1992), “Nonstationary properties of postural sway”, *Journal of Biomechanics*, v. 26, n. 4/5, pp. 409-416.
- CAUQUIL, A., BOUSQUET, P., SALON, M-C, DUPUI, P., BESSOU, P. (1997), “Monaural and Binaural galvanic vestibular stimulation in human dynamic balance function”, *Gait and Posture*, v. 6, pp. 210-217.
- CAUQUIL, A., MARTINEZ, P., OUAKNINE, M., TARDY-GERVET, M. (2000), “Orientation of the body response to galvanic stimulation as a function of the inter-vestibular imbalance”, *Experimental Brain Research*, v. 133, pp. 501-505.
- CAZALS, Y., ARAN, J-M, ERRE, J-P. (1993), “Intensity difference thresholds assessed with eighth nerve and auditory cortex potentials: Compared values from cochlear and sacular responses”, *Hearing Research* v. 10, pp. 263-268,.
- CHAM, R., REDFERN, M. (2001), “Effect of flooring on standing comfort and fatigue”, *Human Factors*, v. 43, n. 3, pp. 381-391.
- COLEBATCH, J., HALMAGYI, G. (1992), “Vestibular evoked potentials in human neck muscles before and after unilateral vestibular deafferentation”, *Neurology*, v. 42, pp. 1635-1636, August.
- COLEBATCH, J., HALMAGYI, G., SKUSE, N. (1994), “Myogenic potentials generated by click-evoked vestibulocollic reflex”, *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, v. 57, pp. 190-197.
- DAVID, R, COLAFÊMINA, J. (2002), “Potenciais miogênicos evocados vestibulares (VEMP): uma revisão bibliográfica”, *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*, v. 68, n. 1, pp. 113-117.

- DUARTE, M. (2000), *Análise Estabilográfica da Postura Ereta Humana Quase-Estática*, Tese apresentada à Escola de Educação Física e esportes da USP em concurso para docência, São Paulo.
- EASTON, R., GREENE, A., DIZIO, P., LACKNER, J. (1998), “Auditory cues for orientation and postural control in sighted and congenitally people”, *Experimental Brain Research* v.118, pp.541-550
- FRIES, S., DIETERICH, M., BRANDT, T. (1993), “Otolith contributions to postural control in man: short latency motor responses following sound stimulation in a case of otolithic Tullio phenomenon”, *Gait & Posture*, v. 1, pp. 145-153.
- GAGEY, P., WEBER, B. (2000), *Posturologia. Regulação e Distúrbios da Posição Ortostática*, 2^a ed., São Paulo: Manole.
- GANDRA, V., OLIVEIRA, L., NADAL, J. (2003), “Efeito da visão no controle postural ortostático em testes estabilométricos de longa duração”. In *Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica*, v. 2, pp. 430-433, Ouro Preto, MG, 3 a 6 de junho.
- GULDIN, W. O., GRÜSSER, O. J. (1998), “Is there a vestibular cortex?” *Trends in Neuroscience*, v. 21, n. 6, pp. 254-259.
- GUYTON, A. (1989), *Tratado de Fisiologia Médica* 7^a ed Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- HANSEN, L., WINKEL, J., JORGENSEN, K. (1998), “Significance of mat and shoe softness during prolonged work in upright position: based on measurements of low back muscle EMG, foot volume changes, discomfort and ground force reactions” *Applied Ergonomics*, v. 29, n. 03, pp. 217-224.

- IMBIRIBA, L., CRUZ, C., MAINENTI, M., MAGALHÃES, J., OLIVEIRA, L., NADAL, J. (2002), “Modificariion in the postural control during long-term standing”, In: *Proceedings of the IVth World Congress of Biomechanics*, p. 116 (abstract), Calgary, Canada, July.
- KANDEL, E., SCHWARTZ, J., JESSEL, T. (2000), *Principles of Neural Science*, 4th edition, New York: McGraw-Hill.
- KATZ, J. (1999), *Tratado de Audiologia Clínica*, 4^a edição, São Paulo: Manole.
- LAZZARINI, V. (1998), *Apostila “Elementos da Acústica” da disciplina Laboratório de Música Eletroacústica* do Curso de Música da Universidade Estadual de Londrina - PR.
- LE CLAIR, K., RIACH, C. (1996), “Postural stability measures: What to measure and for how long”, *Clinical Biomechanics*, v. 11, pp. 176-178.
- LICHTIG, I., CARVALHO, R. (Organizadoras) (1997), *Audição – Abordagens atuais*. São Paulo: Pró-fono.
- MACHADO, A. (1985), *Neuroanatomia Funcional*, Rio de Janeiro: Atheneu.
- MADELEINE, P., VOIGT, M., ARENDT-NIELSEN, L. (1998), “Subjective, physiological and biomechanical responses to prolonged manual work perfomed standing on hard and soft surfaces”, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v. 77, pp.1-9.
- MARSDEN, J., CASTELLOTE, J., DAY, B. (2002), “Bipedal distribution of human vestibular- evoked postural responses during assymetrical standing”, *Journal of Physiology*, v. 542, Pt. 1, pp. 323-331.

