



ANÁLISE ELETROENCEFALOGRÁFICA DO CONTROLE POSTURAL  
DURANTE ESTIMULAÇÃO VISUAL EM AMBIENTE DE REALIDADE  
VIRTUAL ESTEREOSCÓPICA

Viviany Dias Gandra

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

Orientador: Maurício Cagy

Rio de Janeiro

Abril de 2019

ANÁLISE ELETROENCEFALOGRÁFICA DO CONTROLE POSTURAL  
DURANTE ESTIMULAÇÃO VISUAL EM AMBIENTE DE REALIDADE VIRTUAL  
ESTEREOSCÓPICA

Viviany Dias Gandra

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

Examinada por:

---

Prof. Maurício Cagy, D.Sc.

---

Dr. Carlos Julio Tierra-Criollo, D.Sc.

---

Dr. Paulo José Guimarães da Silva, D.Sc.

---

Prof. Júlio Guilherme Silva, D.Sc.

---

Prof. José Eduardo Lattari Rayol Prati, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

ABRIL DE 2019

Gandra, Viviany Dias

Análise Eletroencefalográfica do Controle Postural Durante Estimulação Visual em Ambiente de Realidade Virtual Estereoscópica / Viviany Dias Gandra – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2019.

XII, 88 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Maurício Cagy

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2019.

Referências Bibliográficas: p. 66-77.

1. Processamento de sinais EEG. 2. Controle Postural. 3. Estereoscopia. I. Cagy, Maurício. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

## DEDICATÓRIA

Ao meu pai e minha mãe (*in memoriam*), pela fé, apoio, educação e estudo proporcionados, para que eu concretizasse este trabalho.

À minha irmã pelo incentivo e apoio nos momentos difíceis.

À Hanny Malluah pela paz e alegria.

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus.

Ao meu querido orientador, Maurício Cagy, pelo esforço, paciência, compreensão e confiança na realização deste trabalho.

Aos meus amigos de turma e professores que ajudaram para que este trabalho existisse, com alegria e dedicação. Especialmente à Michelle, Mariana e Bruno pela amizade, ajuda e companheirismo.

Ao Paulão pela incansável disponibilidade para ajudar quando precisamos.

A todos, que de alguma maneira, permitiu a realização de mais esta etapa.

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

ANÁLISE ELETROENCEFALOGRÁFICA DO CONTROLE POSTURAL  
DURANTE ESTIMULAÇÃO VISUAL EM AMBIENTE DE REALIDADE  
VIRTUAL ESTEREOSCÓPICA

Viviany Dias Gandra

Abril/2019

Orientador: Maurício Cagy

Programa: Engenharia Biomédica

A orientação espacial no controle postural é baseada na interpretação de informações sensoriais advindas dos sistemas somatossensorial, vestibular e visual. A estimulação visual dinâmica pode ser realizada em ambiente de realidade virtual, capaz de provocar alterações posturais durante a manutenção do equilíbrio, particularmente ao se empregar a estereoscopia, quando se espera um aumento na sensação de presença (imersão) do indivíduo no ambiente virtual. O objetivo do presente estudo foi investigar o efeito da estimulação visual dinâmica estereoscópica no processamento cortical do controle postural ortostático e sentado, visando estimar o M-VEP. Participaram deste estudo 25 voluntários sadios com faixa etária de  $28,24 \pm 7,06$  anos. Sinais EEG foram coletados enquanto um cenário virtual era deslocado antero-posteriormente de forma pseudo-aleatória, aproximando-se ou afastando-se do observador. O componente P3 do M-VEP durante afastamento apresentou maior amplitude que o eliciado pela aproximação, tanto com os indivíduos em pé quanto sentados. As respostas aos estímulos com a posição em pé apresentaram maior variação da latência para aproximação, enquanto a variabilidade da amplitude do pico de P3 foi maior para o afastamento do cenário. Com os indivíduos sentados, tanto a latência, quanto a amplitude apresentaram maior variação de P3 para aproximação. Comparado as respostas dos estímulos na posição ortostática e na posição sentada, não se obteve diferença significativa, embora seja possível observar que indivíduos sentados acabam tendo menos imersão por conta da teoria da instabilidade.

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

ELETRONEUROFISIOLOGIA ANALISE DE CONTROLE POSTURAL DURANTE  
ESTIMULACAO VISUAL EM UM AMBIENTE DE REALIDADE VIRTUAL ESTEREOSCOPICA  
ENVIRONMENT

Viviany Dias Gandra

April/2019

Advisor: Maurício Cagy.

Department: Biomedical Engineering

Spatial orientation in postural control is based on the interpretation of sensory information from somatosensory, vestibular and visual systems. Dynamic visual stimulation can be performed in a virtual reality environment, capable of provoking postural changes during balance maintenance, particularly when using stereoscopy, when an individual's presence (immersion) sensation is expected to increase in the virtual environment. The aim of the present study was to investigate the effect of dynamic visual stimulation on cortical processing of orthostatic and seated postural control in order to estimate M-VEP. Twenty-five healthy volunteers with an age range of  $28.24 \pm 7.06$  years participated in this study. EEG signals were collected while a virtual scenario was shifted antero-posteriorly in a pseudo-random fashion, approaching or moving away from the observer. The P3 component of the M-VEP during spacing presented greater amplitude than the one elicited by the approach, with both standing and sitting individuals. The responses to standing position stimuli presented higher latency variation for approximation, while the P3 peak amplitude variability was higher for the distance from the scenario. With the sitting individuals, both latency and amplitude presented greater variation of P3 for approximation. Comparing the responses of the stimuli in the orthostatic position and in the sitting position, no significant difference was obtained, although it is possible to observe that sitting individuals end up having less immersion because of the instability theory.

## SUMÁRIO

<b>CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
1.1    Objetivo Geral.....	4
1.2    Objetivos específicos .....	4
<b>CAPÍTULO 2 - FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....</b>	<b>5</b>
2.1    Sistema Visual .....	5
2.2    Controle Postural Ortostático.....	11
2.3    Realidade Virtual .....	15
2.3.1    Estereoscopia .....	17
2.4    O Eletroencefalograma (EEG).....	21
2.4.1    Particularidades do EEG .....	22
2.4.2    Aquisição do EEG .....	24
2.4.3    Derivações do EEG.....	25
2.4.4    A Resposta Cortical à Estimulação Visual Dinâmica: O M-VEP .....	26
<b>CAPÍTULO 3 - REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>29</b>
<b>CAPÍTULO 4 - MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>32</b>
4.1    Casuística .....	32
4.2    Procedimentos Experimentais.....	33
4.2.1    Protocolo Experimental .....	33
4.2.2    Avaliação da Imersão e Presença do Sistema de Realidade Virtual Estereoscópica .....	37
4.2.3    Aquisição de Sinais.....	38
4.2.4    Processamento de Sinais EEG .....	40
4.3    Aspectos Éticos.....	44
<b>CAPÍTULO 5 - RESULTADOS.....</b>	<b>45</b>
5.1    Imersão e Presença do Sistema de Realidade Virtual Estereoscópica.....	45
5.2    Média Coerente.....	48
5.3    ERD/ERS .....	57
<b>CAPÍTULO 6 - DISCUSSÃO .....</b>	<b>61</b>
<b>CAPÍTULO 7 - CONCLUSÃO .....</b>	<b>65</b>

## LISTA DE FIGURAS

2.1 - Vista do olho em secção transversal (Modificado de BEAR <i>et al.</i> , 2007).....	6
2.2 - Secção Transversal do cérebro expondo a via retino geniculo-cortical – via visual que medeia a percepção visual consciente (Modificado de BEAR <i>et al.</i> , 2007).....	8
2.3 - a) Projeções das duas vias a partir de V1; b) Áreas corticais de processamento visual (Modificado de BEAR <i>et al.</i> , 2007).....	10
2.4 - Tipos de visões na mesma cena em percepções diferentes (TORI <i>et al.</i> , 2006).....	18
2.5 - Efeito da perspectiva (TORI <i>et al.</i> , 2006).....	18
2.6 - Efeito da iluminação e sombra. (a) Sem efeito. (b) Apenas com efeito da iluminação. (c) Associação entre iluminação e sombra (TORI <i>et al.</i> , 2006).....	19
2.7 - Efeito da oclusão parcial do objeto (TORI <i>et al.</i> , 2006).....	19
2.8 - Efeito do gradiente de textura (TORI <i>et al.</i> , 2006).....	20
2.9 - Tipos de padrões rítmicos do EEG (GEDDES e BAKER, 1989).....	23
2.10 - Sistema de Posicionamento 10-20 para aquisição do EEG (EDMONDS, 1992).....	24
2.11 - Representação da Derivação monopolar (a) e Derivação bipolar (b) (REILLY, 2005).....	26
2.12 – Exemplo de uma resposta neuronal composta pelos três picos P1, N2 e P3 (Autorizado por DA_SILVA <i>et al.</i> , 2013).....	27
4.1 – Posicionamento do indivíduo na plataforma após a colocação dos eletrodos...	34
4.2 - Cenário virtual utilizado na avaliação da imersão e presença do sistema de	

realidade virtual estereoscópica.....	35
4.3 - As cinco disposições dinâmicas do cenário virtual, desde a posição mais expandida à mais reduzida do observador.....	35
4.4 - Implementação da projeção estereoscópica.....	36
4.5- Cenário visto com o uso de óculos com lentes polarizadoras de luz por parte....	36
4.6. Escala presença SAM.....	37
4.7 - Amplificador biológico BrainNet - BNT 36 (EMSA, Brasil).....	39
4.8 - Esquema de configuração experimental.....	40
4.9 - Software do sistema integrado de sinais EEG, durante uma aquisição de sinal correspondente a um bloco de estimulação visual dinâmica.....	41
5.1 - Escore mediano e quartis obtidos no questionário SAM.....	45
5.2 - Escore mediano e quartis obtidos na questão 1 do questionário SUS: “Até que ponto se sentiu presente no cenário apresentado?” .....	46
5.3 - Escore mediano e quartis obtidos na questão 2 do questionário SUS: “Até que ponto o cenário apresentado se tornou uma realidade e quase se esqueceu do contexto laboratorial em que decorre a experiência?” .....	46
5.4 - Escore mediano e quartis obtidos na questão 3 do questionário SUS: “Até que ponto ao recordar-se do cenário, o vê como uma imagem, ou como um sítio onde esteve presente?” .....	47
5.5 - Escore mediano e quartis obtidos na questão 4 do questionário SUS: “Durante o tempo da experiência, foi mais forte o sentido de estar no cenário ou de estar em outro lugar?” .....	47
5.6 - Escore mediano e quartis obtidos na questão 5 do questionário SUS: “Em que medida as condições estruturais (cor, objeto) do cenário o recordam de outras	

<i>situações semelhantes em que já esteve?</i> .....	48
5.7 - Escore mediano e quartis obtidos na questão 6 do questionário SUS: “Durante algum momento da experiência pensou que estivesse realmente no cenário?” .....	48
5.8 – <i>Grand-Average</i> dos M-VEP com os participantes em posição ortostática, comparando respostas a partir da aproximação (azul) e do afastamento (vermelho) do cenário (seta verde, como exemplo, no componente P3 nas derivações Cz e P4).....	50
5.9 – <i>Grand-Average</i> dos M-VEP com os participantes em posição sentada, comparando respostas a partir da aproximação (azul) e do afastamento (vermelho) do cenário.....	51
5.10 – Comparação dos <i>Grand-Averages</i> dos M-VEPs em resposta ao afastamento do cenário, em posição ortostática (azul) e sentado (vermelho).....	53
5.11 – Comparação dos <i>Grand-Averages</i> dos M-VEPs em resposta à aproximação do cenário, em posição ortostática (azul) e sentado (vermelho).....	54
5.12 – ERD/ERS na banda alfa em resposta à aproximação do cenário (azul) e afastamento (vermelho) na posição sentado.....	58
5.13 – ERD/ERS na banda beta em resposta à aproximação do cenário (azul) e afastamento (vermelho) em posição ortostática.....	59

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Ag/AgCl – prata - cloreto de prata

Célula M – neurônio ganglionar do tipo magno

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

Célula P – neurônio ganglionar do tipo parvo

CP – centro de pressão

DSB – “*Dynamic Stimulation Backwards*” - condição de afastamento

DSF – “*Dynamic Stimulation Forwards*” – condição de aproximação

EEG – eletroencefalograma

EEGe - EEG de fundo ou espontâneo

EMG – eletromiografia

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

(Dessincronização/Sincronização relacionado a evento)

IT – área do córtex temporal inferior

MST – *mead superior temporal* – (área do córtex temporal médio-superior, equivalente a V5)

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

M-VEP - *Motion-related Visual Evoked Potential*

NGL – Núcleo Geniculado Lateral

P1, N2 e P3 - três picos (positivos e negativo) que compõe a resposta neuronal

Parietal (P), Frontal (F), Temporal (T), Central (C), Auricular (A) ou Occipital (O)

RV - Realidade Virtual

SAM – questionário “*Self Assessment Maniklin*”

SNC – Sistema Nervoso Central

SUS – “*Slater – USOH – Steed Questionnaire*”

V1 – área do córtex visual correspondente à área citoarquitetônica 17 de Brodmann

V2 – área do córtex visual correspondente à área citoarquitetônica 18 de Brodmann

V3 – área do córtex visual correspondente à área citoarquitetônica 18 de Brodmann

V4 – área do córtex visual correspondente à área citoarquitetônica 19 de Brodmann

V5 – área do córtex visual correspondente à área citoarquitetônica 19 de Brodmann

VEP - *visual evoked potential*

## CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

O Sistema Nervoso Central recebe informações do posicionamento do corpo humano em relação a si mesmo e ao meio ambiente por meio de sistemas sensoriais que controlam o equilíbrio. Os sistemas responsáveis são o visual, o somatossensorial e o vestibular. Com base na combinação de informações aferentes originárias desses diferentes sistemas ocorre a manutenção da postura ortostática humana (DUARTE e ZATSIORSKY, 2000; FRANSSON *et al.*, 1998; GANDRA, 2005; OLIVEIRA, 1996; PERRIN *et al.*, 1998; REDFERN *et al.*, 2001a).

A visão do olho humano é considerada um mecanismo de captação de imagens que, ao serem percebidas pelo cérebro, são combinadas obtendo a visualização de um mesmo foco visual (BRUDER *et al.*, 2009). A visão estereoscópica resulta de sua anátomo-fisiologia, que advém do fato de os olhos apresentarem distância média de 6,5 cm, direcionados para o mesmo sentido. Além disso, cada hemisfério cerebral é responsável por originar uma imagem, porém, ao final desse processo, apenas uma imagem deve ser formada. Como essa imagem final é originária de um complexo procedimento da integração de duas imagens distintas (pares estereoscópicos), devido à diferença de enquadramento, tal integração fornece a noção de proporção e profundidade (FULFORD, 2004).

O controle postural pode ser perturbado por agentes externos e acredita-se que a estimulação visual dinâmica no ambiente em realidade virtual pode alterar este controle. DA\_SILVA (2010) e DOKKA *et al.* (2009) advogam que há um aumento do deslocamento do centro de pressão (CP) associado ao sentido do movimento do cenário.

A realidade virtual é uma técnica que recria o ambiente real, em tempo real, por

meio de equipamentos computacionais, causando ao espectador a sensação de presença no local simulado (BRUDER *et al.*, 2009). A estereoscopia é uma técnica usada para captar informações de um espaço tridimensional a partir de duas imagens obtidas em ângulos diferentes. A criação de cenários, por meio de fotografias, câmeras filmadoras ou *softwares*, a partir de um par de imagens, tem o objetivo de simular um ambiente em realidade virtual estereoscópica, ou seja, imprimindo a sensação de profundidade. Uma vez que este ambiente seja dinâmico, espera-se que o córtex cerebral receba essas informações alterando o equilíbrio postural (STEINICKE *et al.*, 2010). Portanto, espera-se que a estereoscopia evidencie uma maior imersão, sensação de presença, do indivíduo num cenário semelhante ao mundo real.

Durante a estimulação visual em posição ortostática, o controle postural perturbado pela visão pode ser verificado com base nos sinais de eletroencefalografia (EEG) (DA\_SILVA, 2010). A análise do sinal EEG contribui para o entendimento da função do sistema visual, mesmo com alterações dinâmicas como no ambiente em realidade virtual. A EEG investiga especificamente a atividade do córtex durante uma perturbação externa e quando há uma tentativa de manutenção da estabilidade postural (DA\_SILVA, 2010; MOCHIZUKI *et al.*, 2006).

Quando a estimulação visual é dinâmica, pode evocar uma resposta cortical relacionada ao movimento (M-VEP: *Motion-related Visual Evoked Potential*), evidenciando as propriedades espaço-temporais do processamento do movimento no ambiente (DA\_SILVA *et al.*, 2013; KUBA *et al.*, 2007). De acordo com COSTA *et al.* (2015), seus resultados refletem a antecipação do processamento hierárquico relacionado com a cognição, o planejamento e a ação motora. O protocolo utilizado em seu estudo investigou a influência da posição postural no M-VEP a partir da estimulação visual dinâmica, já que este representa as propriedades espaço-temporais

do processamento cortical no ciclo percepção-ação.

Alguns estudos encontrados na literatura buscam descrever os ajustes posturais resultantes de estimulações visuais com diferentes protocolos (DOKKA *et al.*, 2009; KESHNER *et al.*, 2004; STREEPEY *et al.*, 2007). Porém, quanto maior a complexidade da estimulação, maior o recrutamento de unidades cerebrais de ordem superior (HORAK *et al.*, 1997).

Ao analisar o sinal do EEG, verifica-se um aumento ou diminuição percentual da potência de determinada banda de frequência durante um evento em comparação com um período pré-evento (PFURTSCHELLER e LOPES, 1999). Esse aumento ou diminuição pode ser representado, respectivamente, pela sincronização (ERS, do inglês *event-related synchronization*) ou dessincronização (ERD, do inglês *event-related desynchronization*) relacionada a evento. Os eventos de ERD, por exemplo, podem preparar o cérebro para estímulos visuais, já os eventos ERS acontecem 1 s a 2 s após o estímulo acabar, começando assim uma nova sincronização do cérebro, ou seja, refletem sincronismo (ou falta de) de populações de neurônios, promovendo mudanças na atividade de interações locais entre neurônios e interneurônios que influenciam nos componentes de frequência do sinal de EEG (MANSUR *et al.*, 2012).

## **1.1 Objetivo Geral**

O objetivo deste trabalho é investigar o efeito da estimulação visual dinâmica estereoscópica no controle postural ortostático e sentado com base no EEG multicanal. Para tal, foi utilizado um cenário virtual com movimento linear de aproximação ou afastamento de modo a induzir instabilidade postural.

## **1.2 Objetivos específicos**

- Realizar uma comparação com os estudos realizado por DA\_SILVA (2010) e COSTA (2014), que utilizaram ambiente em realidade virtual, porém sem estereoscopia;
- Verificar se há sensação de presença por parte dos usuários por meio de uma avaliação da imersão e presença do sistema de realidade virtual estereoscópica;
- Investigar o efeito da estimulação visual dinâmica com estereoscopia no controle postural ortostático e sentado com base na EEG, visando estimar o M-VEP;
- Aplicar métodos de processamento digital de sinais EEG no domínio da frequência (ERD/ERS) para detecção de resposta cortical em diferentes condições de estimulação visual dinâmica (afastamento ou aproximação do cenário).

## CAPÍTULO 2 - FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### **2.1 Sistema Visual**

A visão é um sentido eminente capaz de possibilitar os animais, dentre eles os humanos, a detecção de objetos próximos ou distantes e a identificação de tamanhos, cores, formas e movimentos. A sensibilidade à luz refletida pelos objetos e pelo ambiente que o cerca é que permite o reconhecimento dos atributos do cenário (BEAR *et al.*, 2007; KANDEL *et al.*, 2014).

A luz é uma energia eletromagnética emitida na forma de ondas, as quais colidem nos objetos, sendo absorvidas, espalhadas, refletidas e desviadas. Devido à sua interação com o ambiente, permite que o sistema visual extraia informações sendo apenas uma pequena parte do espectro eletromagnético detectável por nosso sistema visual (GUYTON e HALL, 1997).

O sistema visual dos mamíferos começa no fundo do olho onde são encontradas as retinas que contêm fotorreceptores especializados na conversão de energia luminosa em atividade neural. O resto do olho atua como uma câmera fotográfica, formando imagens nítidas do meio sobre a retina ajustando-se às diferenças de iluminação e focalizando automaticamente objetos de interesse. O olho ainda possui algumas características como as habilidades em acompanhar objetos em movimento (mediante movimentos dos olhos) e em manter limpas suas superfícies transparentes (através das lágrimas e do piscar) (GUYTON e HALL, 1997).

O caminho percorrido pela luz pode ser observado numa vista do olho em secção transversal, quando atravessa a córnea em direção à retina (Figura 2.1). O

crystalino, uma superfície transparente localizada atrás da íris, é suspenso por ligamentos (a zônula ciliar) se ligando aos músculos ciliares. Estes se conectam à esclera formando um anel dentro do olho, que ao se contraírem, seu lúmen torna-se menor diminuindo a tensão nos ligamentos suspensores, consequentemente o cristalino ficará mais espesso devido a sua elasticidade natural. De maneira oposta, quando os músculos ciliares relaxam, o anel torna-se maior aumentando a tensão nos ligamentos suspensores, distendendo o cristalino, que assume uma forma mais achatada. Essas mudanças no formato do cristalino é que permitem que nossos olhos ajustem o foco para diferentes distâncias visuais, base deste trabalho (BEAR *et al.*, 2007).

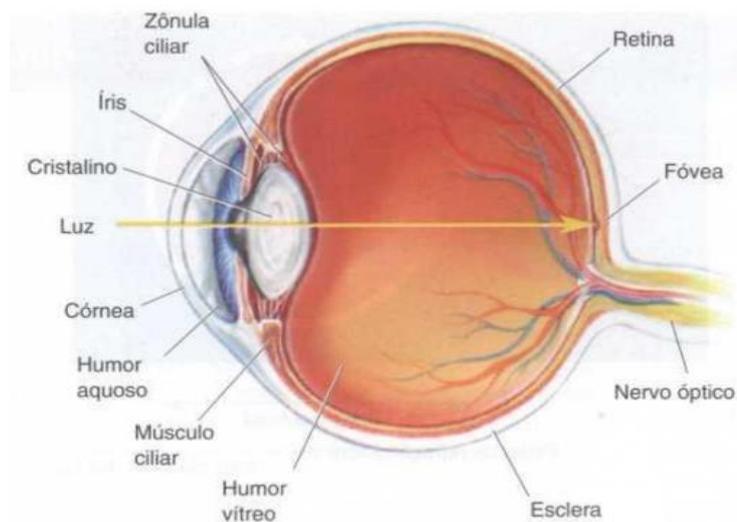


Figura 2.1 - Vista do olho em secção transversal (Modificado de BEAR *et al.*, 2007).

