



AValiação dos Sinais de EEG e dos Potenciais Evocados Visuais
Durante Estimulação Visual Dinâmica Giratória

Michelle Araujo Mesquita

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: Maurício Cagy

Rio de Janeiro
Setembro de 2019

AVALIAÇÃO DOS SINAIS DE EEG E DOS POTENCIAIS EVOCADOS VISUAIS
DURANTE ESTIMULAÇÃO VISUAL DINÂMICA GIRATÓRIA

Michelle Araujo Mesquita

DISSERTAÇÃO 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 MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Maurício Cagy, D.Sc.

Prof. Lílíam Fernandes de Oliveira, D.Sc.

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

Prof. Luís Aureliano Imbiriba Silva, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

SETEMBRO DE 2019

Mesquita, Michelle Araujo

Avaliação dos Sinais de EEG e dos Potenciais Evocados Visuais Durante Estimulação Visual Dinâmica Giratória / Michelle Araujo Mesquita. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE,2019.

XIV, 70 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Maurício Cagy

Dissertação (Mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2019.

Referências Bibliográficas: p. 56-64.

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

Agradecimentos

Primeiramente, eu agradeço aos meus pais, Nádía e Evandro, que se não fosse o apoio e suporte deles, eu não acharia que seria possível conciliar o mestrado com outras atividades paralelas que eu tive nesses 2 anos e meio de estudo e pesquisa. Eles sabiam que era meu sonho realizar esse mestrado em Engenharia Biomédica desde o momento em que eu tinha iniciado a graduação em Ciências Biológicas lá em 2012, pois era meu sonho fazer o curso em Engenharia Biomédica, embora não tivesse a graduação no Rio de Janeiro. Durante a minha graduação inteira, eu pude ter contato com essa área, unindo conceitos biológicos, computacionais e físicos, algo que eu gosto bastante de fazer. Além disso, pela minha curiosidade e vontade de aprender ainda mais sobre a Engenharia Biomédica, me fez querer cursar a graduação paralelamente, em engenharia e por conta disso, eu não saberia se seria possível conciliar tudo isso ao mesmo, mas pela força e estrutura que vocês sempre me deram, foi possível chegar até essa etapa. Muito obrigada.

Agradeço ao meu orientador pela orientação durante o trabalho como também, pela proposta do tema, que conciliou com a minha vontade de aprender ainda mais sobre a neurofisiologia e paralelamente, com o emprego da realidade virtual, que é um assunto que está crescendo e sendo estudado cada vez mais.

Agradeço ao meu namorado, Pedro, que está há mais de 3 anos me dando suporte, principalmente nessa etapa final do mestrado e que compreende e me ajuda em todos os meus sonhos.

Agradeço aos meus amigos, principalmente aos que eu fiz aqui no PEB: Mayra, Mariana, Viviany, Mateus, Eric, Paula, Vinicius e Wellington que me ajudaram bastante durante o mestrado, seja me ensinando a coletar os sinais de EEG, ajudando no Matlab, discutindo matéria ou sendo voluntário algumas vezes até eu ter fechado o protocolo. Aprendi bastante com vocês e fico feliz de ter participado de uma turma de mestrado e um laboratório tão unido quanto é o LAPIS.

Eu também agradeço aos meus amigos da graduação que disponibilizaram um horário e foram voluntários durante a pesquisa, mesmo morando longe ou participando da coleta durante o sábado. Como também, agradeço a todos os familiares, amigos e professores que sempre me incentivaram e torceram por mim em todas essas etapas.

Por fim, eu agradeço a FAPERJ, CAPES e CNPq pelo apoio financeiro a mim e ao meu programa, sem o qual este trabalho não poderia ter sido realizado.

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

AVALIAÇÃO DOS SINAIS DE EEG E DOS POTENCIAIS EVOCADOS VISUAIS
DURANTE ESTIMULAÇÃO VISUAL DINÂMICA GIRATÓRIA

Michelle Araujo Mesquita

Setembro/2019

Orientador: Maurício Cagy

Programa: Engenharia Biomédica

Esse trabalho teve como objetivo desenvolver um modelo tridimensional giratório de um carrossel via Realidade Virtual Estereoscópica, investigar os efeitos na ativação cortical, ocasionando o Potencial Evocado Visual relacionado a Movimento (M-VEP) e induzir a instabilidade postural ortostática (PO). Vinte e dois voluntários saudáveis, entre 18 e 40 anos, de ambos os sexos foram submetidos, em PO, ao registro do EEG multicanal e da estabilometria durante a estimulação visual dinâmica (ED), utilizando duas velocidades (vel.) de rotação (5 °/s e 25 °/s), no sentido horário. O *Grand-Average* do M-VEP evidenciou o componente P3, com maiores amplitudes nas derivações da região occipito-centro-parietal. O teste-*t* corrido indicou que, no intervalo de 656 a 943 ms após a ED, o *Grand-Average* diferiu entre vel. alta e baixa. O aumento da entropia sugere o processamento em paralelo da informação dos objetos do cenário. O índice sincronização/dessincronização (ERD/ERS) evidenciou a maior ocorrência de sincronismo, para a vel. alta, na banda de frequência Teta na derivação occipital e, para a vel. baixa, na derivação occipital das bandas Alfa e Beta. Os resultados dos sinais estabilométricos indicaram que, ao utilizar o ED do tipo cilindro giratório, é possível detectar a variação do centro de pressão do indivíduo na vel. baixa.