- MATSUZAKI, M., MUROFUSHI, T. (2002), "Click-evoked potentials on the neck of the guinea pig", *Hearing Research*, v. 165, pp. 152-155.
- MAUDONNET, O. (1999), *Avaliação Otoneurológica*,. São Paulo: BYK.
- MCCUE, M.P., GUINAN, J.J. (1995), "Spontaneous activity and frequency selectivity of acoustically responsive vestibular afferents in cat", *Journal of Neurophysiology*, v. 74, n. 4, October.
- MCCUE, M.P., GUINAN, J.J. (1997), "Sound-evoked activity in primary afferent neurons of a mammalian vestibular system", *American Journal of Otology*, v. 18, n. 3, pp. 355-360.
- MELLO, R., OLIVEIRA, L., NADAL, J. (2003), "Antecipação da atividade mioelétrica às oscilações posturais e influência da fadiga", In: *Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica*, v. 1, pp. 62-65, Ouro Preto, MG, 3 a 6 de junho.
- MUROFUSHI, T., HALMAGYI, G., YAVOR, R., COLEBATCH, J. (1996), "Absent vestibular evoked myogenic potentials in vestibular neurolabyrinthitis", *Archives of Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, v. 122, pp. 845-848, August.
- MUROFUSHI, T., CURTHOYS, I. (1997), "Physiological and anatomical study of click-sensitive primary vestibular afferents in the guinea pig", *ACTA Otolaryngologica (Stockholm)*, v. 117, pp. 66-72.
- NARDONE, A., TARANTOLA, J., GIORDANO, A., SCHIEPPATI, M. (1997), "Fatigue effects on body balance", *Eletroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 110, pp. 309-320.
- NARDONE, A., TARANTOLA, J., GALANTE, M., SCHIEPPATI, M. (1998), "Time course of stabilometric changes after a strenuous treadmill exercise", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 79, pp. 920-924.

- OLIVEIRA, L. (1993), “Estudo de revisão sobre a utilização da estabilometria como método diagnóstico clínico”, *Caderno de Engenharia Biomédica*, v. 9, n. 1.
- OLIVEIRA, L. (1996), *Análise Quantitativa de Sinais Estabilométricos na Avaliação do Equilíbrio de Gestantes*, Tese de D.Sc., Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro.
- PARKER, D. E. (1980), “The Vestibular Apparatus”, *Scientific American*, v. 243, n. 5, pp. 98-11.
- PREMOSELLI, S., CESANA, L., CERRI, C. (2001) , “Pusher syndrome in stroke: clinical, neuropsychological and neurophysiological investigation”, *Europa Medicophysica*, v. 37, pp. 143-51.
- RAPER, S., SOAMES, R. (1991), “The influence of stationery auditory fields on postural sway behaviour in man”, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v. 63, pp. 363-367.
- RODRIGUES, W. (1982), *Apostila da Disciplina Elementos de Telecomunicações*, do Curso de Eletrônica do CEFET – MG. Acessada pela internet (<http://www.jdbte.com.br/wjrteleco/unit06.pdf>) em 05/09/2005.
- RYS, M., KONZ, S. (1994), “Standing”, *Ergonomics*, v. 37, n. 4, pp. 677-687.
- SAKELLARI, V., SOMAES, R. (1996), “Auditory and visual interactions in postural stabilization”, *Ergonomics*, v. 39, n. 4, pp. 634-648.
- SARTUCCI, F., LOGI, R. (2002) , “Vestibular-evoked myogenic potentials: A method to assess vestibule-spinal conduction in multiple sclerosis patients”, *Brain Research Bulletin*, v. 59, n. 1, pp. 59-63.
- SCHIEPPATI, M., TACCHINE, E., NARDONE, A., TARANTOLA, J., CORNA, S. (1999), “Subjective perception of body sway”, *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, v. 66, n. 3, pp. 313-322.