Para a decodificação cerebral dos objetos visualizados no meio ambiente, alguns neurônios devem levar as informações ao córtex. Como temos dois olhos, duas imagens existem e devem ser mescladas.

Quando os dois olhos estão abertos, com o indivíduo olhando diretamente para a frente, o que é visualizado é o campo visual completo. Ao focar num ponto de

fixação, imaginariamente, dividindo o campo visual em metade direita e esquerda, os objetos que aparecem à esquerda desta linha média estão no hemicampo visual esquerdo, e os objetos visualizados à direita da linha média estão no hemicampo visual direito. Entretanto, caso o indivíduo feche um olho e depois o outro alternadamente, percebe-se a porção medial (nasal) de ambos os hemicampos visuais é vista por ambas as retinas. Esta região chama-se campo visual binocular (Figura 2.2). Ainda pode ser observado que objetos na região binocular do hemicampo visual esquerdo serão visualizados na retina nasal do olho esquerdo e na retina temporal (lateral) do olho direito (BEAR *et al.*, 2007).

Os axônios dos neurônios retiniais (células ganglionares) reúnem-se em feixes nos nervos ópticos (direito e esquerdo), que distribuem a informação visual, na forma de potenciais de ação, para o quiasma óptico, onde há uma decussação parcial dos feixes (apenas as porções nasais das retinas), e em seguida para o tracto óptico, onde há diversas estruturas encefálicas que realizam variadas funções (KANDEL *et al.*, 2014). Após a decussação no quiasma óptico, as fibras do nervo óptico que trazem as informações do hemicampo visual esquerdo seguem em vias paralelas para o hemisfério cerebral direito e o hemicampo visual direito é "visualizado" pelo hemisfério esquerdo (BEAR *et al.*, 2007).

Uma pequena parte dos axônios que formam o tracto óptico seguem para o hipotálamo, que são responsáveis pelo sono, vigília e ciclo circadiano; e cerca de 10% das células atravessam o tálamo inervando o mesencéfalo, sendo responsáveis pelo tamanho da pupila e movimentos oculares. Os outros neurônios que servem à percepção visual ocorrem, entretanto, em um grupo de células do tálamo dorsal chamado núcleo geniculado lateral (NGL) do qual a informação ascende ao córtex visual primário (também chamado de área 17, V1 ou córtex estriado) onde será

interpretada e lembrada (Figura 2.2). Essa via é responsável pela percepção visual consciente (BEAR *et al.*, 2007).

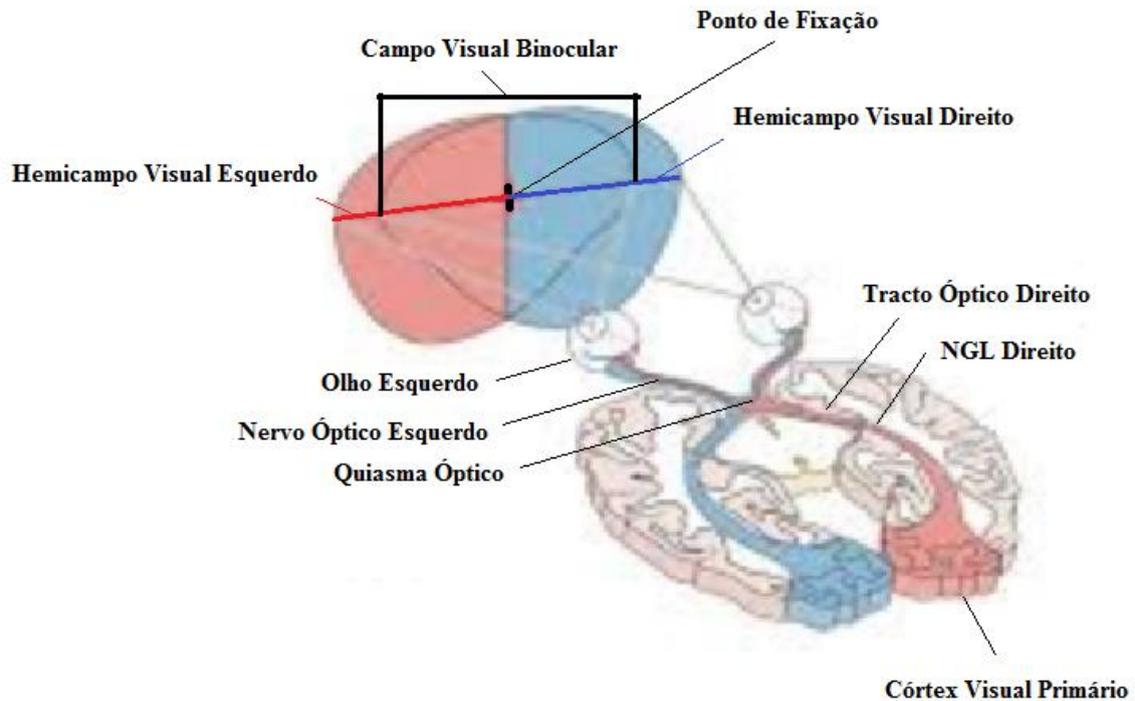


Figura 2.2 - Secção Transversal do cérebro expondo a via retino geniculado-cortical – via visual que medeia a percepção visual consciente (Modificado de BEAR *et al.*, 2007).

Os núcleos geniculados laterais direito e esquerdo recebem impulsos das células ganglionares da retina e a maior parte destes neurônios projetam axônios levando a informação ao córtex visual primário (BEAR *et al.*, 2007). Os NGL são formados por seis camadas distintas de células, numeradas de 1 (mais ventral) a 6. Essa divisão é propícia para receber diferentes informações (luz, cor, entre outras) por meio das células ganglionares do tipo M (magnocelular – camadas 1 e 2 – atuam na

análise do movimento como orientação e direção) e tipo P (parvocelular – camadas 3, 4, 5 e 6 – responsáveis pela forma dos objetos). Também há chegada de informações pelas células não-M e não-P (coniocelulares) que não fazem parte dessas camadas e analisam a cor dos objetos. Para detectar a profundidade, são necessárias informações das duas retinas. As informações que chegam da retina dos lados direito e esquerdo permanecem separadas nos NGL. No NGL direito, os axônios do olho direito (ipsilateral) estabelecem sinapses em células do NGL nas camadas 2, 3 e 5. Já os axônios do olho esquerdo (contralateral) estabelecem sinapses em células nas camadas 1, 4 e 6. Opostamente a lateralidade ocorre com o NGL esquerdo (KANDEL *et al.*, 2014).

O córtex visual primário (V1) é a primeira área a receber informações do NGL e corresponde à área 17 de Brodmann localizada na região do lobo occipital do telencéfalo. Além de V1 há outras áreas que processam informações a fim de representar o mundo visual. O córtex visual secundário V2 (área 18 de Brodmann), e as áreas do córtex associativo, as áreas extra-estriadas V3, V4 e V5 ou MT (área 19 de Brodmann) (BEAR *et al.*, 2007; KANDEL *et al.*, 2014). Portanto, duas vias são importantes: uma estendendo-se dorsalmente ao V1 em direção ao lobo parietal, responsável pela análise do movimento visual; e outra, ventralmente em direção ao lobo temporal, responsável pelo reconhecimento dos objetos (Figura 2.3).

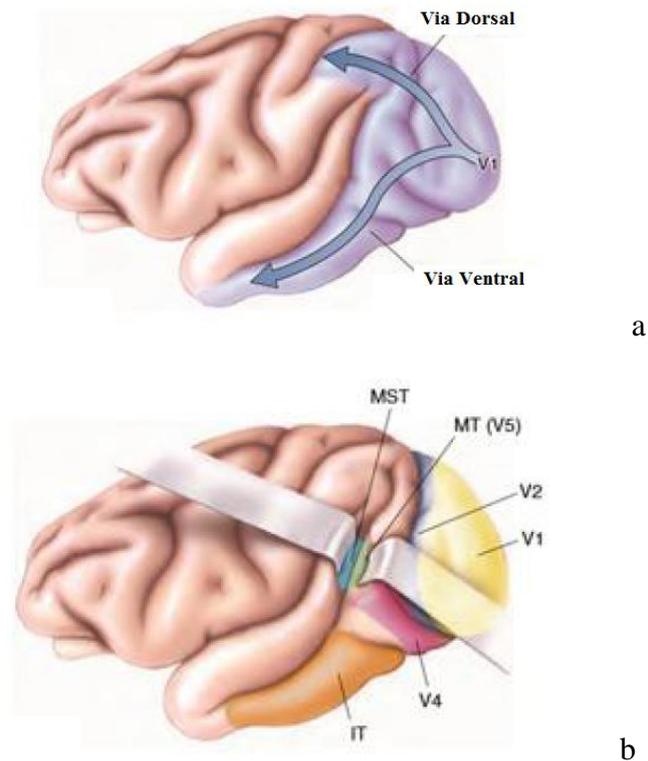


Figura 2.3 – a) Projeções das duas vias a partir de V1; b) Áreas corticais de processamento visual (Modificado de BEAR *et al.*, 2007).

Na via dorsal, o movimento dos objetos é processado na área V5 ou MT, que se localiza no lobo temporal medial, e recebe informações de outras vias como V2 e V3, a partir de V1. A maioria de suas células é especializada na direção do movimento. No córtex parietal também possuem células MST que são especializadas em receber informações ao movimento linear, radial (aproximação ou afastamento) e circular (sentido horário ou anti-horário) (BEAR *et al.*, 2007). Torna-se, portanto, importante neste trabalho visto que o processamento visual será a partir de um cenário virtual que se movimenta, aproximando ou afastando dos voluntários.

A partir de V1, seguindo a via ventral, em direção ao lobo temporal, as informações visuais seguem para V2 e V3 e logo para V4 com o objetivo de processar forma e cor. Após V4, ainda segue para a área IT a fim de perceber e memorizar o que

foi visualizado (BEAR *et al.*, 2007; KANDEL *et al.*, 2014).

## **2.2 Controle Postural Ortostático**

O Sistema Nervoso Central recebe informações do posicionamento do corpo humano dos sistemas visual, o somatossensorial e o vestibular. Por meio da combinação destas informações há a busca da manutenção da postura ortostática humana (DUARTE e ZATSIORSKY, 2000; FRANSSON *et al.*, 1998; OLIVEIRA, 1996; PERRIN *et al.*, 1998; REDFERN *et al.*, 2001a).

Os núcleos ou gânglios da base estão associados a diversas funções, como o controle motor, cognição, emoção e aprendizado. Ajudam a planejar e a controlar padrões complexos do movimento muscular, incluindo a intensidade, direção e sequência dos movimentos humanos, porém são dependentes um do outro. São associados ao córtex cerebral e ao sistema motor córtico-espinhal, recebendo todos os sinais estimuladores do córtex e enviando quase todos os sinais que emitem de volta ao córtex. Quase todas as fibras nervosas (motoras e sensoriais) que ligam o córtex à medula espinhal passam pelos gânglios da base no núcleo caudado e putâmen (DORETTO, 1996; GUYTON e HALL, 1997).

Os gânglios da base têm participação em aspectos cognitivos de ordem superior do controle motor, isto é, o planejamento e a execução de estratégias motoras complexas. Podem-se diferenciar do Cerebelo, pois este regula diretamente a execução dos movimentos (DORETTO, 1996). O cerebelo é importante na manutenção da postura corporal e equilíbrio. Como exemplo, os músculos antigravitacionais dos membros inferiores são dirigidos pelo cerebelo para manter a postura ortostática.

Qualquer alteração em um ou mais componentes do sistema sensorial

(vestibular, sensitivo e visual) perturba o equilíbrio, provocando compensações em diferentes níveis de controle: medular, sub-cortical e cortical (FRANSSON *et al.*, 1998; MERGNER *et al.*, 2003).

O sistema vestibular é um órgão que detecta as perturbações do equilíbrio postural que se refletem em oscilações da cabeça. Os núcleos vestibulares, juntamente com os núcleos reticulares pontinos, controlam seletivamente os sinais excitatórios para os músculos antigravitários axiais, visando à manutenção do equilíbrio em resposta aos sinais do sistema vestibular. Há três canais semicirculares em cada aparelho vestibular, conhecidos como canais semicirculares anterior, posterior e lateral (horizontal), que estão dispostos em ângulos retos um em relação ao outro, representando os três planos no espaço (GUYTON e HALL, 1997).

Os canais semicirculares são preenchidos pela endolinfa (líquido viscoso). Quando a cabeça começa a girar em qualquer direção, a inércia do líquido em um ou mais dos canais, faz com que o líquido permaneça estacionário enquanto o canal semicircular gira com a cabeça (GUYTON e HALL, 1997). O movimento relativo da endolinfa para o lado oposto da rotação do canal produz estímulos bioelétricos que são enviados, por meio do nervo vestibular, ao Sistema Nervoso Central (SNC), informando-o sobre as alterações da velocidade e da direção da rotação da cabeça nos três planos do espaço. Com base nas informações sensoriais vestibulares, o SNC consegue antecipar a eminência de um desequilíbrio, e atua excitando os músculos esqueléticos de forma adequada a manter o equilíbrio (DORETTO, 1996; GUYTON e HALL, 1997).

Além dos movimentos da cabeça detectados pelo sistema vestibular, por meio dos proprioceptores do pescoço, é essencial que os centros nervosos também recebam informações apropriadas sobre a orientação da cabeça em relação ao corpo. Segundo

GUYTON (1988), quando uma pessoa, ou apenas a cabeça, sai da posição estática, é acionado um mecanismo de controle para manter uma imagem estável sobre a retina. Deste modo, por meio de reflexos transmitidos pelos núcleos vestibulares aos oculares, os olhos giram numa direção igual e oposta à da rotação da cabeça. DORETTO (1996) e GUYTON e HALL (1997) também afirmam que a visão participa do equilíbrio, emitindo sinais eferentes para a medula cervical, influenciando motoneurônios da musculatura do pescoço e provocando a movimentação conjugada da cabeça com os desvios ópticos.

As informações proprioceptivas de outras áreas corporais também são importantes na manutenção do equilíbrio. A pressão sensitiva na planta dos pés, por exemplo, informa se o peso está igualmente distribuído ou se encontra mais na região do antepé ou retropé. Por outro lado, as informações exteroceptivas são mais importantes durante o movimento, pois envolve a atuação de uma força externa, como a pressão do ar se opondo a uma pessoa que está correndo (GUYTON e HALL, 1997). A informação proprioceptiva também pode ser anulada momentaneamente em indivíduos normais, como por exemplo, na utilização de anestesia local (ALLUM *et al.*, 1998).

O controle postural, portanto, é dependente da integração de informações dos sistemas sensoriais. Segundo REDFERN *et al.* (2001b), estes sistemas afetam o controle postural com frequências diferentes. A oscilação é melhor estabilizada pela visão em baixa frequência ( $< 0,1$  Hz), enquanto que os canais semicirculares do aparelho vestibular são estabilizadores numa frequência maior (0,5-1,0 Hz).

O autor ainda afirma que, com o olhar fixo em um ponto do ambiente, as oscilações posturais diminuem. A idade também é um fator que influencia no equilíbrio, sendo os idosos mais afetados que os jovens, desequilibrando-se com mais

facilidade conforme a diminuição da capacidade visual.

SCHIEPPATI *et al.* (1992) afirmam que, quando um indivíduo se mantém o máximo possível na posição ortostática inclinada, dobrando apenas a articulação do tornozelo, a área de oscilação do corpo aumenta quando comparada com a postura vertical, ou seja, quanto maior a inclinação, maior a área de oscilação do centro dos pés. Estes autores observam que a estabilidade também diminui com o fechamento dos olhos, concordando com ARAMAKI *et al.* (2001), porém este estudo mostra que o aumento da área é supostamente devido ao movimento ao redor da articulação do quadril, que é bem pequeno. Esses movimentos são eficientes na manutenção do centro de massa do corpo sobre a área de apoio.

Uma característica especial de todos os receptores sensoriais é que se adaptam, parcial ou completamente, aos estímulos depois de algum tempo. Por exemplo, quando um estímulo sensorial contínuo é aplicado, os receptores respondem inicialmente com uma alta frequência de impulsos e, depois, com uma frequência progressivamente mais lenta até que, finalmente, muitos deles não respondem mais (OLIVEIRA, 1996).

As ações musculares (motora) juntamente com as informações sensoriais (percepção) agem numa relação de dependência mútua, dinâmica e complexa, visando à estabilidade, em alterações no controle postural. Essa relação, quando é regular, é chamada de ciclo percepção-ação (BARELA, 2000). Para que a estabilidade aconteça, são necessárias estratégias por meio de experiências e prática da posição corporal.

A aplicação de estímulo visual dinâmico serve de estratégia de controle postural com base na visão. A referência espacial de controle, promovida pela movimentação de um cenário virtual, pode ser modificada causando alteração no fluxo óptico, sendo necessária a promoção do ajuste postural e manutenção do equilíbrio (DA\_SILVA, 2010; LEE e ARONSON, 1974; PAULUS *et al.*, 1989;

STREEPEY *et al.*, 2007).

A oscilação corporal pode também ser responsável pela projeção do movimento do cenário na retina. Neste caso, a informação visual pode ser utilizada na produção de atividade muscular com o objetivo de diminuir e reverter a percepção de deslocamento corporal. Assim, a estratégia de controle postural atua para minimizar a expansão/redução da imagem na retina visando à estabilidade entre o observador e o cenário ao seu redor, cujos efeitos não podem ser totalmente compensados pelos sistemas somatossensitivo e vestibular (PAULUS *et al.*, 1989).

Segundo HORAK (2006), os seis recursos importantes para o controle postural são: restrições biomecânicas; estratégias de movimento; estratégias sensoriais; orientação no espaço; controle de dinâmica; processamento cognitivo. Alguns destes recursos são dependentes de aferências externas, capazes de perturbar o controle postural. Um exemplo é a estimulação visual dinâmica, que pode ser realizada em ambiente de realidade virtual, capaz de provocar alterações posturais para realizar a manutenção do equilíbrio (KELLY *et al.*, 2005).

### **2.3 Realidade Virtual**

O termo Realidade Virtual (RV) foi utilizado, pela primeira vez, no final da década de 1980, pelo artista e cientista de computação Jaron Lanier, que conseguiu convergir de maneira plena dois conceitos completamente antagônicos: o real e o virtual. É válido ressaltar que, na década de 1950, um cineasta concebeu o primeiro dispositivo que imergia o usuário em um ambiente tridimensional (TORI *et al.*, 2006).

Desde então, muitos avanços científicos computacionais foram concretizados, o que permitiu a criação de inúmeras interfaces até a ruptura total do limite estabelecido

pela tela do computador e culminou na utilização do espaço tridimensional pelo usuário. Consequentemente, tornou-se amplamente difundida em diversas áreas de conhecimento, como forma inovadora da interação entre homem e máquina. Abrange, ainda, tecnologias complexas e revolucionárias que visam ao aperfeiçoamento na ampliação de aplicações, por meio do emprego de inúmeros recursos que possibilitem navegação em espaços tridimensionais, interação em tempo real, percepção multissensorial, dentre outros (SHERMAN e CRAIG, 2003).

Com relação à análise de um sistema virtual, quatro elementos devem ser considerados; são eles: o ambiente virtual, que está relacionado às características do ambiente e do modelo tridimensional; o ambiente computacional, envolvendo as características do computador e do sistema operacional; a tecnologia da realidade virtual, que abrange o cuidado no *hardware* utilizado, o rastreamento da cabeça e da mão e o mecanismo de reação; por fim, as formas de interação, que englobam o processo de reconhecimento gestual e sonoro, além da interface e participação de múltiplos usuários (BOWMAN *et al.*, 2005).

O uso da realidade virtual na área da saúde é um recurso emergente que utiliza um simulador bidimensional ou tridimensional, o qual se dá por meio da interação em tempo real por meio de cenários virtuais computadorizados. Nesse panorama, um dos principais objetivos de seu emprego é recriar, da maneira mais plena possível, a sensação de realidade vivenciada pelo indivíduo em determinada ação específica, para que seu desempenho seja mensurado constantemente, em ambiente que permita sua motivação e envolvimento. Tal fato pode ser explicado devido à intensidade espaço-temporal amplificada pelos canais multissensoriais, tais como visão e audição (BUTLER e WILLET, 2010).

Essa interação entre o usuário e o computador, durante a qual dispositivos

específicos são capazes de registrar pequenas oscilações corporais em tempo-real, é uma das características mais fortes deste recurso. As alterações posturais provocadas por esta interação são dependentes de toda a composição do cenário virtual utilizado bem como de sua modalidade de movimentação aparente (TORI *et al.*, 2006).

Dessa forma, a RV pode ser definida como uma interface avançada que utiliza recursos computacionais com a finalidade de permitir ao usuário a interação e atuação em ambiente tridimensional em tempo-real (BUTLER e WILLET, 2010).

### **2.3.1 Estereoscopia**

A expressão “visão estereoscópica” é oriunda do grego e significa “visão sólida”. No homem, é resultante de sua anátomo-fisiologia, que advém do fato de os olhos apresentarem distância média de 6,5 cm, direcionados para o mesmo sentido. A partir das imagens diferentes, de cada olho, serem unidas para a formação de apenas uma (Figura 2.4), percebe-se que há uma integração (pares estereoscópicos) que fornece a noção de proporção e profundidade (FULFORD, 2004).