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

EVALUATION OF EEG SIGNS AND VISUAL EVOKED POTENTIALS DURING
DYNAMIC GIRATORY VISUAL STIMULATION

Michelle Araujo Mesquita

September/2019

Advisor: Maurício Cagy

Department: Biomedical Engineering

This study aimed at developing a three-dimensional rotatory model of a carousel via Stereoscopic Virtual Reality to investigate the effects on cortical activation, causing Motion Visual Evoked Potential (M-VEP) and to induce orthostatic postural instability (OP). Twenty two healthy volunteers, between 18 and 40 years old, of both genders, were submitted, in OP, to multichannel EEG and stabilometry recording during dynamic visual stimulation (SD), using two rotational speeds ($5^\circ/s$ and $25^\circ/s$) clockwise. The Grand-Averaged M-VEP evidenced the P3 component, with larger amplitudes in the occipito-central-parietal region. The running t-test indicated that, within the range from 656 to 943 ms after SD, Grand-Average differed between high and low speeds. Increased entropy suggests parallel processing of the information of the scenarios objects. The synchronization/desynchronization index (ERD/ERDS) showed the highest occurrence of synchronism, for the high speed, in the frequency of Theta band in the occipital derivation and, for the low speed, in the occipital derivation of the Alpha and Beta bands. The results of the stabilometry indicated that using rotatory cylinder during dynamic visual stimulation, it's possible to detect the variation of the individual's center of pressure in low speed.

Índice

ÍNDICE	VII
1. INTRODUÇÃO.....	1
2.1.1 <i>Objetivos específicos.....</i>	<i>3</i>
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	4
2.1. SISTEMA VISUAL.....	5
2.1.2 <i>Penetração da luz nos olhos</i>	<i>5</i>
2.1.2 <i>As estruturas de decodificação dos sinais</i>	<i>7</i>
2.1.3 <i>Vias de Transmissão e áreas de associação da informação visual.....</i>	<i>7</i>
2.1.3 <i>Áreas de Associação Visual.....</i>	<i>8</i>
2.1.4 <i>Percepção de Profundidade.....</i>	<i>9</i>
2.1.5 <i>Estereoscopia.....</i>	<i>10</i>
2.1.6 <i>Produção de imagem estereoscópica.....</i>	<i>10</i>
2.2. SISTEMA VESTIBULAR	11
2.2.1 <i>Processo de Transdução Sensorial na Periferia Vestibular.....</i>	<i>12</i>
2.2.2 <i>Circuito Vestíbulo-ocular e vestibulo-espinal</i>	<i>13</i>
2.3. SISTEMA SENSORIAL SOMÁTICO	14
2.3.1 <i>Córtex cerebral e a integração dos diferentes sistemas (visual, vestibular e somatossensitivo).....</i>	<i>15</i>
2.4. CONTROLE POSTURAL	15
2.5. CICLO PERCEÇÃO-AÇÃO.....	17
2.6. ESTABILOMETRIA.....	18
3 REVISÃO DA LITERATURA.....	20
3.1 INFLUÊNCIA DA VISÃO NO CONTROLE POSTURAL	20
3.2 MOVIMENTO DOS OLHOS E O CICLO PERCEÇÃO-AÇÃO.....	21
3.3 CONCEITOS DO ELETROENCEFALOGRAMA (EEG).....	22
3.4 POTENCIAL EVOCADO.....	24
3.4.1 <i>Potencial Evocado Visual.....</i>	<i>25</i>
3.5 TÉCNICA DE PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS DO EEG	26
3.5.1 <i>Média Coerente.....</i>	<i>26</i>