- SCINICARIELLO, A., EATON, K., INGLIS, T. e COLLINS, J. (2001), "Enhancing human balance control with galvanic stimulation", *Biological Cybernetics*, v. 84, pp. 475-480.
- SHEYKHOLESLAMI, K., MUROFUSHI, T., KERMANY, MH, KAGA, K. (2000), "Bone-conducted evoked myogenic potentials from the sternocleidomastoid muscle", *Acta Oto-Laryngologica*, v. 120, n. 6, pp. 731-734.
- SHEYKHOLESLAMI, K., KERMANY, M., KAGA. K. (2001a), "Bone-conducted vestibular evoked myogenic potentials in patients with congenital atresia of the external auditory canal", *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, v. 57, p. 25-29.
- SHEYKHOLESLAMI, K., KERMANY, M., KAGA. K. (2001b), "Frequency sensitivity range of the saccule to bone-conducted stimuli measured by vestibular evoked myogenic potentials", *Hearing Research*, v. 160, pp. 58-62.
- SHEYKHOLESLAMI, K., MUROFUSHI, T., KAGA, K. (2001c), "The effect of sternocleidomastoid electrode location on vestibular evoked myogenic potential", *Auris Nasus Larynx*, v. 28, pp. 41-43.
- SHEYKHOLESLAMI, K., SCHMERBER, S., KERMANY, M., KAGA, K. (2004), "Vestibular-evoked myogenic potentials in three patients with large vestibular aqueduct", *Hearing Research*, v. 190, pp. 161-168.
- SHEYKHOLESLAMI, K., KAGA, K. (2002), "The otolithic organ as a receptor of vestibular hearing revealed by vestibular-evoked myogenic potentials in patients with inner ear anomalies", *Hearing Research*, v. 165, pp. 62-67.
- SOAMES, R., RAPPER, A. (1992), "The influence of moving auditory fields on postural sway behaviour in man", *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v. 65, pp. 241-245.

- TANAKA, T., KOJIMA, S., TAKEDA, H., INO, S., IFUKUBE, T. (2001) “The influence of moving auditory stimuli on standing balance in healthy Young adults and the elderly”, *Ergonomics*, v.44, n.15, pp.1403-1412.
- TARANTOLA, J., NARDONE, A., TACCHINI, E., SCHIEPPATI, M. (1997), “Human stance stability improves with the repetition of the task; effect of foot position and visual condition”, *Neuroscience Letters*, v. 228, pp. 75-78.
- TODD, N., CODY, F., BANKS, J. (2000), “A saccular origin of frequency tuning in myogenic vestibular evoked potentials?: implications for human responses to loud sounds”, *Hearing Research*, v. 141, pp. 180-188.
- VUILLERME, N., NOUGIER, V., PRIEUR, J. (2001), “Can Vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans?”, *Neuroscience Letters*, v. 308, pp. 103-106.
- WANG, C-T, YOUNG, Y-H. (2004), “Earlier and later components of tone burst evoked myogenic potentials”, *Hearing Research*, v. 191, pp. 59-66.
- WANG, S-J, YOUNG, Y-H. (2003), “Vestibular evoked myogenic potentials using simultaneous inaural acoustic stimulation”, *Hearing Research*, v. 185, n. 1-2, pp. 43-48.
- WATSON, S., COLEBATCH, J. (1998), “Vestibular-evoked electromyographic responses in soleus: a comparison between click and galvanic stimulation”, *Experimental Brain Research*, v. 119, pp. 504-510.
- WATSON, S., HALMAGYI, G., COLEBATCH, J. (2000), “Vestibular hypersensitivity to sound (Tullio phenomenon): Structural and functional assessment”, *Neurology* v. 54, n. 3, pp. 722-728.
- WELGAMPOLA, M., COLEBATCH, J. (2001), “Vestibulocollic reflexes: normal values and the effect of age”, *Clinical Neurophysiology*, v. 112, pp. 1971-1979.

- WELGAMPOLA, M., ROSENGREN, S., HALMAGYI, G., COLEBATCH, J. (2003), "Vestibular activation by bone conducted sound", *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, v. 74, n. 6, pp. 771-778.
- WU, C-H, MUROFUSHI, T. (1999), "The effect of click repetition rate on vestibular evoked myogenic potential", *ACTA Oto-laryngologica (Stockholm)*, v. 119, pp. 29-32.
- ZHANG, L., DRURY, C., WOOLLEY, S. (1991), "Constrained standing: Evaluating the foot/floor interface", *Ergonomics*, v. 34, n. 2, pp. 175-192.