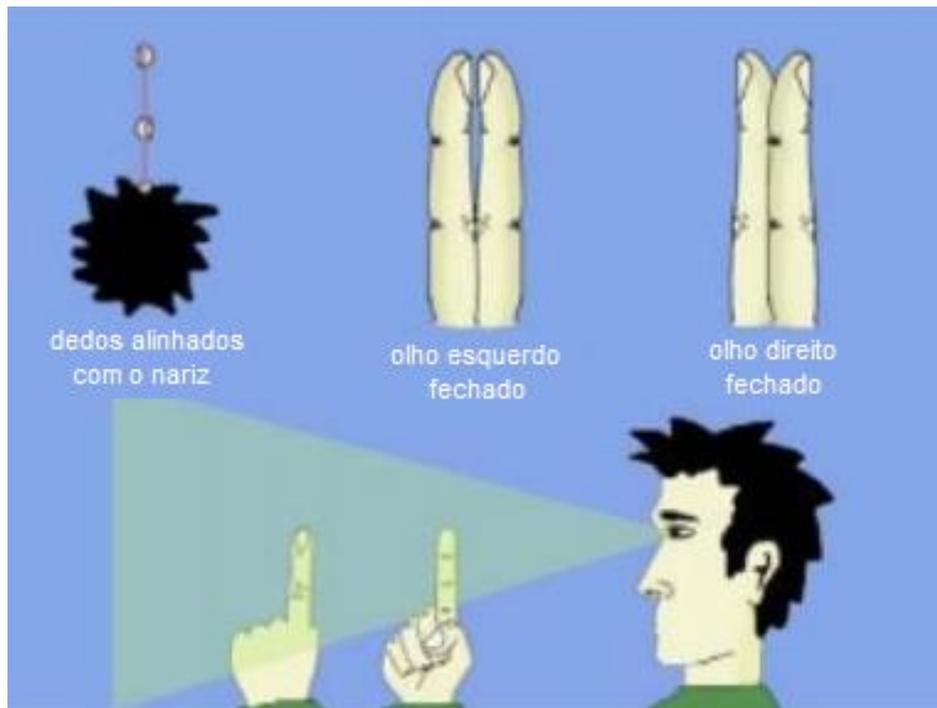


Figura 2.4 - Tipos de visões na mesma cena em percepções diferentes  
(TORI *et al.*, 2006).

O recurso estereoscópico é produzido por processos artificiais utilizados na tentativa de aflorar a sensação de profundidade. Por meio do emprego de técnicas que se prevalecem de perspectiva, é possível dimensionar a proximidade de um objeto; por isso, quando este se encontra mais próximo do observador, parece possuir tamanho maior, ainda que essa diferença não seja real, como observado na figura 2.5 (PERLIN *et al.*, 2001).

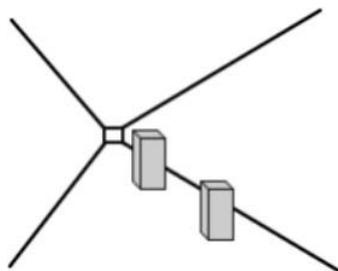


Figura 2.5 - Efeito da perspectiva (TORI *et al.*, 2006).

A iluminação também é bastante utilizada para estipular o volume e sua relação com o ambiente, o que culmina na sensação de tridimensionalidade e permite ao cérebro identificar de forma mais precisa a superfície e sua forma real. A sombra é também um recurso muito empregado, uma vez que está relacionado com a uma visão espacial do objeto visualizado (Figura 2.6) (KAWAI *et al.*, 2003).

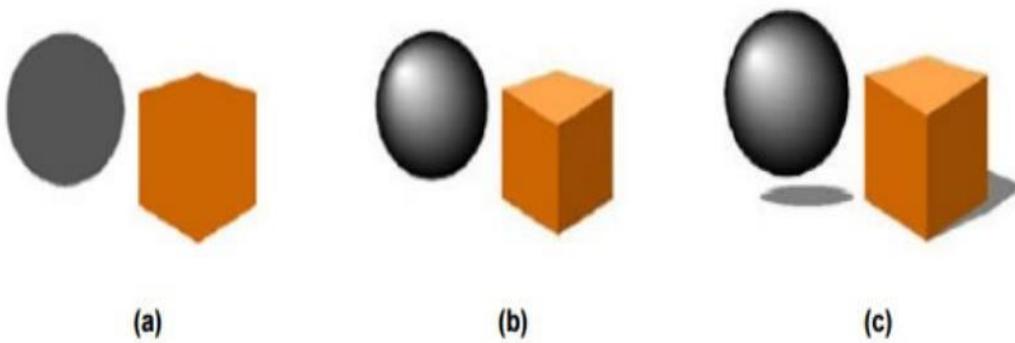


Figura 2.6 - Efeito da iluminação e sombra. (a) Sem efeito. (b) Apenas com efeito da iluminação. (c) Associação entre iluminação e sombra (TORI *et al.*, 2006).

Já a oclusão ocorre em decorrência da respectiva posição ocupada; por exemplo, gera a falsa impressão de que o objeto localizado ântero-superiormente esteja mais próximo ao observador (Figura 2.7) (SHERMAN e CRAIG, 2003).

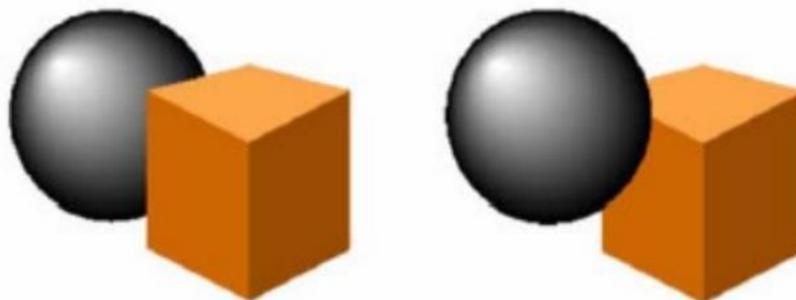


Figura 2.7 - Efeito da oclusão parcial do objeto (TORI *et al.*, 2006).

O gradiente de textura também é uma ferramenta muito utilizada e se relaciona também com a percepção de profundidade vivenciada pelo usuário (Figura 2.8) (TORI *et al.*, 2006).

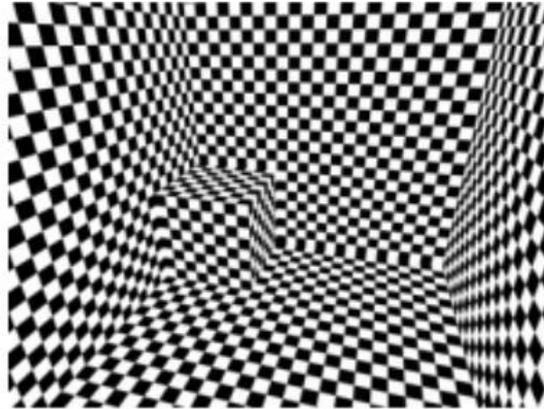


Figura 2.8 - Efeito do gradiente de textura (TORI *et al.*, 2006).

Portanto, um dos mecanismos por meio dos quais um indivíduo consegue perceber a profundidade (ou distância) de objetos ao visualizar um cenário virtual é a estereoscopia (FULFORD, 2004). Esta capta informações de um espaço tridimensional a partir de duas imagens obtidas em ângulos diferentes. Essas imagens são processadas em nível cortical. Num ambiente virtual que utiliza estereoscopia, espera-se que o indivíduo tenha uma maior sensação de presença (imersão) que em cenários virtuais monoscópicos (TORI *et al.*, 2006), e, sendo um ambiente dinâmico, o córtex cerebral recebe as informações alterando o equilíbrio postural e, conseqüentemente, busca a manutenção e recuperação da estabilidade (STEINICKE *et al.*, 2010).

Algumas técnicas são utilizadas para simular a imersão de indivíduos em um ambiente virtual. Neste trabalho, como será melhor descrito na metodologia, foi realizado uma técnica estereoscópica, com polarização de luz, que utiliza dois

projetores comuns para projetar uma imagem diferente para cada olho. Em cada lente dos projetores foram fixados filtros polarizadores de luz e cada voluntário, durante o experimento, deve usar óculos com as lentes polarizadas de forma correspondente, permitindo, assim, que cada olho enxergue apenas a imagem correta. Em seguida, o córtex visual integra as duas imagens, obtendo uma visão tridimensional, gerando informações quanto à profundidade e à distância entre elementos contidos no cenário visual.

KOBER *et al.* (2012) afirmam que a realidade virtual é uma ferramenta que simula os eventos do mundo real, porém somente é válida, se houver sensação de presença obtida pelos usuários, ou seja, quanto maior o nível de presença, melhor a semelhança com o mundo real.

## **2.4 O Eletroencefalograma (EEG)**

Na contextualização da eletroencefalografia, é de extrema importância ressaltar a contribuição de Richard Canton, um médico que, em 1875, registrou oscilações espontâneas dos hemisférios cerebrais expostos de macacos e coelhos, que eram extintas mediante processo de desenlace. Contudo, foi apenas em 1929 que o psiquiatra alemão Hans Berger registrou, de maneira revolucionária, as correntes elétricas advindas do cérebro humano, sem a necessidade de procedimento invasivo, com a observação de alterações ocorridas mediante ao estado funcional do cérebro, tais como sono, hipóxia e sedação (GEDDES e BAKER, 1989).

Desde então, o processo exponencialmente evolutivo na área da Neurofisiologia permite que, na atualidade, seja plausível usufruir todas as ferramentas tecnológicas fornecidas pelo avanço da bioinformática, inclusive por meio da

utilização de micro- controladores especiais com a finalidade de auxiliar na obtenção dos sinais fisiológicos cerebrais (COSTA, 1994).

A definição de EEG, por meio de etimologia, tem origem na composição de três palavras derivadas do grego: Eletro (“*elektron*”) relacionado à Eletricidade; Encéfalo (“*egképhalos*”), ao cérebro, e Grama (“*grámma*”), atrelada à escrita ou figura. Dessa maneira, é possível demarcá-la como o registro de atividade elétrica cerebral (FERREIRA, 2010).

#### **2.4.1 Particularidades do EEG**

Os diversos impulsos elétricos gerados em conjunto nos neurônios são iniciados por seus respectivos potenciais de ação, que resultam em atividade elétrica e, desse modo, indicam a atividade do córtex cerebral. Os impulsos conseguem ultrapassar a barreira imposta pelo crânio e por isso, possuem amplitude suficiente para ser detectados por sensores (eletrodos) e registrados, posteriormente (GUYTON, 1988). Geralmente, os potenciais coletados e registrados no EEG são gerados no momento de excitação sináptica dos dendritos por meio de condução iônica que reverbera pelo fluido extracelular até alcançar os eletrodos e possuem informações importantes sobre o estado funcional de uma determinada área do órgão (KUMAR e BHUVANESWARI, 2012).

Os eletrodos utilizados são constituídos por discos metálicos de pequenas dimensões (podem variar de 4 a 10 mm), que devem ser acoplados à superfície dérmica craniana por meio de gel (ou pasta) condutor de eletricidade, para que realizem a interface do organismo e com isso, seja possível captar tais sinais bioelétricos (TYNER, 1983).

A posição correta dos eletrodos é fundamental para a obtenção da atividade cerebral de maneira fidedigna. Para isso, é necessária a captação do sinal de forma simultânea, em diferentes áreas, abrangendo os dois hemisférios. De maneira igualmente importante, é necessário atentar ao apropriado preparo higiênico do escalpo antes da aplicação dos eletrodos de superfície (KUMAR e BHUVANESWARI, 2012).

O aparelho utilizado pode apresentar uma quantidade variada de canais, que podem oscilar de 8 a 256, cujo registro é denominado EEG multicanal. Outro importante componente para a realização de um exame adequado é o amplificador eletrônico, que possui a finalidade de ampliar um possível sinal fraco que possa ser gerado no local alvo do estudo (GEDDES e BAKER, 1989).

Em determinadas situações neurofisiológicas, características específicas captadas pelo EEG podem-se modificar e apresentam forte correlação com o estado comportamental do indivíduo, que figura a dependência do estado global do nível de excitação do cérebro. Tais fatos podem ser observados pela modulação da frequência e amplitude do sinal (Quadro 2.1), que são compostas basicamente de quatro padrões rítmicos (Figura 2.9), divididos em subcategorias identificadas pelas letras gregas: alfa (entre 8 e 13 Hz), beta (entre 14 e 30 Hz), teta (entre 4 e 7 Hz) e delta (abaixo de 3 Hz) (GEDDES e BAKER, 1989; POBLET, 1988).

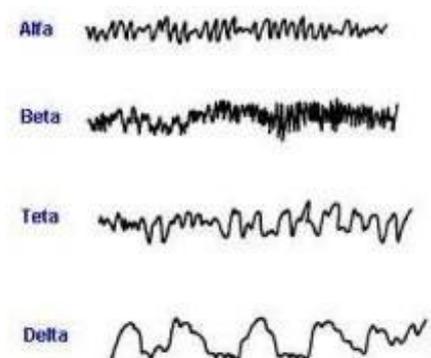


Figura 2.9 - Tipos de padrões rítmicos do EEG (GEDDES e BAKER, 1989).

Quadro 2.1 - Características dos padrões rítmicos do EEG (GEDDES e BAKER, 1989).

Padrão Rítmico	Frequência (Hz)	Melhor detecção
<b>Alfa</b>	8 a 13	Região occipital
<b>Beta</b>	13 a 30	Regiões frontal e parietal
<b>Teta</b>	4 a 8	Regiões parietais e temporais
<b>Delta</b>	inferior a 4	Cortical

### 2.4.2 Aquisição do EEG

Até o início do século XX, não havia uma padronização quanto ao posicionamento dos eletrodos, o que dificultava a comparação dos resultados, bem como a reprodutibilidade e confiabilidade do método. Por isso, nesta mesma época, durante o Primeiro Congresso Internacional de EEG, foi recomendada a padronização para colocação de eletrodos, que ainda é utilizada atualmente, denominada sistema 10-20 (Figura 2.10) (DEMARRE e MICHAELS, 1983; TEPLAN, 2002).

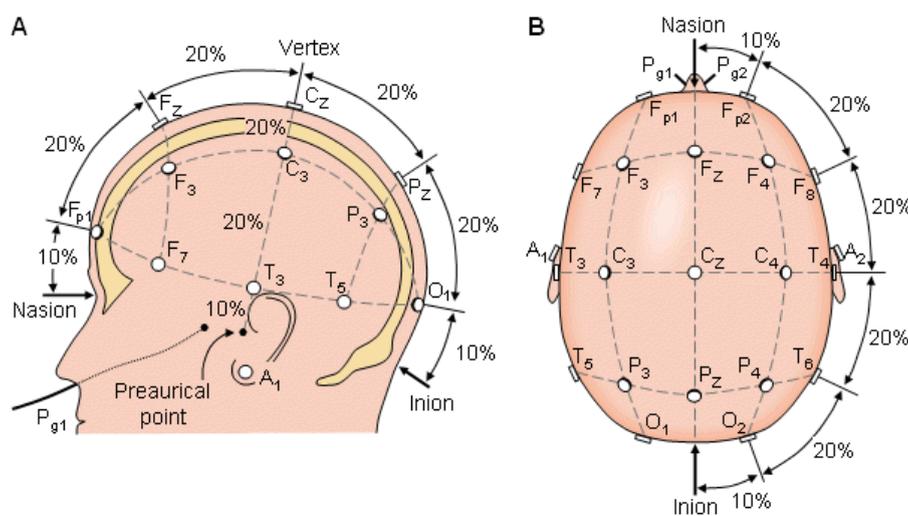


Figura 2.10 - Sistema de Posicionamento 10-20 para aquisição do EEG

(EDMONDS, 1992).

No que tange ao posicionamento dos eletrodos, os marcos anatômicos são as estruturas delimitantes para permitir a cobertura uniforme das regiões superficiais do cérebro, cujas distâncias totais mantêm uma relação de 10 ou 20% destes marcos. Nesse sistema, os eletrodos podem ocupar as seguintes posições: Parietal (P), Frontal (F), Temporal (T), Central (C), Auricular (A) ou Occipital (O). Os eletrodos de números ímpares estão atrelados ao seu posicionamento no hemisfério esquerdo; caso se posicionem no hemisfério contralateral, recebem números pares, e, na região central, recebem o índice “z” (MORAES, 1996).

### **2.4.3 Derivações do EEG**

A aquisição dos resultados da EEG decorre do registro da evolução, ao longo do tempo, da diferença de potencial entre os eletrodos, que é elevada empregando-se amplificadores diferenciais. Este conjunto (composto por um amplificador e um par de eletrodos) dá origem a um registro denominado de “derivação”, que pode ser do tipo monopolar, cuja medida pode ser considerada a diferença de potencial entre um eletrodo “ativo” e um de referência comum a todas as derivações na superfície do escalpo ou bipolar, que considera a diferença de potencial entre dois eletrodos “ativos” e o terra (Figura 2.11) (ISLEY, 1993; POBLET, 1988; REILLY, 2005).

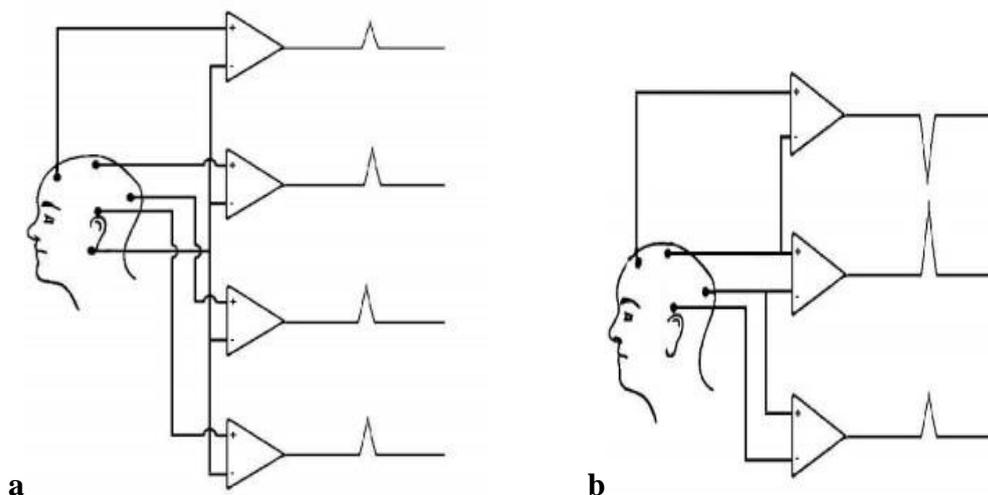


Figura 2.11 - Representação da Derivação monopolar (a) e Derivação bipolar (b)

(REILLY, 2005).

#### 2.4.4 A Resposta Cortical à Estimulação Visual Dinâmica: O M-VEP

A estimulação visual, geralmente, acarreta uma mudança na atividade eletrofisiológica oscilatória do EEG de fundo ou espontâneo (EEGe), cuja resposta cortical pode ocorrer de forma temporal e espacial, dependendo do tipo de estímulo aplicado. Um potencial evocado visual (VEP, *visual evoked potential*) será gerado sendo sincronizado na fase (*phase-locked*) e no tempo (*time-locked*) ou apenas nesta última, também denominada de *non-phase-locked* (PFURTSCHELLER e LOPES DA SILVA, 2005).

Em estudos com VEP diferentes estímulos visuais têm sido utilizados, tais como reversão de padrão (figura análoga ao tabuleiro de xadrez) (CHIAPPA, 1997), movimento linear unidirecional de uma barra (GUO *et al.*, 2008), e estimulação radial aleatória por expansão/redução de um anel concêntrico (KUBA *et al.*, 2007). Esta última ainda vêm sendo utilizada em avaliações da acuidade visual e de detecção de

neuropatias.

O VEP pode estar relacionado ao movimento (M-VEP, *motion-related visual evoked potential*), sendo utilizado, por exemplo, na interface cérebro-máquina (Guo *et al.*, 2008) e em investigação do controle postural, como uma aplicação de estímulos durante o movimento ântero-posterior de um cenário virtual (DA\_SILVA *et al.*, 2013).

Fisiologicamente, o M-VEP representa a atividade do processamento das estruturas do córtex visual extra-estriado (lobo occipital) e áreas associativas (córtex parietal posterior) ao longo da via dorsal em resposta ao início do movimento de um estímulo visual dinâmico (KUBA *et al.*, 2007; SCHELLART *et al.*, 2004). A resposta neuronal é tipicamente composta por três picos (positivos e negativo) nomeados de P1, N2 e P3 (Figura 2.12), cuja latência ocorre à volta de 110 – 500 ms após o início do estímulo de movimento (DA\_SILVA *et al.*, 2013; KUBA *et al.*, 2007).

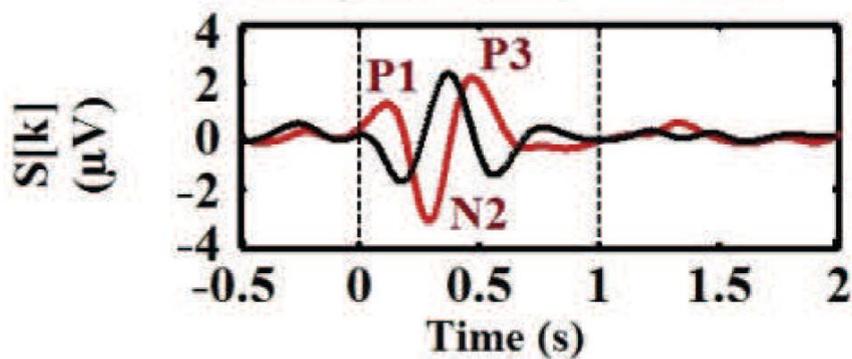


Figura 2.12 – Exemplo de uma resposta neuronal composta pelos três picos P1, N2 e P3

(Autorizado por DA\_SILVA *et al.*, 2013).

A componente P1 do M-VEP vem sendo associada à atividade do canal parvocelular na região estriada do córtex occipital central (V1), a qual está relacionada com o processamento visual de parâmetros como a textura, o padrão e a forma de objetos

restritos à região central do campo visual (KREMLÁCEK *et al.*, 2012; KUBA *et al.*, 2007). Já a componente N2 está associada ao processamento visual do movimento por meio do canal magno-celular, pelo que é gerado nas regiões corticais temporo-occipital extra-estriada (V2) e parietal associativa, V3 e V5/MT/MTS (KUBA *et al.*, 2007; GUO *et al.*, 2008), refletindo a velocidade do estímulo dinâmico. Finalizando, a componente P3 reflete o processamento visual de ordem superior dos movimentos visuais de ambientes complexos, em especial, movimentos radiais (expansão/redução da imagem) (KREMLÁCEK *et al.*, 2012; KUBA *et al.*, 2007). Independente da direção do movimento, as componentes do M-VEP apresentam diminuição da amplitude numa ordenação espacial occipito-parieto-fronto-central do córtex.

Os componentes do M-VEP apresentam magnitude de até dez vezes menor que o EEGe e, portanto, apenas podem ser evidenciadas pela estimativa da média coerente dos trechos de sinal EEG sincronizados com o início do movimento do estímulo visual dinâmico.

## CAPÍTULO 3 - REVISÃO DE LITERATURA

As modificações posturais são alvo de estudos com EEG. JACOBS *et al.* (2008) investigaram se o córtex cerebral contribuía para modificações das respostas posturais às perturbações externas quando fornecido um aviso prévio (antecipação). Após experimento utilizando uma plataforma de força e EEG, concluíram que pode ser útil treinar respostas posturais, pois as fibras motoras de acesso ao córtex cerebral são ativadas, ou seja, indivíduos com diminuição do equilíbrio podem beneficiar-se da formação cognitiva de suas respostas posturais para melhorar o controle.

Diversos estudos prévios demonstram o papel crucial desempenhado pelo equilíbrio em diversas atividades diárias, dentre elas a locomoção. Análises do EEG demonstraram alterações na atividade cortical teta durante instabilidade transitória. Contudo, recentemente, na tentativa de investigar o nível de atividade teta em tarefas de equilíbrio contínuo com distintas variações de dificuldade, 37 indivíduos foram testados durante 9 tarefas diferentes sob inúmeros estágios de estabilidade e de base de apoio. É importante ressaltar que, ao longo dessa tarefa, o EEG foi gravado a partir de 32 locais do couro cabeludo e revelou a atuação primordial das oscilações teta frontal e parietal no controle do equilíbrio (MIERAU *et al.*, 2015).

Com a finalidade de determinar a contribuição oferecida pelo córtex cerebral para as respostas posturais oriundas de fatores externos, sob aviso prévio, os sinais EEG foram mensurados em 12 indivíduos normais em uma plataforma de equilíbrio. Foi constatado que a atividade do córtex cerebral dos participantes foi associada com a resposta postural modificada quando avisados sobre a perturbação externa (JACOBS *et al.*, 2008).

A redução da atividade intracortical ocorre quando há ativação voluntária de um músculo, ou ainda pelo aumento de idade e desafios posturais. Dessa forma, corroborando os estudos prévios, PAPPEGAALJ (2016) examinaram 14 jovens, com média de 22 anos, e 12 adultos, com média de 70 anos, submetidos a 3 situações distintas. Entretanto, foi utilizada estimulação transcraniana e EEG, como índice de atividade motora cortical. Percebeu-se que o controle crítico da modulação da atividade cortical foi o desafio postural, cujo controle parece ser reduzido com o acréscimo etário. O controle postural também pode ser influenciado por condições visuais desfavoráveis. Por esse motivo, LIONS *et al.* (2016) investigaram 23 crianças com estrabismo, das quais 12 foram submetidas a cirurgias corretivas, por meio da gravação com uma plataforma com a análise do comprimento e velocidade média do deslocamento do centro de pressão, e perceberam que este procedimento melhora a estabilidade postural.

Como estratégia de perturbação visual durante análise estabilométrica, DOKKA *et al.* (2009) utilizaram um cenário virtual que continha montanhas, nuvens no céu e um corredor de colunas. O controle postural foi analisado na presença de perturbações visuais (estática e dinâmica) e mecânicas (movimento de uma plataforma). Investigaram a influência de velocidades distintas de deslocamento do cenário no sentido ântero-posterior (1,2; 3,7; 31; 125 e 188 cm/s) no posicionamento angular dos segmentos corporais durante a posição ortostática. A instabilidade postural ocorreu apenas quando as velocidades foram superiores a 125 cm/s.

DA\_SILVA (2010) utilizou um cenário virtual contendo chão quadriculado e mobiliário, o qual se aproximou ou se afastou do observador, aleatoriamente, para investigar o efeito da estimulação visual dinâmica no controle postural ortostático, durante 250 ms com velocidade de 200 cm/s e intercalado com 10 s de cenário estático.

Para tal, aplicou 100 estímulos dinâmicos (50 para cada direção), dos quais 63 a 80% promoveram instabilidade postural, com deslocamento e tempo de recuperação da estabilidade aumentando ao longo do exame.

ROSA (2013) utilizou o mesmo cenário de DA\_SILVA (2010), porém o cenário virtual foi expandido (ou reduzido) com uma velocidade de 1,2 m/s durante 1 s. Os sinais foram captados durante 4 blocos, todos na posição ortostática e com 30 estímulos dinâmicos aleatórios (15 de aproximação e 15 de afastamento do cenário).

COSTA (2014) utilizou o mesmo cenário de DA\_SILVA (2010) e ROSA (2013), porém o cenário virtual foi expandido e reduzido com a mesma velocidade e duração de ROSA (2013). Os testes durante a estimulação visual dinâmica foram realizados nas posições ortostática e sentado, alternadamente distribuídas em três blocos de cada posição, iguais entre estas e aleatórias entre blocos. Para cada bloco, foram aplicados 30 estímulos dinâmicos aleatórios (15 de aproximação e 15 de afastamento do cenário), cada um deles intercalados por 6 s de cenário estático.

## CAPÍTULO 4 - MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo foi desenvolvido no Laboratório de Processamento de Imagens e Sinais (LAPIS) do Programa de Engenharia Biomédica (PEB) do Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-graduação e Pesquisa de Engenharia (COPPE), na Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ).

### **4.1 Casuística**

A casuística deste estudo foi composta por 25 voluntários sadios, 8 mulheres e 17 homens, faixa etária de  $28,24 \pm 7,06$  anos (média  $\pm$  desvio padrão), peso de  $75,38 \pm 18,73$  kg e estatura  $1,71 \pm 0,11$  m. Após a Anamnese, o critério de exclusão foi o indivíduo auto relatar a presença de diagnóstico ou sintomas de doenças neurológicas ou psiquiátricas, doenças osteomioarticulares, cefaleia, vertigem e/ou fadiga visual, ter feito uso de drogas psicoativas terapêuticas (hipnóticos, ansiolíticos, entre outros), ter ingerido bebida alcoólica ou cafeinada nas últimas 6 horas ou ter feito uso de drogas ilícitas. Não foram excluídos do estudo usuários de óculos de difração ou lentes corretivas, desde que os utilizassem durante a aquisição por trás dos óculos de polarização.

## **4.2 Procedimentos Experimentais**

### **4.2.1 Protocolo Experimental**

Inicialmente, os participantes foram instruídos sobre os procedimentos do teste, responderam à anamnese e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (ANEXO 1). Em seguida, estes participaram dos procedimentos preparatórios, que consistiram na colocação dos eletrodos (Fp1, Fp2, Fz, F7, F3, F4, F8, Cz, T3, C3, C4, T4, Pz, T5, P3, P4, T6, Oz, O1, O2) conforme sistema 10-20 (mostrado anteriormente na Figura 2.10) a serem utilizados na aquisição do sinal EEG. Estes foram fixados no escalpo por meio de pasta eletrolítica, sendo do tipo prata-cloreto de prata (Ag-AgCl) em formato de disco.

Após a colocação dos eletrodos, os indivíduos receberam orientação para posicionamento na plataforma de força. Deveriam estar em posição ortostática com pés posicionados confortavelmente lado-a-lado imóveis e descalços, abduzidos a 30°, 2 cm de afastamento entre os maléolos mediais e braços ao longo do corpo sobre a plataforma de força (Figura 4.1). Os participantes podiam movimentar os pés livremente somente durante o intervalo entre cada aquisição dos exames.



Figura 4.1 – Posicionamento do indivíduo na plataforma após a colocação dos eletrodos.

O cenário virtual utilizado contém chão quadriculado e mobiliário (Figura 4.2), o qual foi deslocado antero-posteriormente de forma pseudo-aleatória aproximando-se ou afastando-se do observador (Figura 4.3), com velocidade de 1,2 m/s, tempo de duração de 1 s e intervalo de 6 s. Os estímulos dinâmicos foram agrupados em 4 blocos, com 30 deslocamentos cada (15 para cada sentido), sendo 2 em postura ortostática e 2 em postura sentada alternadamente. O teste completo teve a duração de aproximadamente 36 min para aquisição dos sinais.

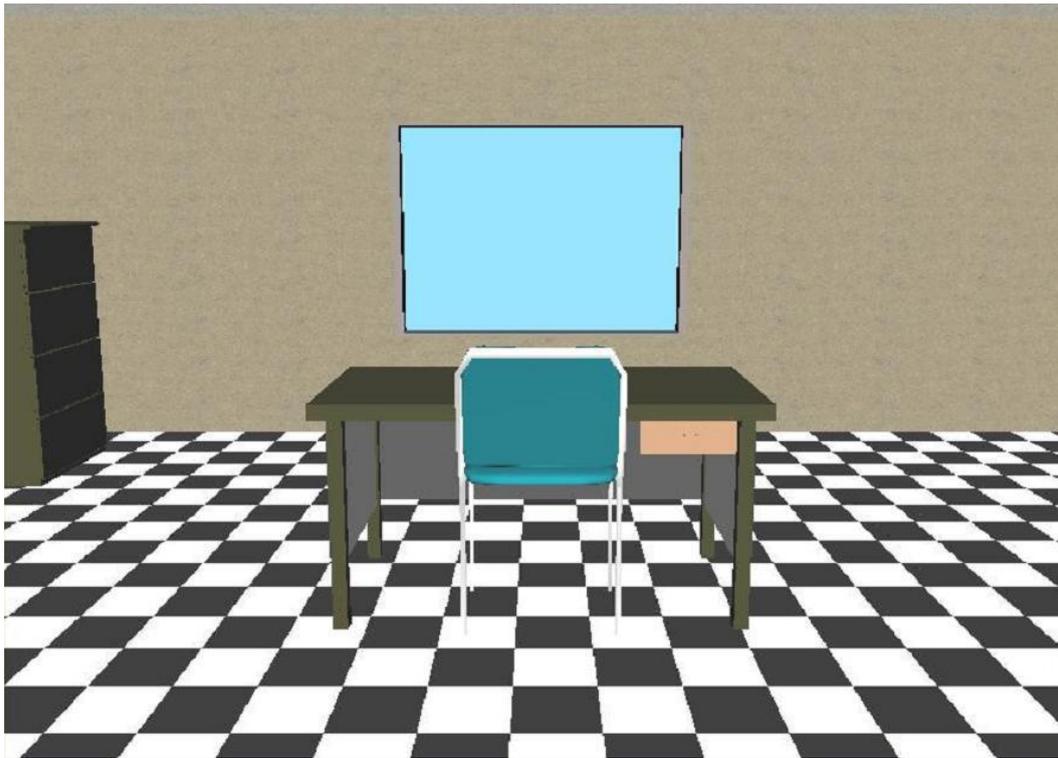


Figura 4.2 - Cenário virtual utilizado na avaliação da imersão e presença do sistema de realidade virtual estereoscópica.

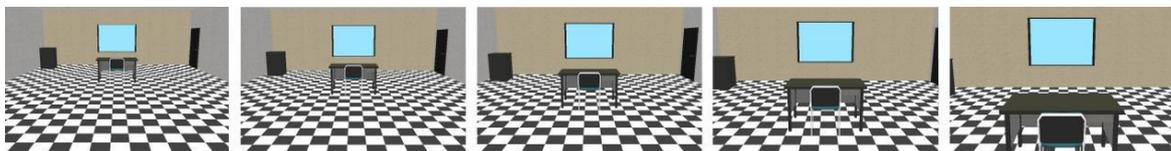


Figura 4.3 - As cinco disposições dinâmicas do cenário virtual, desde a posição mais expandida à mais reduzida do observador.

Após estes procedimentos, os participantes foram submetidos ao protocolo experimental em ambiente confortável, sendo a sala de exame climatizada (temperatura de 23°C), com controle de iluminação, atenuação de ruído sonoro e aterramento, objetivando a aquisição de sinais com um baixo nível de ruídos e artefatos causados por fontes eletromagnéticas e movimento. Este protocolo consiste em um modelo adaptado a partir do utilizado por DA\_SILVA (2010) e COSTA (2014). Estas modificações

consistiram na aquisição dos sinais de EEG realizando a colocação de eletrodos um a um em vez de uma touca, na alteração do tempo de estimulação visual e no emprego de um sistema de projeção 3D estereoscópica, que envolve o emprego de dois projetores de imagem (Figura 4.4), e o uso de óculos com lentes polarizadoras de luz por parte dos participantes (Figura 4.5).

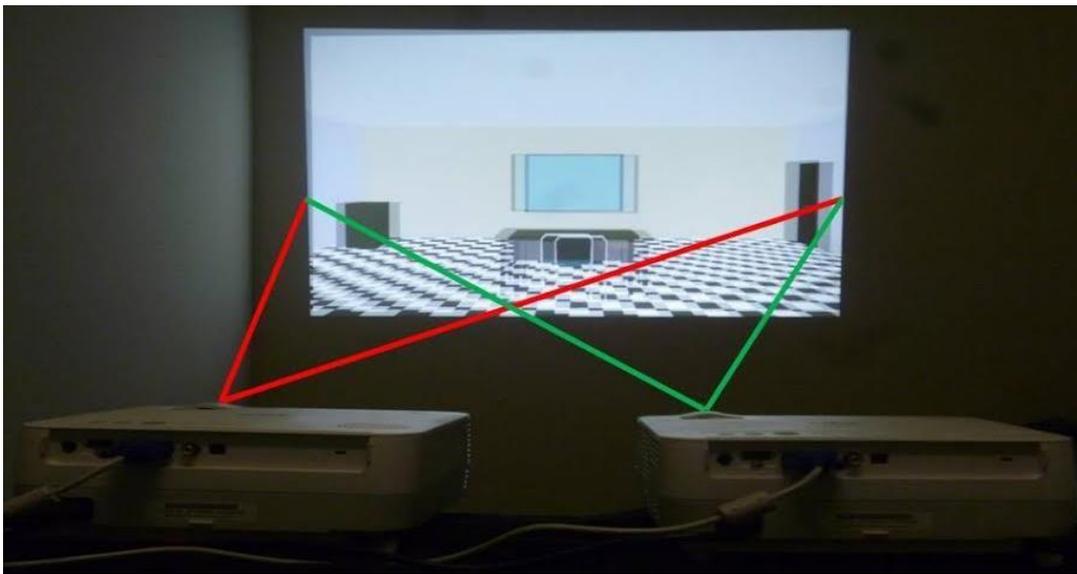


Figura 4.4: Implementação da projeção estereoscópica.

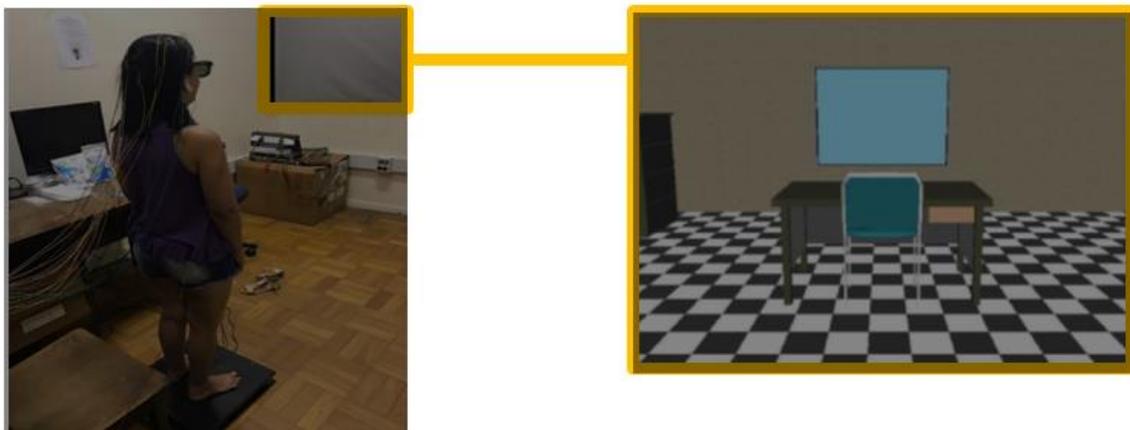


Figura 4.5- Cenário visto com o uso de óculos com lentes polarizadoras de luz por parte dos participantes.

Após o teste, os voluntários responderam à avaliação da imersão e presença do sistema de realidade virtual estereoscópica.

#### 4.2.2 Avaliação da Imersão e Presença do Sistema de Realidade Virtual Estereoscópica

Para que um sistema de realidade virtual seja eficaz e sirva como uma simulação do mundo real, é necessária a sensação de presença por parte dos usuários (KOBBER *et al.*, 2012). Como se espera que a estimulação visual estereoscópica cause um nível de imersão por partes dos participantes maior do que em projeções não estereoscópicas, este parâmetro foi avaliado por meio de dois instrumentos de avaliação de imersão: o “*Self Assessment Manikin*” – SAM (BRADLEY e LANG, 1994) e o questionário “*Slater – USOH – Steed Questionnaire*” – SUS (USOH *et al.*, 2000), traduzidos para a língua portuguesa (MONTEIRO, 2015).

O instrumento de avaliação SAM avalia a experiência da resposta emocional sem influências culturais (MONTEIRO, 2015), por meio de três dimensões: valência, intensidade e controle, utilizando uma escala pictográfica com figuras humanóides (Figura 4.6). Cada resposta é avaliada numa escala graduada de 9 níveis variando entre o mínimo (1 = pouco presente) e o máximo (9 = muito presente).

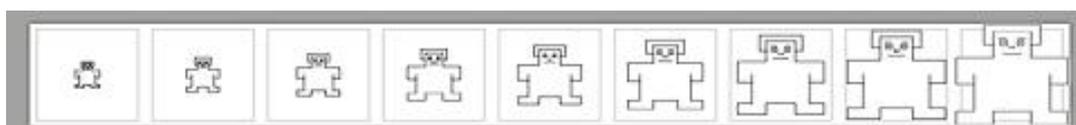


Figura 4.6. Escala presença SAM

No instrumento SUS, o voluntário responde a seis questões, sendo que cada uma

das respostas compreende valores de 1 a 7, variando entre o mínimo (1 = baixa presença) até o máximo (7 = elevada presença).

As variáveis foram divididas em pares, recebendo um sufixo “2” os dados obtidos em ambiente sem estereoscopia e “3” com estereoscopia. Nos instrumentos SAM e SUS, as comparações foram feitas a partir do teste estatístico não-paramétrico “*Wilcoxon Signed Ranks*”, sendo, no SUS, uma comparação para cada questão, pois cada uma representaria uma dimensão diferente da “imersão” segundo o método utilizado pelos criadores do instrumento (USOH *et al*, 2000).

O cenário virtual usado nessa avaliação foi o mesmo empregado no protocolo experimental (Figura 4.4), mas sem deslocamento antero-posterior. Foi recomendado aos participantes que olhassem para o cenário, percebendo seus detalhes e particularidades. Vinte e três indivíduos adultos saudáveis participaram dessa avaliação. Eles foram colocados à frente da tela de projeção em postura ortostática a uma distância de 2 m. Os participantes observaram, por um minuto, aleatoriamente, um cenário estático via projeção sem ou com estereoscopia, e, depois, responderam os dois instrumentos de avaliação e imersão.

### **4.2.3 Aquisição de Sinais**

A aquisição dos sinais foi realizada utilizando-se o Sistema Integrado de Aquisição de Sinais Biológicos desenvolvido no Laboratório de Processamento de Imagens e Sinais do Programa de Engenharia Biomédica da Coppe/UFRJ. Esse sistema permite a aquisição simultânea de sinais EEG multicanais e de outros periféricos como, plataforma de força, eletromiografia (EMG) de superfície e acelerômetro, durante estimulação sensorial em diversas modalidades. No entanto, embora os sinais de

estabilometria na posição ortostática e sentada, bem como os sinais eletromiográficos dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio lateral bilateralmente, tenham sido adquiridos durante o protocolo de estimulação visual estereoscópica, os mesmos não foram analisados no presente estudo.

A aquisição dos sinais EEG seguiu o Sistema Internacional 10-20 (DEMARRE e MICHAELS, 1983; TEPLAN, 2002). Para registrar os sinais, foram posicionados 20 eletrodos individuais em montagem monopolar (Fp1, Fp2, Fz, F7, F3, F4, F8, Cz, T3, C3, C4, T4, Pz, T5, P3, P4, T6, Oz, O1, O2), com referência média dos lóbulos auriculares e o eletrodo de aterramento em Fpz. As impedâncias dos eletrodos foram mantidas abaixo de 5 k $\Omega$ .

Todos os sinais (EEG, estabilometria e EMG) foram coletados simultaneamente, a partir de um sistema BrainNet - BNT 36 (EMSA, Brasil), do qual foram usados os 20 canais para os sinais EEG, os 4 canais DC para os sinais das células de carga da plataforma de força e 4 dos canais AC para o EMG (Figura 4.7). O sinal de *trigger* para demarcar o início e o fim do movimento do cenário era gerado internamente pelo programa de coleta de sinais, que também era o responsável pela geração do cenário virtual. A figura 4.8 ilustra o esquema de configuração experimental.

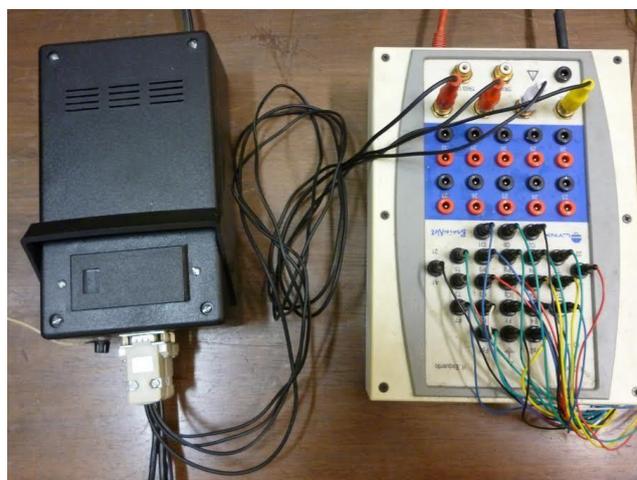


Figura 4.7 - Amplificador biológico BrainNet - BNT 36 (EMSA, Brasil).