APÊNDICES

Apêndice A - Anamnese para testes realizados na Escola de Educação Física e Desportos (EEFD-UFRJ) – Experimento 1

Número:

Nome dos Arquivos:

Data:

1) Dados Pessoais

Nome:

Tel:

Curso:

Período:

2) Dados Físicos

Estatura:

Peso:

Idade:

Sexo: ()M ()F

Caso seja do sexo feminino, quando foi o início do último ciclo menstrual?

3) Pratica alguma atividade física?

() SIM

() NÃO

~~/~~ Qual? _____

~~/~~ Já praticou? _____

~~/~~ Frequência Semanal: _____

~~/~~ Qual? _____

~~/~~ Duração da Sessão: _____

~~/~~ Por quanto tempo? _____

~~/~~ Quando praticou pela última vez?

~~/~~ Há quanto tempo parou? _____

4) Dados Clínicos:

Você bebe?

Qual a frequência semanal?

Você fuma?

Qual a frequência diária?

Utiliza drogas?

Qual a frequência semanal?

Utiliza algum medicamento?

Qual?

Utiliza algum hormônio?

Qual?

Apresenta distúrbio neurológico?

Qual?

Apresenta problema ósteo-mio-articular?

Qual?

Já teve otite?

Quando foi a última crise?

Tem Labirintite?

Tem passado cirúrgico?

Onde?

5) Audiometria (preenchido pela pesquisadora):

Para tom puro 500 Hz:

Limiar sensitivo da orelha direita: _____db (NA)

Limiar sensitivo da orelha esquerda: _____db (NA)

Para tom puro 4000 Hz:

Limiar sensitivo da orelha direita: _____db (NA)

Limiar sensitivo da orelha esquerda: _____db (NA)

6) Observações gerais do teste:

Apêndice C - Consentimento para testes realizados na Escola de Educação Física e Desportos (EEFD-UFRJ) – Experimento 1

Eu, _____, voluntariamente, consinto em participar de uma pesquisa sobre equilíbrio postural no Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Desportos da Universidade Federal do Rio de Janeiro.

O estudo consistirá do registro das oscilações corporais sobre uma plataforma de força (estabilometria) em postura ereta, durante aproximadamente 10 minutos com alguns estímulos sonoros gerados por um audiômetro. Anteriormente ao teste, far-se-ão 1) preenchimento da ficha de anamnese com a máxima sinceridade; 2) medidas antropométricas de peso e estatura; 3) medidas dos limiares sensitivos de cada orelha do indivíduo. Para a realização do teste, devo seguir as seguintes recomendações: não ter feito refeição excessiva ou consumir bebida alcoólica previamente, assim como não ter feito nenhum exercício físico extenuante; não portar objetos como pulseiras, anéis, cordões ou relógios muito apertados; desligar celular; retirar calçados e meias; não ter tido crise de otite no último mês; não ter labirintite. Estou ciente de que a qualquer momento deverei avisar sobre algum desconforto, como enjoos, vertigens, etc. no decorrer do experimento.

As informações a serem obtidas durante o estudo ficarão restritas a fins científicos, tendo garantida minha privacidade.

Li e compreendi estas informações, tomando ciência do objetivo do estudo já discutido com o pesquisador. Se, a qualquer momento durante o teste, novas dúvidas e perguntas surgirem, disponho de total liberdade para me dirigir ao responsável pelo mesmo, afim de esclarecê-las. Além disso, tenho direito garantido de desistir a qualquer momento.

Tendo em vista minha contribuição para o andamento da citada pesquisa, declaro estar de acordo com os procedimentos do experimento.

Assinatura do (a) voluntário (a):

Assinatura da responsável pelo experimento:

Data: __/__/____.

Caso surjam demais dúvidas entrar em contato com a responsável pelo experimento, Míriam Mainenti, pelo telefone (21) 9644-7951.

Apêndice D - Consentimento para testes realizados no Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF–UFRJ) – Experimento 2

Eu, _____, voluntariamente, consinto em participar de uma pesquisa sobre equilíbrio postural no Hospital Clementino Fraga Filho da Universidade Federal do Rio de Janeiro.

O estudo consistirá do registro das oscilações corporais sobre uma plataforma de força (estabilometria) em postura ereta, durante aproximadamente 10 minutos com alguns estímulos sonoros gerados por um audiômetro. Anteriormente ao teste, far-se-ão 1) preenchimento da ficha de anamnese com a máxima sinceridade; 2) medidas dos limiares sensitivos de cada orelha do voluntário. Para a realização do teste, devo seguir as seguintes recomendações: não ter feito refeição excessiva ou consumir bebida alcoólica previamente, assim como não ter feito nenhum exercício físico extenuante; não portar objetos como pulseiras, anéis, cordões ou relógios muito apertados; desligar celular; retirar calçados e meias; não ter tido crise de otite no último mês; não ter labirintite. Estou ciente de que a qualquer momento deverei avisar sobre algum desconforto, como enjôos, vertigens, etc. no decorrer do experimento.