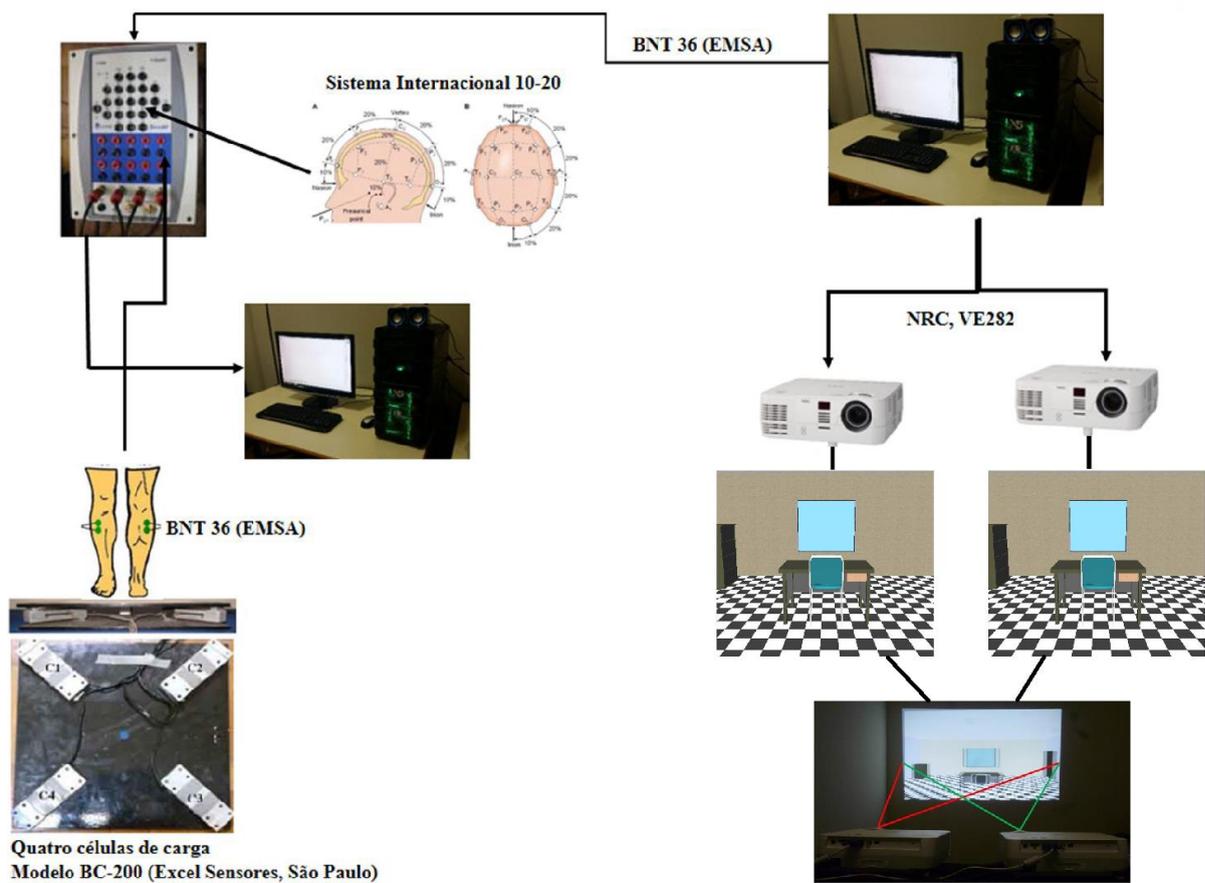


Figura 4.8 - Esquema de configuração experimental.

#### 4.2.4 Processamento de Sinais EEG

Os sinais EEG foram analogicamente filtrados com passa-baixa Butterworth de 2ª ordem em 100 Hz (*anti-aliasing*), passa-alta Butterworth de 2ª ordem em 0,1 Hz e um filtro *notch* para eliminar possíveis interferências da rede elétrica do Brasil, 60 Hz (configurado através do software do sistema de aquisição integrado de sinais EEG – Figura 4.9). Os sinais EEG foram amostrados a uma taxa de 600 Hz por um conversor A-D, com resolução de 16 bits e faixa dinâmica de  $\pm 10$  V, bem como armazenados em

disco rígido para posterior análise *off-line*. Todo o processamento digital dos sinais EEG foi realizado por meio do software Matlab R2017b (The Mathworks®, EUA).

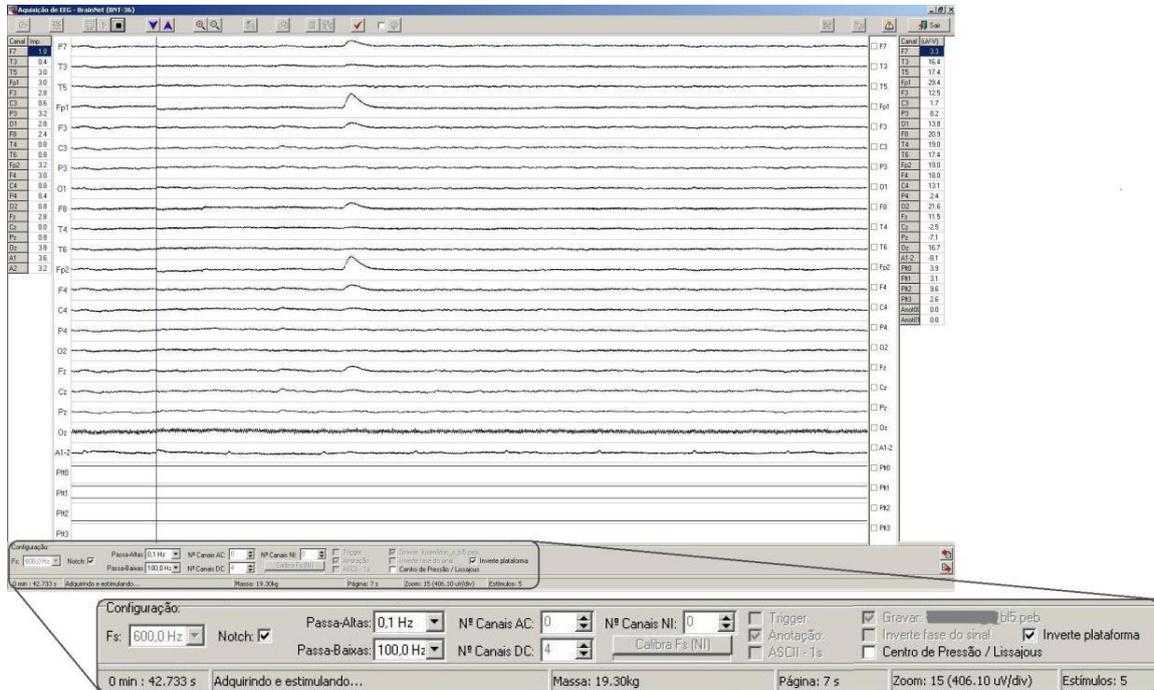


Figura 4.9 - Software do sistema integrado de sinais EEG, durante uma aquisição de sinal correspondente a um bloco de estimulação visual dinâmica.

Com base no pulso de *trigger*, os sinais EEG foram segmentados em 30 épocas, correspondentes ao intervalo temporal que envolve de 0,5 s antes do movimento do cenário até 2 s após o início do movimento (duração de 2,5 s). As épocas de sinal portadoras de artefatos (baixa RSR) foram eliminadas usando um limiar de 100  $\mu$ V com algoritmo desenvolvido no laboratório (COSTA *et al.*, 2015).

O emprego da média coerente para se estimar a forma de onda do M-VEP pode ser justificado a partir da equação (4.1), onde o sinal  $y[k]$  é composto por ruído aleatório  $r[k]$ , que representa pelo EEG espontâneo (EEGe), e a resposta ao estímulo  $s[k]$ , que é

considerada determinística. Assim,  $\hat{s}[k]$  representa a estimativa da resposta evocada,  $y_i[k]$ , a  $i$ -ésima época do sinal adquirido,  $s_i[k]$  é a resposta de cada estímulo (igual a  $s[k]$  em todas as épocas),  $r_i[k]$  é o ruído de fundo composto pelo EEGe e  $M$  é o número de épocas.

$$\hat{s}[k] = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M y_i[k] = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M s_i[k] + \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M r_i[k] \quad (4.1)$$

O M-VEP durante o estímulo foi estimado por meio da equação 4.1, calculando-se a média coerente das épocas livres de artefatos, sincronizadas com o início do movimento do cenário ( $t = 0$ ), de -500 a 2000 ms. Além disso, a componente P3 do M-VEP foi identificada após o uso do *Grand-Average*, que consiste na utilização da média das médias coerentes dos diferentes participantes, tanto na posição ortostática na condição de afastamento (*Dynamic Stimulation Backwards* - DSB) ou de aproximação (*Dynamic Stimulation Forwards* - DSF), quanto na posição sentada nas mesmas condições.

As diferenças entre os padrões M-VEP resultantes para as condições de cenário DSF e DSB foram analisadas aplicando-se o teste t ( $\alpha = 0,05$ ) a cada instante de tempo, sendo este procedimento denominado “*running t-test*”. Este baseia-se na comparação bicaudal entre amostras temporais, num intervalo de interesse, neste caso entre 300 e 900 ms (LEBER *et al.*, 2013). Se, num dado instante, a hipótese nula ( $H_0$ ) de igualdade entre médias for rejeitada, pode-se assumir que o M-VEP resultante é estatisticamente diferente em cada condição de estimulação visual DSF e DSB.

O *running t-test* foi aplicado em todas as comparações (indivíduos em ortostatismo: respostas eliciadas de aproximação  $\times$  afastamento; indivíduos sentados:

respostas de aproximação × afastamento; eliciações de aproximação: participantes em ortostatismo × sentados; eliciações de afastamento: posição ortostática × sentados), para verificar se é estatisticamente diferente em cada condição.

Por sua vez, a ERD / ERS é mensurada como redução ou aumento percentual de potência, respectivamente, em uma determinada banda de frequência, do EEG ao longo da ocorrência do evento/estimulação, em relação ao segmento ou intervalo de referência (geralmente no repouso sensorial). Para tanto, o sinal passou por várias etapas de modo a se obter o gráfico característico de ERD/ERS (PFURTSCHELLER e LOPES DA SILVA, 1999):

- filtragem do sinal nas bandas clássicas do EEG (delta, teta, alfa, beta e gama);
- extração de épocas sincronizadas com o início do movimento do cenário (de -0,5 s a 2 s);
- subtração da componente evocada (*phase-locked* – estimada via média coerente) de todas épocas;
- obtenção do valor médio quadrático (potência média) do trecho pré-estímulo (-0,5 s a 0 s) para compor o valor de referência ( $P_x$ );
- obtenção do valor quadrático das amostras de todas épocas (potência instantânea) ( $P_y[k]$ );
- filtragem passa-baixas (frequência de corte de 2 Hz), para a obtenção do envelope de potência ( $E_y[k]$ );
- cálculo da variação percentual de potência:  $100\% \cdot \frac{E_y[k] - P_x}{P_x}$  (4.2)

### **4.3 Aspectos Éticos**

Por envolver pesquisa em seres humanos, este projeto foi submetido à aprovação de Comitê de Ética em Pesquisa, conforme estabelecido pela resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovado em 09 de junho de 2016, conforme parecer nº 1.574.564, CAAE 56246116.2.0000.5257.

## CAPÍTULO 5 - RESULTADOS

### **5.1 Imersão e Presença do Sistema de Realidade Virtual Estereoscópica**

Os indivíduos que participaram da estimulação em cenário estático com e sem estereoscopia relataram nos instrumentos SAM e SUS, uma maior imersão no cenário com estereoscopia. Foi detectado efeito da estimulação, com e sem estereoscopia, nos dois instrumentos, em todos os itens ( $p < 0,001$ ). Nos gráficos box-plots exibidos nas Figuras (5.1 a 5.7), é possível visualizar o resultado de comparação da percepção de presença nos dois sistemas de estimulação visual, indicando que no cenário com estereoscopia o indivíduo consegue uma maior sensação de presença, sustentando o argumento de que o sistema estereoscópico utilizado no presente trabalho é capaz de mimetizar adequadamente um ambiente tridimensional para os avaliados.

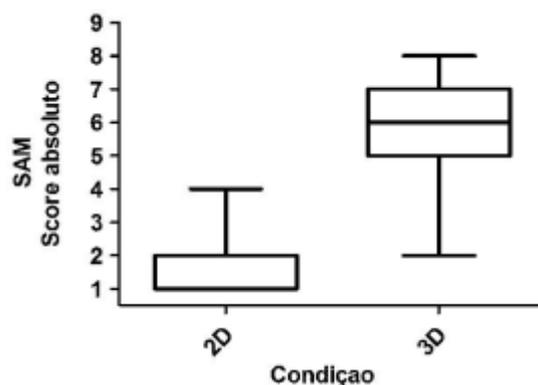


Figura 5.1 - Escore mediano e quartis obtidos no questionário SAM.

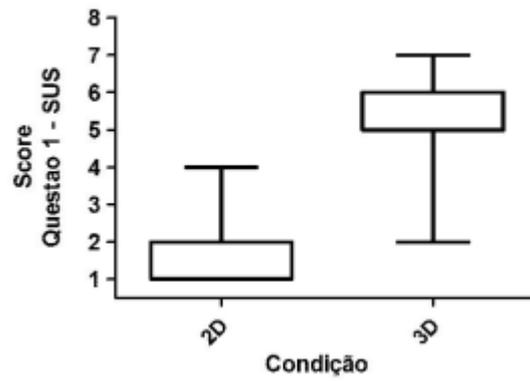


Figura 5.2 - Escore mediano e quartis obtidos na questão 1 do questionário SUS: “Até que ponto se sentiu presente no cenário apresentado?”

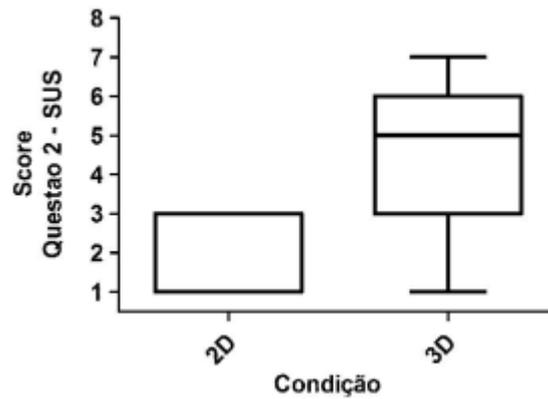


Figura 5.3 - Escore mediano e quartis obtidos na questão 2 do questionário SUS: “Até que ponto o cenário apresentado se tornou uma realidade e quase se esqueceu do contexto laboratorial em que decorre a experiência?”

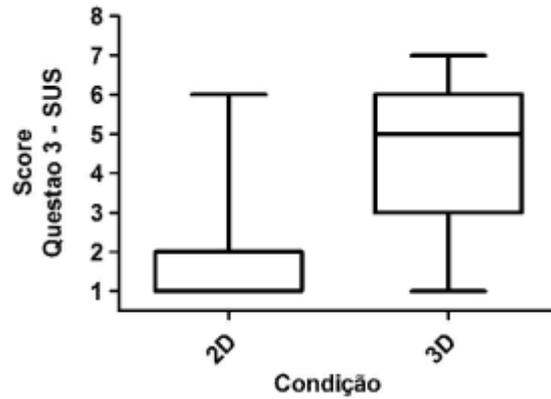


Figura 5.4 - Escore mediano e quartis obtidos na questão 3 do questionário SUS: *“Até que ponto ao recordar-se do cenário, o vê como uma imagem, ou como um sítio onde esteve presente?”*

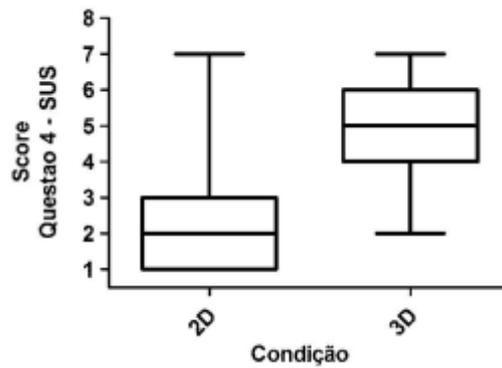


Figura 5.5 - Escore mediano e quartis obtidos na questão 4 do questionário SUS: *“Durante o tempo da experiência, foi mais forte o sentido de estar no cenário ou de estar em outro lugar?”*

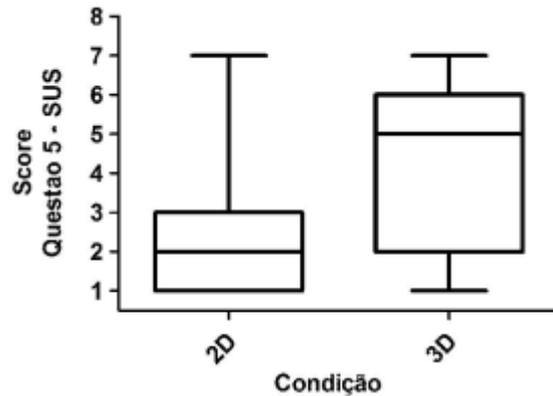


Figura 5.6 - Escore mediano e quartis obtidos na questão 5 do questionário SUS: “*Em que medida as condições estruturais (cor, objeto) do cenário o recordam de outras situações semelhantes em que já esteve?*”

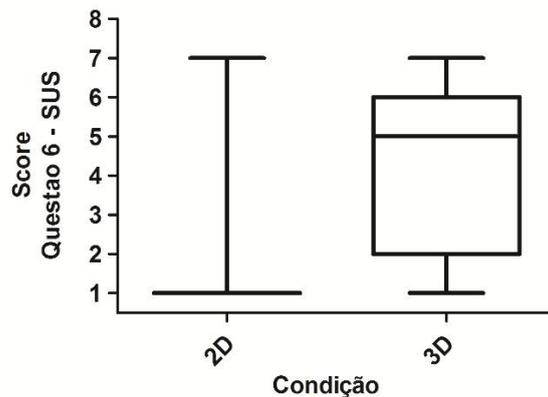


Figura 5.7 - Escore mediano e quartis obtidos na questão 6 do questionário SUS: “*Durante algum momento da experiência pensou que estivesse realmente no cenário?*”

## 5.2 Média Coerente

Dentre as 750 épocas coletadas para aproximação e para afastamento, considerando-se todos os participantes, algumas foram rejeitadas devido a artefatos,

tanto com os participantes em posição ortostática quanto sentados. Com os indivíduos em posição ortostática, foram utilizadas 95,9% das épocas para aproximação e 95,7% épocas para afastamento. Com os indivíduos sentados, foram utilizadas para aproximação 94,2% épocas e para afastamentos 97,3% épocas. As análises foram restritas às derivações frontais, centrais, parietais e occipitais, por serem regiões associadas ao planejamento motor, cognição e visão.

As Figuras a seguir apresentam as estimativas dos M-VEPs (*Grand-Averages*) eliciados pela aproximação e afastamento do cenário virtual, com os indivíduos em posição ortostática e sentada, em comparações dois-a-dois. Na Figura 5.8, observam-se as formas de onda para aproximação e afastamento do cenário enquanto os participantes se encontravam na posição ortostática. O componente P3 (segundo pico positivo de grande amplitude) do M-VEP provocado pelo afastamento mostra, em geral, amplitude maior que as eliciadas pela aproximação.

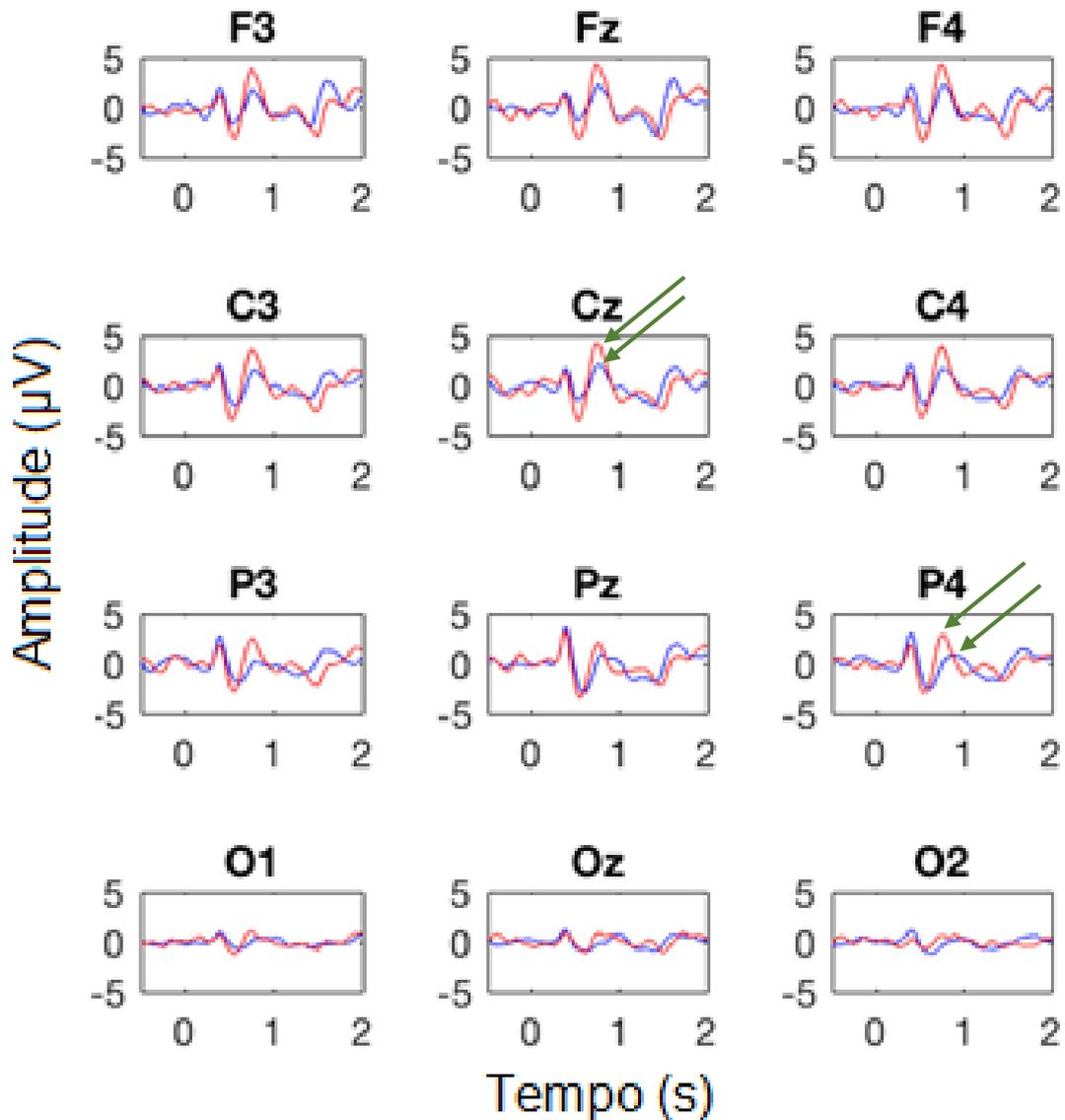


Figura 5.8 – *Grand-Average* dos M-VEP com os participantes em posição ortostática, comparando respostas a partir da aproximação (azul) e do afastamento (vermelho) do cenário (seta verde, como exemplo, no componente P3 nas derivações Cz e P4).

A Figura 5.9 apresenta a estimativa dos M-VEPs para aproximação e afastamento do cenário virtual com os indivíduos em posição sentada, onde o componente P3 do M-VEP também apresentou, de modo geral, maior amplitude para afastamento do cenário.

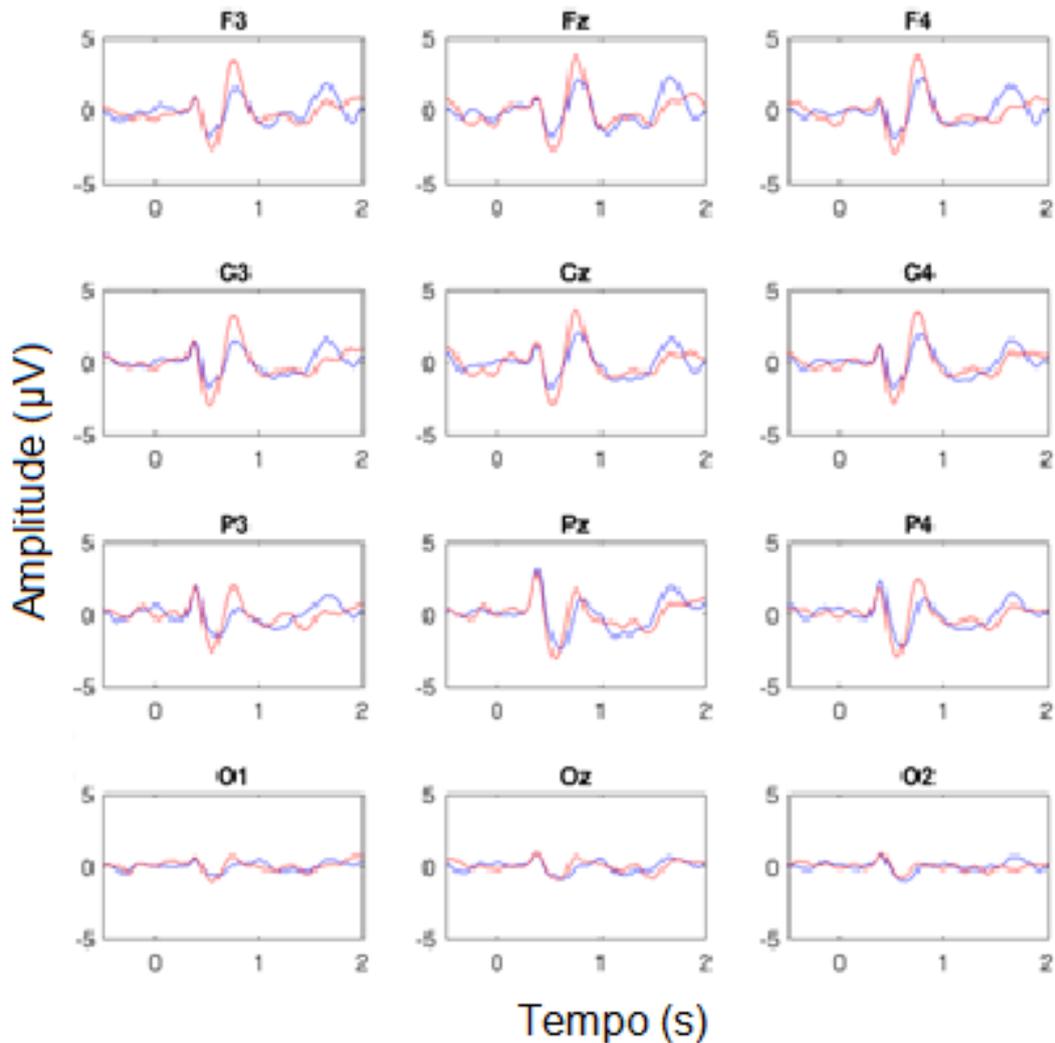


Figura 5.9 – *Grand-Average* dos M-VEP com os participantes em posição sentada, comparando respostas a partir da aproximação (azul) e do afastamento (vermelho) do cenário.

Com relação às comparações de formas de ondas relativas às Figuras 5.8 e 5.9, a Tabela 5.1 apresenta o intervalo de tempo (em milissegundos) onde foram encontradas diferenças significativas referentes à componente P3 com base no *Running t-Test*, assumindo  $\alpha = 0,05$ . Com os indivíduos em posição ortostática, é possível observar que as derivações F3, Fz, F4, C3, Cz, C4, P4, O1 e Oz apresentaram diferença estatística em

relação à posição sentada. Por outro lado, quando os participantes se encontravam sentados, as derivações F3, Fz, Cz e O1 passaram a apresentar diferença estatística referente à onda P3.

Tabela 5.1 – O intervalo de tempo (em ms) onde há diferença estatística entre aproximação e afastamento ( $p < 0.05$ ).

<b>Ortostático</b>		<b>Sentado</b>	
F3	703:805	F3	703:782
Fz	702:794	Fz	630:776
F4	532:629	F4	--
C3	681:803	C3	--
Cz	693:792	Cz	608:778
C4	685:790	C4	--
P3	--	P3	--
Pz	--	Pz	--
P4	684:804	P4	--
O1	701:759	O1	706:756
Oz	722:774	Oz	--
O2	--	O2	--

Na Figura 5.10, são apresentadas as formas de onda estimadas do M-VEP comparando-se as condições dos participantes em pé (azul) e sentados (vermelho) no movimento de afastamento do cenário. O componente P3 do M-VEP não apresentou diferença de amplitude visualmente notável, a não ser na derivação Cz.

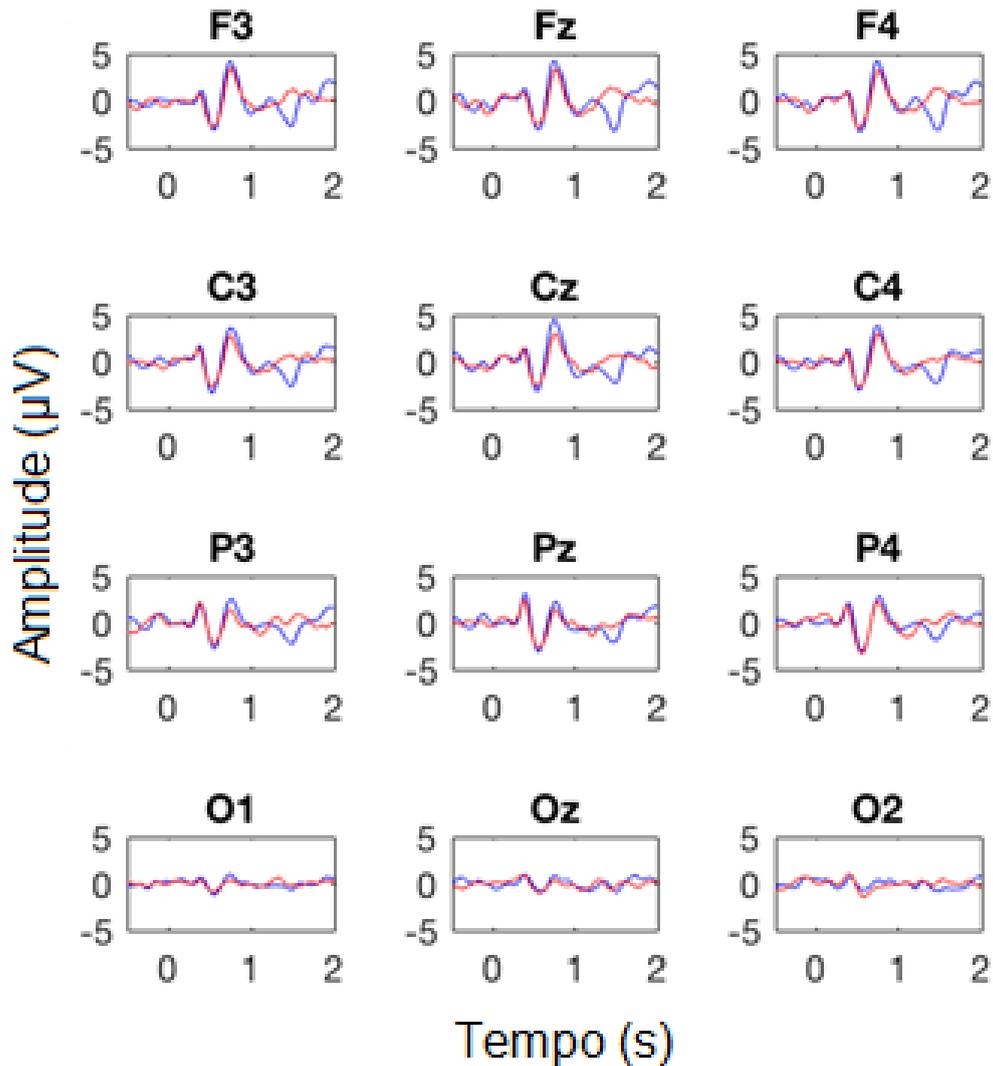


Figura 5.10 – Comparação dos *Grand-Averages* dos M-VEPs em resposta ao afastamento do cenário, em posição ortostática (azul) e sentado (vermelho).

A Figura 5.11 mostra as formas de onda estimadas do M-VEP para o movimento de aproximação do cenário, comparando-se as condições dos participantes em pé (azul) e sentados (vermelho). O componente P3 do M-VEP não apresentou diferença de amplitude perceptível em qualquer derivação.

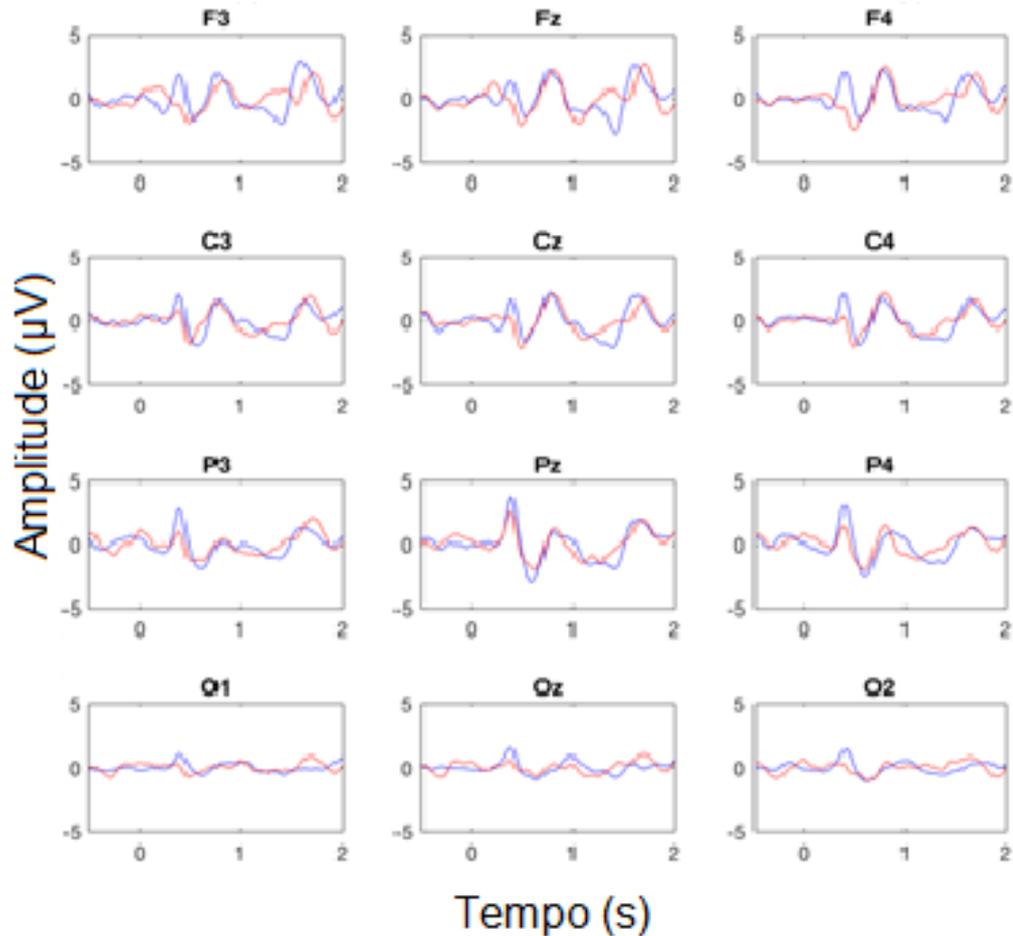


Figura 5.11 – Comparação dos *Grand-Averages* dos M-VEPs em resposta à aproximação do cenário, em posição ortostática (azul) e sentado (vermelho).

Por sua vez, a Tabela 5.2 apresenta a latência (ms) do pico da componente P3 estimada via *Grand-Average* de todos os participantes em posição ortostática e sentados. Em posição ortostática, é possível observar uma variação da latência para aproximação de 763,3 a 798,3 ms, sendo menor em Fz e maior em Pz e Oz. Por sua vez, a latência de afastamento variou entre e 740,0 ms em F3 e O1 e 768,3 ms em P4, apontando para menor latência geral. Com os indivíduos sentados, a latência para aproximação apresentou uma variação de 758,3 a 801,7 ms, sendo menor em C3 e

maior em Pz e Oz. A latência de afastamento variou de 740,0 a 763,3 ms, em O1 e Fz respectivamente, com menor latência global, como na posição ortostática.

Tabela 5.2 – Latência (ms) do pico da componente P3 dos indivíduos em pé e sentados.

Derivação	Ortostático		Sentado	
	Latência	Latência	Latência	Latência
	SDS <sub>F</sub>	SDS <sub>B</sub>	SDS <sub>F</sub>	SDS <sub>B</sub>
F3	771,7	740,0	796,7	755,0
Fz	763,3	741,7	796,7	763,3
F4	768,3	741,7	795,0	755,0
C3	768,3	748,3	758,3	746,7
Cz	770,0	741,7	798,3	751,7
C4	770,0	745,0	791,7	748,3
P3	796,7	760,0	798,3	743,3
Pz	798,3	761,7	801,7	750,0
P4	795,0	768,3	796,7	745,0
O1	796,7	740,0	766,7	740,0
Oz	798,3	766,7	801,7	746,7
O2	785,0	766,7	791,7	741,7

Na Tabela 5.3, é possível observar a amplitude ( $\mu\text{V}$ ) do pico da componente P3 estimada pelo *Grand-Average* de todos os participantes em posição ortostática e sentados. Em posição ortostática a variabilidade de amplitude para aproximação do cenário é de 0,0873  $\mu\text{V}$  em O2 a 2,3150  $\mu\text{V}$  em F4. Por sua vez, a amplitude do pico de P3 para afastamento do cenário variou de 0,3706  $\mu\text{V}$  em O2 a 4,2800  $\mu\text{V}$  em F4,

apontando para maior amplitude geral. Na posição sentada, as respostas de aproximação apresentaram maior variação de amplitude, de 0,1362  $\mu\text{V}$  em O1 a 2,5750  $\mu\text{V}$  em F4, enquanto a amplitude de afastamento variou de 0,3410  $\mu\text{V}$  em O2 a 3,4460  $\mu\text{V}$  em F3.

Tabela 5.3 – Amplitude ( $\mu\text{V}$ ) da média da componente P3 dos indivíduos em pé e sentados.

Derivação	Ortostático		Sentado	
	Amplitude	Amplitude	Amplitude	Amplitude
	SDS <sub>F</sub>	SDS <sub>B</sub>	SDS <sub>F</sub>	SDS <sub>B</sub>
F3	0,7617	4,1720	1,3420	3,4460
Fz	2,2730	4,2730	2,2530	3,3600
F4	2,3150	4,2800	2,5750	3,1810
C3	1,6360	3,5930	1,4890	2,7420
Cz	2,1990	4,4930	2,0730	3,0010
C4	1,7990	3,8460	2,1730	3,0280
P3	0,1661	2,5180	0,4052	1,3840
Pz	1,0170	2,2450	1,2880	1,4450
P4	0,6666	2,7960	1,5370	2,2670
O1	0,3525	0,9732	0,1382	0,3873
Oz	0,2153	0,8288	0,3141	0,4265
O2	0,0873	0,3706	0,3612	0,3410

### **5.3 ERD/ERS**

A Figura 5.12 mostra o ERD/ERS do intervalo -0,5 a 2 s dos indivíduos na banda Alfa durante a aproximação (azul) e o afastamento (vermelho) do cenário enquanto os indivíduos se encontravam sentados. Por sua vez, a Figura 5.13 mostra o ERD/ERS do intervalo -0,5 a 2 s dos indivíduos na banda Beta durante a aproximação (azul) e o afastamento (vermelho) do cenário enquanto os indivíduos se encontravam em posição ortostática.

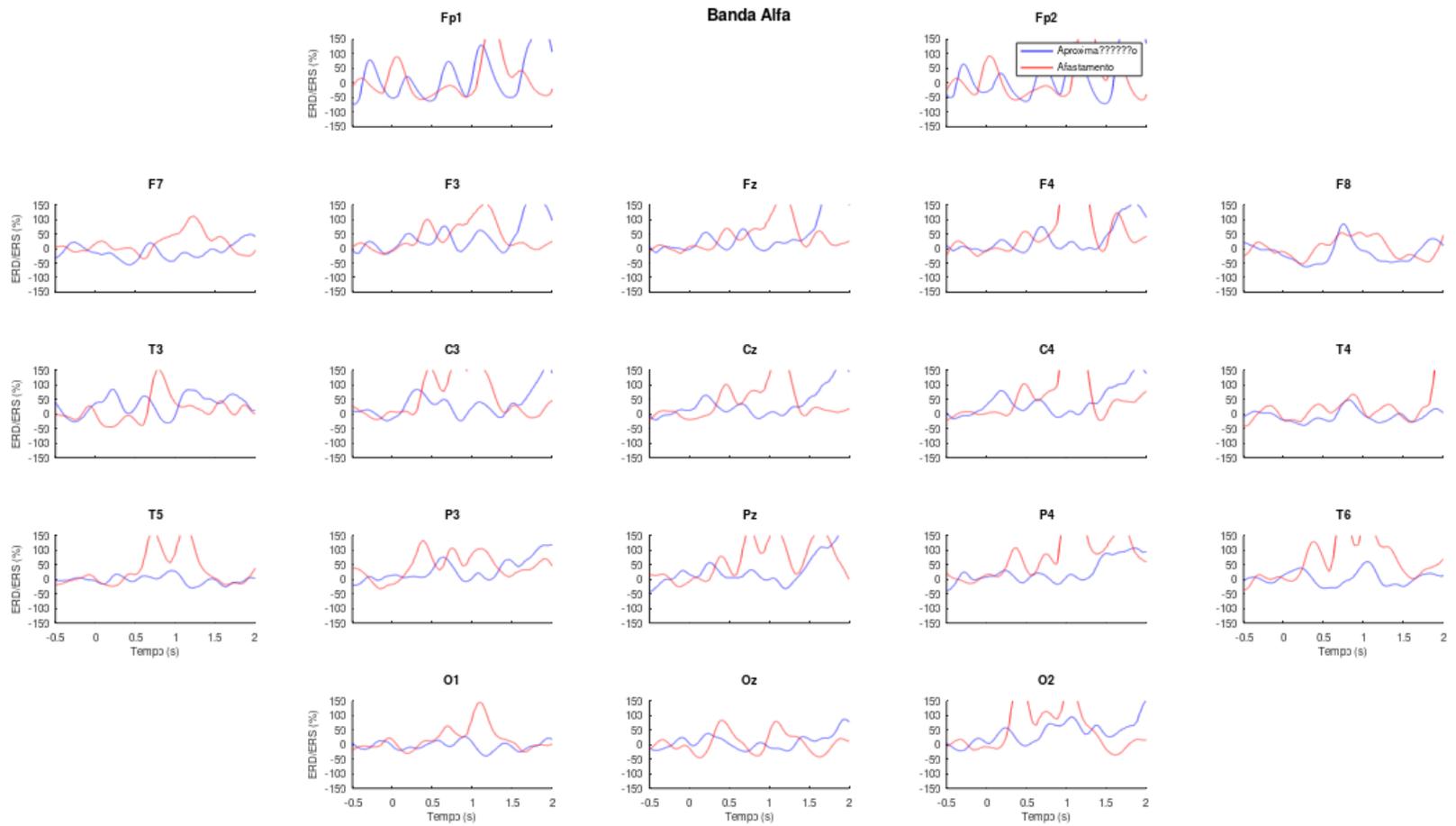


Figura 5.12 – ERD/ERS na banda alfa em resposta à aproximação do cenário (azul) e afastamento (vermelho) na posição sentado.