As informações a serem obtidas durante o estudo ficarão restritas a fins científicos, tendo garantida minha privacidade.

Li e compreendi estas informações, tomando ciência do objetivo do estudo já discutido com o pesquisador. Se, a qualquer momento durante o teste, novas dúvidas e perguntas surgirem, disponho de total liberdade para me dirigir ao responsável pelo mesmo, afim de esclarecê-las. Além disso, tenho direito garantido de desistir a qualquer momento.

Tendo em vista minha contribuição para o andamento da citada pesquisa, declaro estar de acordo com os procedimentos do experimento.

Assinatura do (a) voluntário (a):

Assinatura da responsável pelo experimento:

Data: __/__/____.

Caso surjam demais dúvidas entrar em contato com a responsável pelo experimento, Míriam Mainenti, pelo telefone (21) 9644-7951.

Apêndice E - Sequências de Teste do Experimento 1

Sequência 1:

OA sem estímulo sem fone
OF sem estímulo sem fone
OA sem estímulo com fone
OA estímulo direito 500 Hz
OA estímulo esquerdo 500 Hz
OA estímulo direito 4000 Hz
OA estímulo esquerdo 4000 Hz
OF sem estímulo
OF estímulo esquerdo 500 Hz
OF estímulo direito 500 Hz
OF estímulo esquerdo 4000 Hz
OF estímulo direito 4000 Hz

Sequência 2:

OA sem estímulo
OA estímulo direito 4000 Hz
OA estímulo esquerdo 4000 Hz
OA estímulo direito 500 Hz
OA estímulo esquerdo 500 Hz
OF sem estímulo
OF estímulo esquerdo 4000 Hz
OF estímulo direito 4000 Hz
OF estímulo esquerdo 500 Hz
OF estímulo direito 500 Hz
OA sem estímulo sem fone
OF sem estímulo sem fone

Sequência 3:

OA sem estímulo sem fone
OF sem estímulo sem fone
OF sem estímulo
OF estímulo direito 500 Hz
OF estímulo esquerdo 500 Hz
OF estímulo direito 4000 Hz
OF estímulo esquerdo 4000 Hz
OA sem estímulo
OA estímulo esquerdo 500 Hz
OA estímulo direito 500 Hz
OA estímulo esquerdo 4000 Hz
OA estímulo direito 4000 Hz

Sequência 4:

OF sem estímulo
OF estímulo direito 4000 Hz
OF estímulo esquerdo 4000 Hz
OF estímulo direito 500 Hz
OF estímulo esquerdo 500 Hz
OA sem estímulo
OA estímulo esquerdo 4000 Hz
OA estímulo direito 4000 Hz
OA estímulo esquerdo 500 Hz
OA estímulo direito 500 Hz
OA sem estímulo sem fone
OF sem estímulo sem fone

Legenda: OA – Olhos Abertos; OF – Olhos Fechados

Apêndice F - Sequências de Teste do Experimento 2

Sequência 1

OA sem estímulo

OA estímulo clique direito

OA estímulo clique esquerdo

OF sem estímulo

OF estímulo clique direito

OF estímulo clique esquerdo

2 minutos de descanso sentado numa cadeira posicionada imediatamente posterior à plataforma

OA estímulo *burst* direito

OA estímulo *burst* esquerdo

OF estímulo *burst* direito

OF estímulo *burst* esquerdo

Sequência 2

OA sem estímulo

OA estímulo *burst* direito

OA estímulo *burst* esquerdo

OF sem estímulo

OF estímulo *burst* direito

OF estímulo *burst* esquerdo

2 minutos de descanso sentado numa cadeira posicionada imediatamente posterior à plataforma

OA estímulo clique direito

OA estímulo clique esquerdo

OF estímulo clique direito

OF estímulo clique esquerdo

Sequência 3

OF sem estímulo

OF estímulo *burst* direito

OF estímulo *burst* esquerdo

OA sem estímulo

OA estímulo *burst* direito

OA estímulo *burst* esquerdo

2 minutos de descanso sentado numa cadeira posicionada imediatamente posterior à plataforma

OF estímulo clique direito

OF estímulo clique esquerdo

OA estímulo clique direito

OA estímulo clique esquerdo