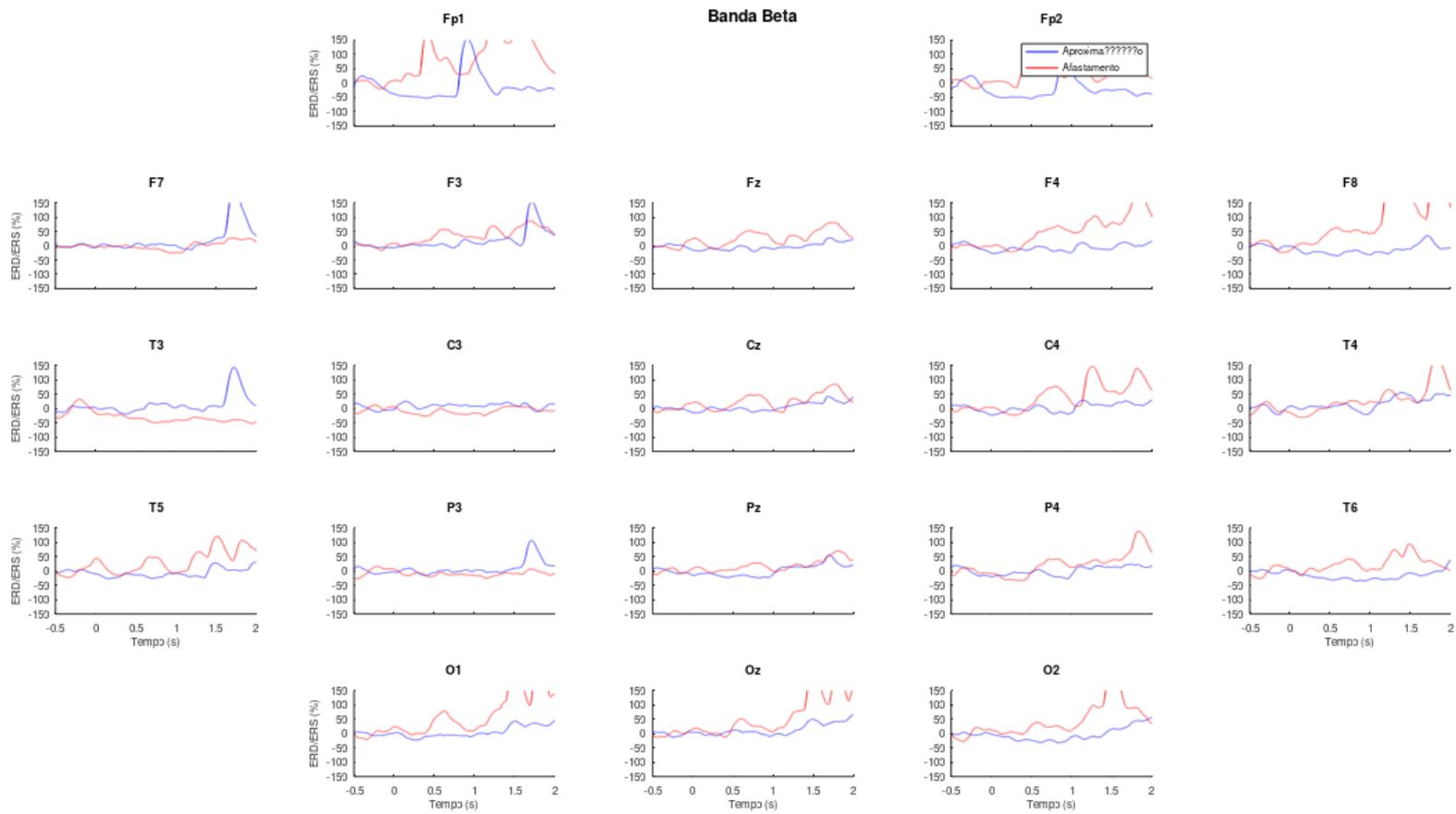


Figura 5.13 – ERD/ERS na banda beta em resposta à aproximação do cenário (azul) e afastamento (vermelho) em posição ostostática.

Visualmente, tanto para a banda alfa quanto para a banda beta, é difícil perceber um comportamento bem definido.

As figuras relacionadas a outras bandas de frequência se encontram no anexo 3, como: ERD/ERS das bandas delta, teta e gama dos indivíduos na posição ortostática; e ERD/ERS das bandas beta, delta e gama dos indivíduos quando estavam sentados.

## CAPÍTULO 6 - DISCUSSÃO

No presente estudo, foi desenvolvido um cenário estereoscópico com as mesmas características do cenário virtual utilizado por DA\_SILVA (2010), DA\_SILVA *et al.* (2013), ROSA (2013) e COSTA *et al.* (2015), as quais induzem a percepção de automovimento (*egomotion*) e produzem alteração do controle postural. Assim, a utilização do mesmo cenário permitiu a comparação dos sinais EEG durante a estimulação visual que mimetiza uma perturbação do controle postural no sentido antero-posterior. Os resultados do teste de imersão indicaram que o cenário virtual com estereoscopia apresenta uma maior sensação de presença em relação aos cenários projetados sem a estereoscopia, os quais foram utilizados pelos autores anteriormente citados. Portanto, o sistema estereoscópico utilizado no presente trabalho foi capaz de mimetizar adequadamente um ambiente tridimensional.

No presente estudo, as formas de onda M-VEPs eliciadas pelo deslocamento do cenário dinâmico estereoscópico para aproximação e afastamento foram comparadas considerando-se as posições ortostática e sentada dos participantes. Do conjunto total de épocas de EEG, menos de 6% das vezes foram rejeitadas devido a artefatos.

As formas de onda M-VEPs estimadas via *Grand-Average* para aproximação (DSF) e afastamento (DSB) mostraram, em geral, um componente P3 consistente, particularmente quando os participantes estavam em posição ortostática. Portanto, o presente estudo focalizou as análises no componente P3 do M-VEP tanto durante o ortostatismo quanto na posição sentada.

O conjunto dos padrões M-VEPs na posição ortostática, para o cenário de DSF e de DSB, apontou diferença significativa ( $p < 0,05$ ) na faixa de tempo referente à componente P3 nas derivações: F3, Fz, F4, C3, Cz, C4, P4, O1 e Oz. Por outro lado,

quando os participantes permaneceram sentados, menos derivações mostraram diferenças significativas na faixa de tempo relativa à componente P3: F3, Fz, Cz e O1. Em muitos cenários de realidade virtual imersivos, existem movimentos simulados que são impossíveis no mundo real devido a restrições corporais, e as estratégias de controle postural não funcionariam. A postura sentada pode reduzir as demandas no controle postural (WANG *et al.*, 2018) e parece ser uma melhor postura para reduzir os sintomas da cibercultura, baseada na teoria da instabilidade postural (RICCIO e STOFFREGEN, 1991). Dessa maneira, é possível explicar por que mais canais dos padrões M-VEPs na posição ortostática apresentaram diferença estatística tanto no cenário de DSF e DSB, por, justamente, essa posição dos participantes influenciar na imersão, que é uma consequência do ciclo percepção-ação pela característica do planejamento motor e cognitivo.

A média coerente dos padrões M-VEPs eliciados pela aproximação e pelo afastamento do cenário virtual foi observada com os indivíduos em posição ortostática e sentados. No entanto, em ambos os casos, o componente P3 provocado pelo afastamento apresentou, em geral, maior amplitude que as eliciadas pela aproximação. Além disso, foi observado que as derivações da região parietal, em relação ao cenário de aproximação, apresentaram maior latência, apontando para possível percepção tardia da movimentação desse cenário. A região parietal é responsável pelo planejamento motor e cognição, por meio do ciclo percepção-ação, justificando essas observações (BEAR *et al.*, 2008; LEBER *et al.*, 2013). BEAR *et al.* (2008) ainda descrevem que há um processamento cerebral ordenado em níveis crescentes dos centros superiores relacionados à ação motora, cognição e *feedback* do controle postural, de modo que essas diferenças entre DSF e DSB ocorrem devido à ordenação espaço-temporal do córtex fronto-centro-parietal.

A média coerente dos M-VEPs eliciados pela aproximação do cenário virtual foi comparada com os participantes em ortostatismo e sentados, de forma que o componente P3 não apresentou grande diferença de amplitude visualmente quando comparadas as duas posições. As respostas posturais automáticas aos estímulos visuais de movimento são fortemente influenciadas pela configuração e interpretação do ambiente e recorrem a representações multissensoriais, portanto, segundo MEYER *et al.* (2013), independentemente da posição postural do indivíduo, o que influencia a resposta é o estímulo do cenário.

No estudo de COSTA *et al.* (2015), foi utilizado um ambiente imersivo, mesmo cenário, porém não estereoscópico, diferente do presente estudo. Tal estudo identificou menores variabilidades da latência média e amplitude na posição ortostática, porém não foi avaliada de forma isolada a variabilidade da latência e da amplitude dos diferentes canais em cenários separados de DSB e DSF. No presente estudo, um padrão de maior latência global e maior amplitude global foi encontrado na condição de afastamento em comparação com a aproximação, tanto para posições ortostáticas quanto para sentadas. Assim, sugere-se que há uma maior complexidade da estimulação visual dinâmica no processo de aproximação em relação ao de afastamento.

Os perfis de ERD e ERS em indivíduos saudáveis estão descritos em vasta literatura (LANA *et al.*, 2015; NEUPER *et al.*, 2006; PFURTSCHELLER e LOPES DA SILVA, 1999) e podem ser interpretadas como variações nos parâmetros de controle da atividade elétrica cortical das interações entre neurônios e interneurônios influenciando os componentes de frequência do sinal de EEG (MANSUR *et al.*, 2012; PFURTSCHELLER e LOPES DA SILVA, 1999).

O ERD/ERS aplicado a sinais obtidos durante à estimulação dinâmica de um cenário virtual pode revelar sincronismo ou dessincronismo do sinal EEG

principalmente nas derivações occipitais, parietais e temporais, pois, de acordo com BEAR *et al.* (2008), estas áreas estão relacionadas ao processamento da informação visual, integração sensorial e movimento, respectivamente. Sugere-se uma justificativa pela instabilidade, embora não mensurada, que a movimentação do cenário em aproximação e afastamento causa no indivíduo aumentando a atividade elétrica cortical. No trabalho de DA\_SILVA (2010), foi achada dessincronização em EEG na região parietal, pois a perturbação no sistema de controle postural tende a ser compensada por ajustes de integração sensorial, implicando aumento da atividade na região; embora o cenário tenha sido o mesmo, não havia estereoscopia. No presente estudo, porém, não foi possível identificar um padrão consistente de ERD/ERS em qualquer derivação relativa a regiões envolvidas no ciclo percepção-ação.

## CAPÍTULO 7 - CONCLUSÃO

A partir da estimulação visual dinâmica estereoscópica, no deslocamento do cenário de aproximação e afastamento, foi possível observar a resposta cortical referente ao controle postural ortostático e sentado com base na EEG, destacando maior relevância ao estímulo do cenário e não apenas à posição do indivíduo. Em geral, o deslocamento do cenário de afastamento eliciou o componente P3 da M-VEP com maior amplitude e maior latência do que o cenário de aproximação, refletindo um processamento cortical mais complexo. Por sua vez, a posição ortostática apresentou mais diferenças estatísticas entre cenário de aproximação e de afastamento, quando comparado com indivíduos sentados, sugerindo que os indivíduos sentados têm menos imersão devido à teoria da instabilidade, que ajuda a diminuir sintomas de “cyber-imersão”.

O ERD/ERS não mostrou um comportamento bem definido nas derivações occipitais, parietais e temporais.

O protocolo experimental aqui desenvolvido com estimulação sensorial estereoscópica, ao manter as características do cenário virtual utilizado na investigação do controle postural, foi incorporado ao Sistema Integrado de Aquisição de Sinais Biológicos. Além disso, os sinais de estabilometria e de EMG aqui adquiridos podem ser utilizados para investigar as alterações do centro de pressão no controle postural. Como o sistema permite alterar as características dos atributos do cenário (velocidade, sentido do movimento, luminância, entre outros), sugere-se que novos estudos possam ser realizados com diferentes velocidades ou diferentes tipos de cenários.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALLUM, J. H. J.; BLOEM, B. R.; CARPENTEER, M. G.; HULLIGER, M.; HADDERS-ALGRA, M.; 1998, “Proprioceptive Control of Posture: a Review of New Concepts”, *Gait and Posture*, v. 8, pp. 214-242.

ARAMAKI, Y.; NOZAKI, D.; MASANI, K.; SATO, T.; NAKAZAWA, K.; YANO, H.; 2001, “Reciprocal Angular Acceleration of the Ankle and Hip Joints During Quiet Standing in Humans”, *Experimental Brain Research*, v. 136, pp. 463-473.

BARELA, J. A.; 2000, “Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural”, *Revista Paulista de Educação Física*, supl. 3, pp. 79-88.

BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A.; 2007, *Neuroscience: exploring the brain*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.

BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A.; 2008, *Neurociências – Desvendando o Sistema Nervoso*, 3ª ed. Porto Alegre, Artmed Editora.

BOWMAN *et al.*; 2005, *3D users interfaces: Theory and Practice*. Boston, MA: Addison-Wesley.

BRADLEY, M. M.; LANG, P. J.; 1994, Measuring emotion: the self-assessment manikin and the semantic differential, *J. Behav. & Exp. Psychiat*, 25(1).

BRUDER, G.; STEINICKE, F.; HINRICHS, K.; 2009, “Arch-Explore: A Natural User Interface for Immersive Architectural Walkthroughs,” *Proc. IEEE Symp. 3D User Interfaces*, pp. 75-82.

BUTLER, D. P.; WILLET, K.; 2010, “Wii-habilitation: is there a role in trauma?”, *Injury*; Vol 41 (9); pag. 883-885.

CHIAPPA, K. H.; 1997, *Evoked Potentials in Clinical Medicine*, 3rd ed, Philadelphia, USA, Lippincott-Raven Publishers.

COSTA, M. H.; 1994, “Derivação da Fonte de Sinais EEG: Correlação e Mapeamento Cerebral”, *Tese (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Programa de Engenharia Biomédica*, COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro.

COSTA, J. F. G.; 2014, “A Influência da Posição Postural no Ciclo Percepção-Ação Durante Estimulação Visual Dinâmica”, *Tese (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Programa de Engenharia Biomédica*, COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro.

COSTA, J. F. G.; DA\_SILVA, P. J. G.; INFANTOSI, A. F. C.; 2015, “Cortical Evoked Response during Dynamic Visual Stimulation on Sitting and Orthostatic Positions”. In: *European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering*, 2014, Dubrovnik. IFMBE Proceedings 45 - 6th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, Dubrovnik: Springer, 45, 493-496.

DA\_SILVA, P. J. G.; 2010, Análise Eletroencefalográfica do Controle Postural Ortostático em Ambiente de Realidade Virtual, *Tese de Doutorado em Engenharia Biomédica*, COPPE, RJ.

DA\_SILVA, P. J. G.; ROSA, B. P.; CAGY, M.; INFANTOSI, A. F. C.; 2013, “Motion-Related VEPs Elicited by Dynamic Virtual Stimulation”. In: IFMBE Proceedings v. 41, *XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing*, Seville, 1809-12, 25-28, September.

DEMARRE, D. A.; MICHAELS, D.; 1983, *Bioelectronic Measurements*. New Jersey: Prentice-Hall.

DOKKA, K.; KENYON, R. V.; KESHNER, A.; 2009, “Influence of visual scene velocity on segmental kinematics during stance”, *Gait & Posture*, v. 30, pp. 211- 216.

DORETTO, D.; 1996, *Fisiopatologia Clínica do Sistema Nervoso: Fundamentos da Semiologia*, 2ª edição, São Paulo: Atheneu.

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. M.; 2000, “Effects of Visual Information on the Equilibrium Maintenance Around Different Locations on the Base of Support”, *Neuroscience Letters*, v. 283, pp. 173-6.

EDMONDS JR., H. L.; 1992, “Assessment of Anesthetic Adequacy for the Prevention of Intraoperative Awareness”, *Progress in Anesthesiology*, v. VI, chap. 21, p. 318-328, Nov.

FERREIRA, A. B. H.; 2010, *Dicionário da língua portuguesa*. 5. ed. Curitiba: Positivo.

FRANSSON, P. A.; MAGNUSSON, R.; JOHANSSON, R.; 1998, “Analysis of Adaptation in Anteroposterior Dynamics of Human Postural Control”, *Gait and Posture*, v. 7, pp. 64-74.

FULFORD, B.; 2004, “Adventures in the Third Dimension”. *Forbes*. V. 173, n.11, p.166.

GANDRA, V. D.; 2005, “Participação da Visão em Testes Estabilométricos de Longa Duração”, *Tese (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Programa de Engenharia Biomédica*, COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro.

GEDDES, L. A.; BAKER, L. E.; 1989, *Principles of Applied Biomedical Instrumentation (Third Edition)*, John Wiley and Sons Ltd, Chichester, UK; 987pp.

GUO, F.; HONG, B.; GAO, X.; GAO, X.; GAO, S.; 2008, “A brain–computer interface using motion-onset visual evoked potential”, *Journal of Neuronal Engineering*, v.5 447 november.

GUYTON, A. C.; 1988, *Fisiologia Humana*, 6ª edição, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E.; 1997, *Tratado de Fisiologia Médica*, 9ª edição, Rio de

Janeiro: Guanabara Koogan.

HORAK, F.B.; 2006, “Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?”. *Age Ageing* Sep, 35 Suppl 2.

HORAK, F. B.; HENRY, S. M.; SHUMWAY-COOK, A.; 1997, “Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders”. *Physical Therapy*, v.77, pp.517-33.

ISLEY, M. R.; 1993, *Biophysical Measurements Series Electromyography / Electroencephalography*. SpaceLabs Medical, Inc. United States of America.

JACOBS, J. V.; FUJIWARAB, K.; TOMITAB, H.; FURUNEB, N.; KUNITAC, K.; HORAKA, F. B.; 2008, “Changes in the activity of the cerebral cortex relate to postural response modification when warned of a perturbation”, *Clinical Neurophysiology* 119, pp. 1431–1442.

KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M.; SIEGELBAUM, S. A.; HUDSPETH, A. J.; 2014, *Princípios de Neurociências*, 5ed. Porto Alegre: Ed. Artmed.

KAWAI, T.; SHIBATA, T.; INOUE, T.; SAKAGUCHI, Y.; OKABE, K.; KUNO, Y.; 2003, “Non-linear editing software for stereoscopic 3D movies”, *Journal of the Institute of Image information and television engineers*. V. 57, n.2, p.247-52.

KELLY, J. W.; LOOMIS, J. M.; BEALL, A. C.; 2005, “The influence of perceived relative motion in the control of posture”. *Experimental Brain Research*, v. 161, n. 3, pp. 285-292.

KESHNER, E. A.; KENYON, R. V.; LANGSTON, J.; 2004, “Postural responses exhibit multisensory dependencies with discordant visual and support surface motion”. *Journal of Vestibular Research*, v. 14, pp. 307–19.

KOBER, S. E.; KURZMANN, J.; NEUPER, C.; 2012, “Cortical correlate of spatial presence in 2D and 3D interactive virtual reality”: An EEG study. *International Journal of Psychophysiology*, 83(3), 365-374.

KREMLÁČEK, J.; HULAN, M.; KUBA, M.; KUBOVÁ, Z.; LANGROVÁ, J.; VÍT, F.; SZANYI, J.; 2012 “Role of latency jittering correction in motion-onset VEP amplitude decay during prolonged visual stimulation”, *Doc. Ophthalmol.*, vol. 124, n°. 3, pp. 211-223, June.

KUBA, M.; KUBOVÁ, Z.; KREMLÁČEK, J.; LANGROVÁ, J.; 2007, “Motion-onset VEPs: Characteristics, methods, and diagnostic use”. *Vision Research* 47, 189–202.

KUMAR, J. S.; BHUVANESWARI, P.; 2012, *Analysis of Electroencephalography (EEG) Signals and Its Categorization—A Study*. Elsevier. Volume 38, Pages 2525–2536.

LANA, E. P.; ADORNO, B. V.; TIERRA-CRIOLLO, C. J.; 2015, “Detection of

movement intention using EEG in a human-robot interaction environment”. *Research on Biomedical Engineering*, v.31, n.4, pp. 285-294.

LEBER, A. B.; LECHAK, J. R.; TOWER-RICHARDI, S. M.; 2013, “What do fast response times tell us about attentional control?”, *Journal of Vision*, 31, 1-12.

LEE, D. N.; ARONSON, E.; 1974, “Visual proprioceptive control of standing in human infants”. *Percept Psychophys* 15: 529- 532.

LIONS, C.; *et al.*; 2016, “Importance of visual inputs quality for postural stability in strabismic children”, *Neurosci Lett* 10 de fevereiro; 617: 127-133.

MANSUR, M. A.; SANTOS FILHO, S. A.; FLORES-MENDOZA, C.; TIERRA-CRIOLLO, C. J.; 2012, “The event-related desynchronization (ERD) correlated to psychometric Intelligence in Brazil: a neural efficiency study methodology”. *Brazilian Journal of Biomedical Engineering*, v. 28, n. 1, pp. 36-43.

MERGNER, T.; MAURER, C.; PETERKA, R.; 2003, “A multisensory posture control model of human upright stance”, *Prog Brain Res*; 142:189–201.

MEYER, G. F.; SHAO, F.; WHITE, M. D.; HOPKINS, C.; ROBOTHAM, A. J.; 2013, “Modulation of Visually Evoked Postural Responses by Contextual Visual, Haptic and Auditory Information: A ‘Virtual Reality Check’”, *PLoS ONE*, Vol 8, Issue 6, June.

MIERAU, A.; HÜLSDÜNKER, T.; STRÜDER, H. K.; 2015, “Changes in cortical

activity associated with adaptive behavior during repeated balance perturbation of unpredictable timing”, *Front Behav Neurosci.* 9: 272.

MOCHIZUKI, L.; DUARTE, M.; AMADIO, A. C.; ZATSIORSKY, V. M.; LATASH, M. L.; 2006, “Changes in Postural Sway and Its Fractions in Conditions of Postural Instability”, *Journal of Applied Biomechanics*, v. 22, pp. 51-60.

MONTEIRO, L. R. A.; 2015. “A indução afetiva em cenários de realidade virtual: avaliação da sensação de presença”. *Psicologia Clínica*, 27, 139-160.

MORAES, R.; 1996, “Desenvolvimento de Sistema para Detecção Automática de Potenciais Epileptiformes em Sinais de EEG”. Florianópolis. *Trabalho apresentado em concurso público para Prof. Adjunto do Departamento de Engenharia Elétrica da UFSC.*

NEUPER, C.; WÖRTZ, M.; PFURTSCHHELLER, G.; 2006, “ERD/ERS patterns reflecting sensorimotor activation and deactivation”. *Progress in Brain Research*, v. 159, pp. 211–222.

OLIVEIRA, L. F.; 1996, Análise Quantitativa de Sinais Estabilométricos na Avaliação do Equilíbrio de Gestantes, *Tese de Doutorado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro.*

PAULUS, W. M.; STRAUBE, A.; KRAFCZYK, S.; BRANDT, T.; 1989, “Differential effects of retinal target displacement, changing size and changing disparity in the

control of anterior/posterior and lateral body sway”, *Experimental Brain Research*, v. 78, pp. 243-252.

PAPEGAAIJ, S.; 2016, “Postural challenge affects motor cortical activity in young and old adults”, *Exp. Gerontol* Jan; 73: 78-85.

PERLIN, K.; *et al.*; 2001, “Recent advances in the NUY autostereoscopic display”, *Proceedings of the SPIE*. v. 92, nº 47, p. 22-24.

PERRIN, P.; SCHNEIDER, D.; DEVITERNE, D.; PERROT, C.; CONSTANTINESCU, L.; 1998, “Training Improves the Adaptation to Changing Visual Conditions in Maintaining Human Posture Control in a Test of Sinusoidal Oscillation of the Support”, *Neuroscience Letters*, v. 245, pp. 155-8.

PFURTSCHELLER, G.; LOPES DA SILVA, F.H.; 1999, “Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles”. *Clinical Neurophysiology*, v. 110, pp. 1842-57.

PFURTSCHELLER, G.; LOPES DA SILVA, F. H.; 2005, “EEG Event-Related Desynchronization (ERD) and Event-Related Synchronization (ERS).”, In: Niedermeyer, E. and Lopes da Silva, F. H. (eds), *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*, 5th ed., chapter 51, Baltimore, USA, Williams & Wilkins.

POBLET, J. M.; 1988, *Introducción a la Bioingeniería*. Barcelona: Marcombo-

Boixareu Editores.

REDFERN, M. S.; JENNINGS, J. R.; MARTIN, C.; FURMAN, J. M.; 2001a, “Attention Influences Sensory Integration for Postural Control in Older Adults”, *Gait and Posture*, v. 14, pp. 211-6.

REDFERN, M. S.; YARDLEY, L.; BRONSTEIN, A. M.; 2001b, “Visual Influences on Balance”, *Journal of Anxiety Disorders*, v. 15, pp. 81-94.

REILLY, E. L.; 2005, “EEG Recording and Operation of the Apparatus” In: Niedermeyer, E., Lopes da Silva, F.H. (eds), *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*, 5th ed., chapter 7, Baltimore, USA, Williams & Wilkins.

RICCIO, G. E.; STOFFREGEN, T. A.; 1991, “An Ecological Theory of Motion Sickness and Postural Instability”. *Ecological Psychology*, 3(3), 195-240.

ROSA, B. P.; 2013, “Investigando a Resposta Evocada Cortical Durante Estimulação Visual Dinâmica”, *Tese (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Programa de Engenharia Biomédica*, COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro.

SCHELLART, N. A.; TRINDADE, M. J.; REITS, D.; VERBUNT, J. P.; SPEKREIJSE, H.; 2004, “Temporal and spatial congruence of components of motiononset evoked responses investigated by whole-head magneto-electroencephalography”, *Vision Research*, v.44, pp.119–134.

SCHIEPPATI, M.; NARDONE, A.; GIORDANO, A.; 1992, “Leg Muscle Activity While Standing at the Limits of Equilibrium”, *Proceedings of the VIII Meeting of the European Society of Biomechanics*, June, pp. 21-24, Rome, Italy.

SHERMAN, W. R.; CRAIG, A. B.; 2003, *Understanding virtual reality: Interface, Application, and Design*, Springer-verlase. 2nd edition.

STEINICKE, F.; BRUDER, G.; HINRICHS, K.; WILLEMSSEN, P.; 2010, “Change Blindness Phenomena for Stereoscopic Projection Systems,” *Proc. IEEE Virtual Reality. Conf. (VR)*, pp. 187-194.

STREEPEY, J. W.; KENYON, R. V.; KESHNER, E. A.; 2007, “Field of view and base of support width influence postural responses to visual stimuli during quiet stance”, *Gait & Posture*, v. 25, pp. 49-55.

TEPLAN, M.; 2002, *Fundamentals of EEG Measurement*. In: *Measurement Science Review*, Volume 2, Section 2.

TORI, R.; *et al.*; 2006, *Fundamentos e tecnologia da realidade virtual e aumentada*. Livro do pré-simpósio on Virtual Reality. Belém – Pará.

TYNER, F. S.; 1983, *Fundamentals of EEG Technology*, Volume 1 – Basic Concepts and Methods. Raven Press. New York, 1983.

USOH, M.; CATENA, E.; ARMAN, S.; SLATER, M.; 2000, “Using Presence

Questionnaires in Reality”. *Presence*, 9(5), 497-503.

WANG, G.; GU, WENYING.; SUH, AYOUNG.; 2018, “Enhancing User Experience through Immersive Virtual Reality: An Experimental Study Using EEG Data”, *The 24th Cross Strait Conference of Information Management Development and Strategy*, The University of Hong Kong, Hong Kong.

## **Anexo 1**

### **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Instituição: Programa de engenharia biomédica – COPPE – Universidade Federal do Rio de Janeiro

Título do protocolo: Análise Eletroencefalográfica e Estabilométrica do Controle Postural em Ambiente de Realidade Virtual Estereoscópica

Aprovação do comitê de ética em pesquisa: 09/06/2016

CAAE: 56246116.2.0000.5257

### **INTRODUÇÃO**

Você está convidado a participar de uma pesquisa científica realizada pelo Programa de Engenharia Biomédica / COPPE / UFRJ.

Primeiro, gostaríamos de esclarecer que esta participação é inteiramente voluntária, isto é, você pode optar por não participar ou se retirar a qualquer momento do estudo. Embora não haja garantia de qualquer benefício pessoal, a sua participação na pesquisa certamente ajudará no avanço do conhecimento científico nesta área.

A sua identidade estará protegida o tempo todo. Sinta-se à vontade para discutir qualquer dúvida ou preocupação de ordem médica ou pessoal com os pesquisadores, antes de fornecer seu consentimento. Mesmo após assiná-lo, a qualquer momento você poderá retirar seu consentimento e retirar-se do estudo.

Abaixo descreveremos o projeto de pesquisa. Por favor, leia com atenção e retire suas dúvidas com o pesquisador responsável.

#### **Objetivo do estudo**

Investigar o efeito da estimulação visual dinâmica estereoscópica no controle postural ortostático e sentado com base no EEG multicanal e em sinais estabilométricos. O movimento de um cenário virtual (aproximação e afastamento) foi utilizado como estímulo visual, de modo a induzir instabilidade postural.

### **A sua participação envolverá:**

- (1) A leitura do TCLE (Termo de consentimento Livre e esclarecido);
- (2) Anamnese com um pesquisador responsável pelo projeto;
- (3) Realização voluntária de um protocolo de estimulação visual estereoscópica em um ambiente de realidade virtual com o registro da atividade eletroencefalográfica, eletromiográfica em diferentes sítios, além da estabilométrica;
- (4) O preenchimento de um questionário que visa avaliar a imersão e presença do avaliado no cenário virtual estereoscópico.

### Anamnese com um pesquisador

Você será entrevistado por um pesquisador responsável pela pesquisa. Para participar do projeto como voluntário, o indivíduo deverá preencher alguns critérios, tais como:

- (1) não possuir nenhum tipo de limitação ortopédica de origem ósteomioarticular, que impeça, dificulte ou traga desconforto para realizar os movimentos realizados no protocolo experimental;
- (2) não usar medicamentos psicoativos (ex.: estimulantes, antidepressivos e ansiolíticos);
- (3) não estar sob o efeito de drogas entorpecentes ou álcool ou qualquer outra substância que altere a capacidade cognitiva.

### Protocolo de estimulação visual em realidade virtual

O protocolo experimental, ou o exame, pelo qual você participará de maneira voluntária, será composto por um cenário dinâmico (aproximação e afastamento).

Para a aquisição da atividade eletroencefalográfica assim como a eletromiográfica, processo que não produz nenhum tipo dor, serão fixados 20 eletrodos no seu couro cabeludo e mais um par de eletrodos EMG em cada perna. Durante o protocolo experimental, você ficará em pé em cima de uma plataforma, que fará a leitura do comportamento do seu equilíbrio.

Logo após o protocolo experimental você responderá a um questionário que busca avaliar o seu nível de imersão no ambiente virtual.

É possível que o ambiente virtual cause enjoos e / ou náuseas, devido a tecnologia empregada na geração da imagem estereoscópica. Vale ressaltar que você desistir da sua participação a qualquer momento.

Consentimento para participar do estudo

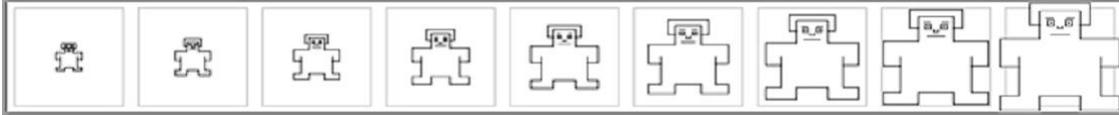
Acredito ter sido suficientemente informado a respeito do estudo acima citado. Os procedimentos a serem realizados ficaram claros para mim. Concordo voluntariamente em participar deste estudo. Recebi uma via assinada deste termo, como participante, não significando que renuncio aos meus direitos legais, de acordo com as leis vigentes no Brasil.

<b>COMPLETE OS ITENS ABAIXO COM A SUA ASSINATURA E DATA</b>	
<b>CONSENTIMENTO DO PACIENTE ADULTO</b>	
Eu li e compreendi as explicações sobre este estudo e me foi dada a chance de discutir e fazer perguntas. Forneco aqui o meu consentimento para participação no protocolo de estudo.	
_____	_____
Nome do participante adulto	Assinatura do pesquisador
/ / _____	
Data (DD/MM/AAAA)	

## Anexo 2

### Questionário *Self Assessment Manikin - SAM*

1 A 9 , em que 1 corresponde a pouco presente, até 9 que corresponde muito presente.



### Questionário Slater – Usoh – Steed Questionnaire (SUS)

1. Até que ponto se sentiu presente no cenário apresentado?

**1 a 7, em que 1 corresponde a uma experiencia normal, e 7 o sentido de estar presente no cenário.**

2. Até que ponto cenário apresentado se tornou uma realidade e quase se esqueceu do contexto laboratorial em que decorre a experiência?

**1 a 7, em que 1 corresponde nunca, e 7 sempre.**

3. Até que ponto ao recordar-se do cenário, o vê como uma imagem, ou como um sitio onde esteve presente?

**1 a 7, em que 1 apenas como imagem, e 7 como um sítio em que esteve presente.**

4. Durante o tempo da experiência, foi mais forte o sentido de estar no cenário ou de estar em outro lugar?

**1 a 7, em que 1 corresponde a estar em outro lugar, e 7 estar no cenário.**

5. Em que medida as condições estruturais (cor, objetos) do cenário o recordam de outras situações semelhantes em que já esteve?

**1 a 7, em que 1 equivale pouco, e 7 muito.**

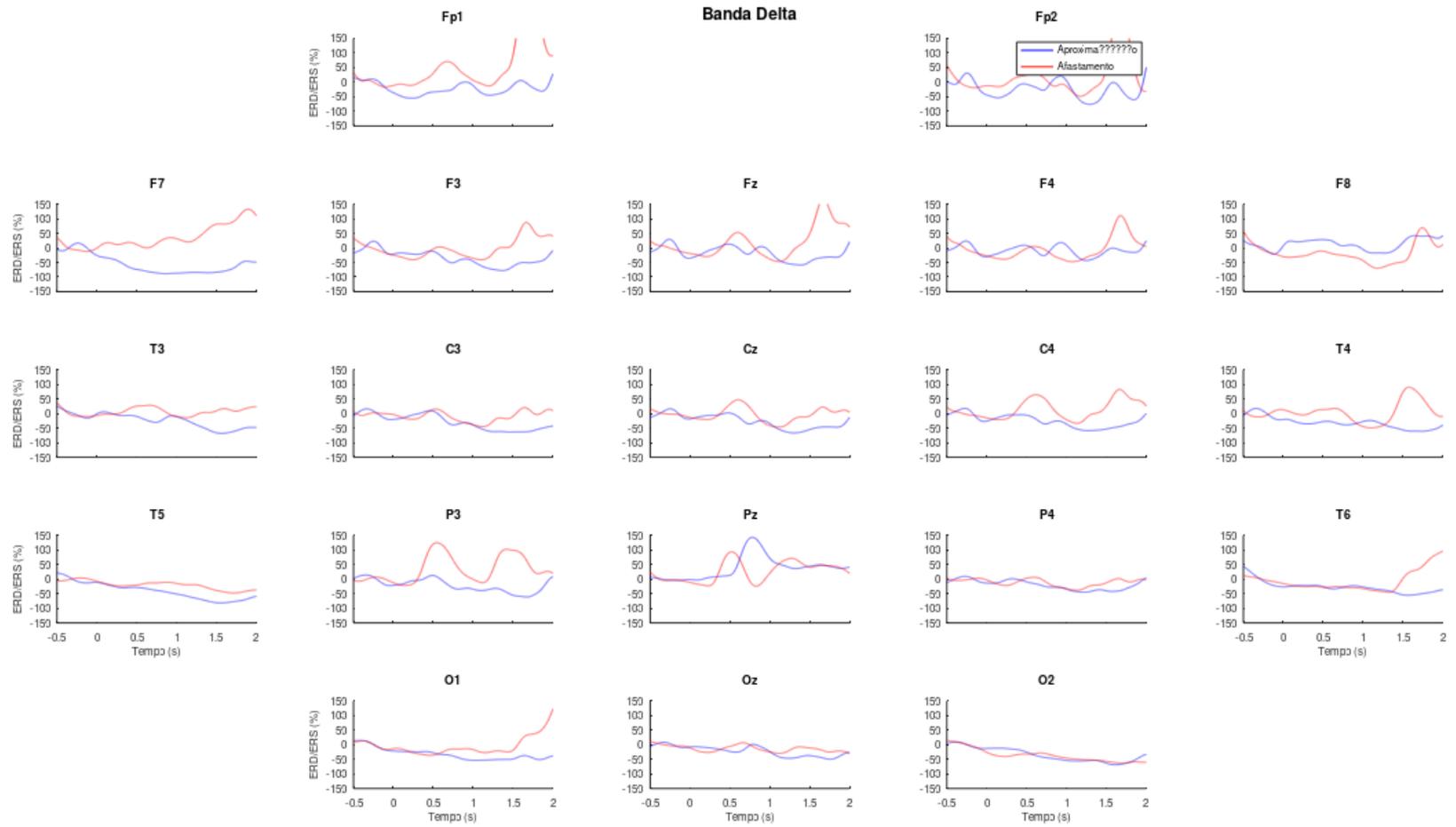
6. Durante algum momento da experiência pensou que estivesse realmente no cenário?

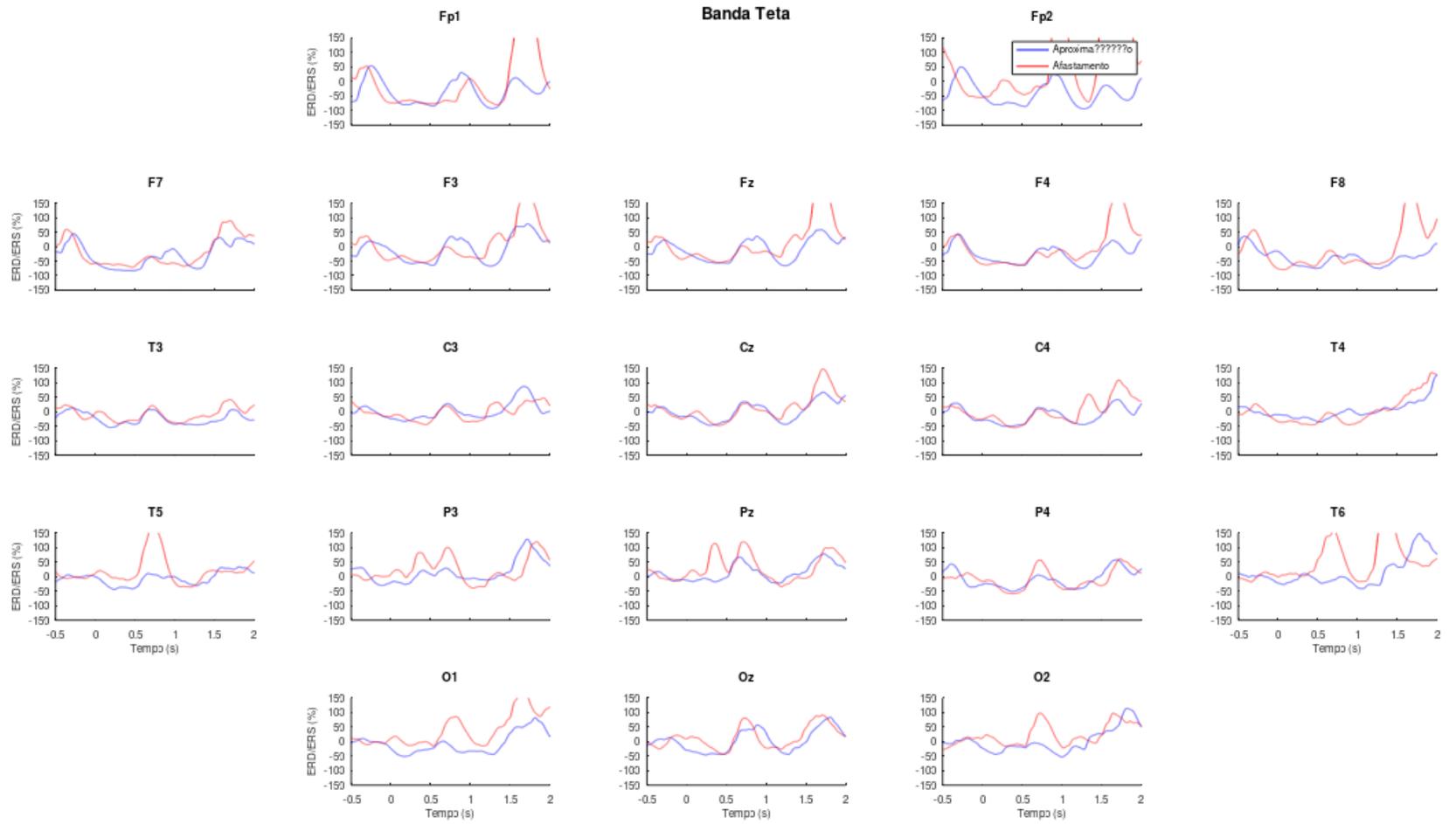
**1 a 7, em que 1 equivale a pouco, e 7 muito**

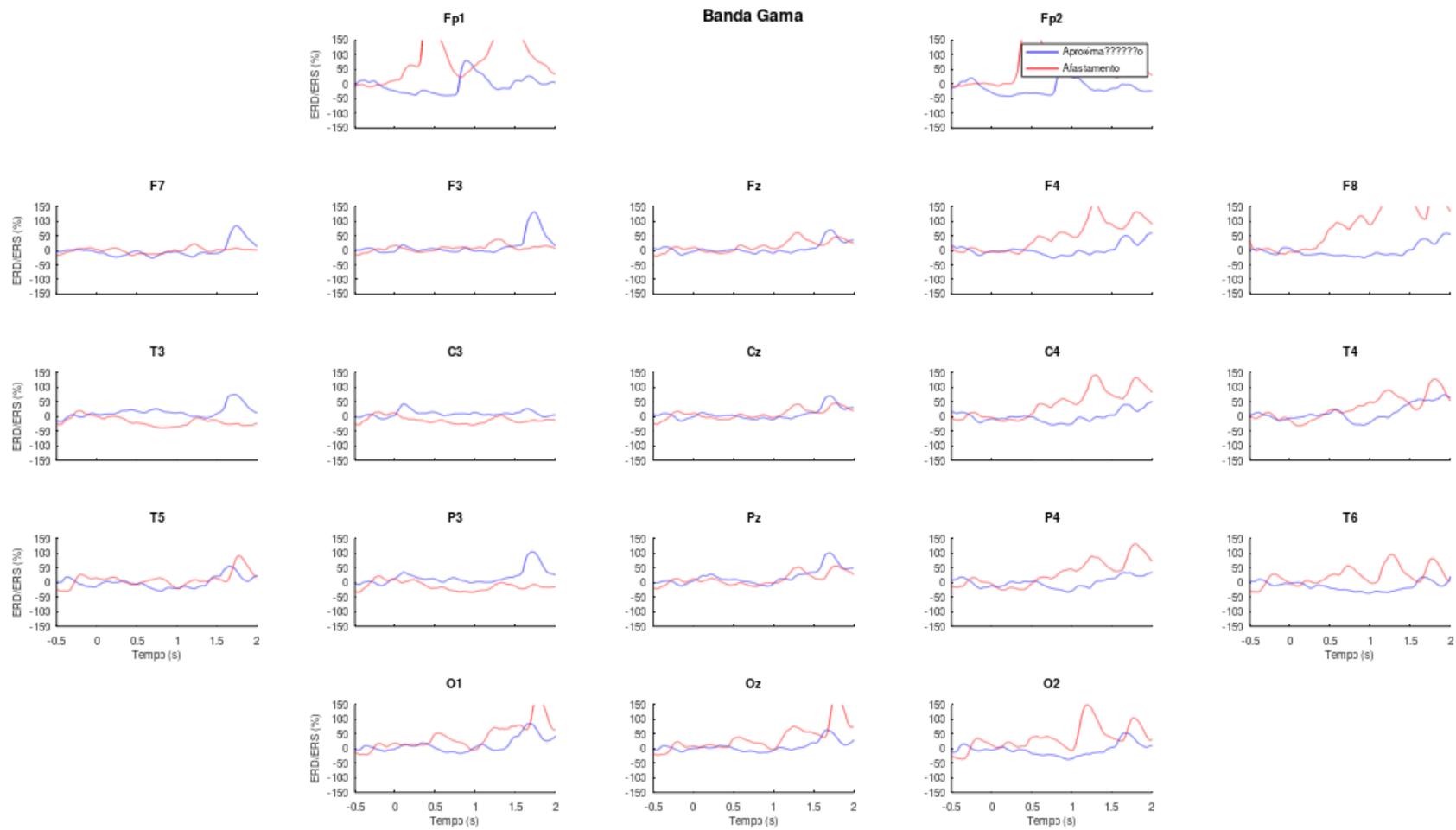
### **Anexo 3**

Índice ERD/ERS das bandas delta, teta e gama dos indivíduos na posição ortostática; e ERD/ERS das bandas beta, delta e gama dos indivíduos quando estavam sentados, respectivamente.

## Posição Ortostática







## Posição sentada