3.5.2	<i>Entropia de Permutação</i>	27
3.5.3	<i>Índice de Sincronização/Dessincronização (ERD/ERS)</i>	28
4	MATERIAIS E MÉTODOS	30
4.1	VOLUNTÁRIOS	30
4.2	PROTOCOLO EXPERIMENTAL	30
4.3	ESTÍMULO VISUAL DINÂMICO	32
4.4	AVALIAÇÃO DA PERCEPÇÃO DA REALIDADE VIRTUAL ESTEREOSCÓPICA.....	33
4.5	SINAIS DE EEG	34
4.6	SINAIS ESTABILOMÉTRICOS	35
4.7	PROCESSAMENTO DOS REGISTROS DE EEG	36
4.7.1	<i>Média Coerente</i>	36
4.7.2	<i>Entropia de Permutação</i>	36
4.8	PROCESSAMENTO DOS SINAIS DA ESTABILOMETRIA	37
4.9	ESTIMATIVA DO ÍNDICE ERD/ERS.....	38
5	RESULTADOS	39
5.1	ESTEREOSCOPIA E PRESENÇA.....	39
5.2	AVALIAÇÃO DOS EFEITOS DO CENÁRIO NA ESTABILOMETRIA	40
5.3	AVALIAÇÃO DO POTENCIAL EVOCADO VISUAL RELACIONADO AO MOVIMENTO (M-VEP) 43	
5.4	AVALIAÇÃO DA ENTROPIA DE PERMUTAÇÃO NO INÍCIO DO MOVIMENTO	47
5.5	AVALIAÇÃO DOS EFEITOS DO ERD/ERS	48
6	DISCUSSÃO	51
7	CONCLUSÃO	54
8	PERSPECTIVA FUTURA	55
9	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	56
	ANEXO 2	68
	ANEXO 3	70

Lista de Figuras

FIGURA 1 – CÓRTEX CEREBRAL HUMANO COM DIVISÕES ANATÔMICO-FUNCIONAIS.....	5
FIGURA 2 – OLHO HUMANO.....	6
FIGURA 3 – CÉLULAS FOTORRECEPTORAS.....	6
FIGURA 4 – REPRESENTAÇÃO DO SISTEMA VISUAL DO CÓRTEX VISUAL PRIMÁRIO.....	7
FIGURA 5 – ESQUEMA ILUSTRATIVO DAS VIAS DE TRANSMISSÃO QUE CONECTAM AOS CENTROS DE PROCESSAMENTO CORTICAL: VIA MAGNOCELULAR, PARVOCELULAR, DORSAL E VENTRAL.....	8
FIGURA 6 – ESQUEMA ILUSTRATIVO DO PROCESSAMENTO DAS INFORMAÇÕES VISUAIS.....	9
FIGURA 7 – ESQUEMA ILUSTRATIVO DA PERCEPÇÃO DE PROFUNDIDADE.....	10
FIGURA 8 – ESQUEMA ILUSTRATIVO DO SISTEMA VESTIBULAR.....	11
FIGURA 9 – ESQUEMA DE TRANSDUÇÃO SENSORIAL.....	12
FIGURA 10 – ESQUEMA DE TRANSDUÇÃO SENSORIAL NOS CANAIS SEMICIRCULARES.....	13
FIGURA 11 – DIFERENTES TIPOS DE MECANORECEPTORES.....	14
FIGURA 12 – ADAPTABILIDADE DO REFLEXO VESTÍBULO-OCULAR.....	15
FIGURA 13 – REPRESENTAÇÃO DDAS VIAS DE CONDUÇÃO DO SISTEMA SENSORIO-MOTOR.....	17
FIGURA 14 – EXEMPLO DE REPRESENTAÇÃO DOS ESTABILOGRAMAS PARA OS DESLOCAMENTOS MÉDIO-LATERAL (M/L) E ÂNTERO-POSTERIOR (A/P).....	18
FIGURA 15 – RITMOS CEREBRAIS DOMINANTES DO SINAL DE EEG NO SER HUMANO SAUDÁVEL.....	23

FIGURA 16– REPRESENTAÇÃO DA POSIÇÃO DOS ELETRODOS SOB O ESCALPO NO SISTEMA INTERNACIONAL 10-20	24
FIGURA 17 – REPRESENTAÇÃO DO M-VEP	26
FIGURA 18 – MODELO LINEAR ADITIVO PARA GERAÇÃO DE POTENCIAIS EVOCADOS	27
FIGURA 20 – CENÁRIO VIRTUAL DO CARROSSEL.....	32
FIGURA 21 – VOLUNTÁRIO NA POSIÇÃO ORTOSTÁTICA	33
FIGURA 22 – ESCALA PRESENÇA SAM.....	34
FIGURA 23 – TRECHO DE SINAL EEG, FILTRADO, DO VOLUNTÁRIO #1 NA DERIVAÇÃO O2 DURANTE A REALIZAÇÃO DO PROTOCOLO EXPERIMENTAL	35
FIGURA 24 – SINAIS ESTABILOMÉTRICOS, VARIAÇÃO DO CP NO SENTIDO LATEROLATERAL EM AZUL, VARIAÇÃO DO CP NO SENTIDO ANTEROPOSTERIOR EM VERMELHO	38
FIGURA 25 – IMERSÃO COM ESTEREOSCOPIA (3D)/SEM ESTEREOSCOPIA (2D).....	39
FIGURA 26 – SINAIS ESTABILOMÉTRICOS DA VELOCIDADE BAIXA NO INÍCIO DO MOVIMENTO, VARIAÇÃO DO CP NO SENTIDO LATEROLATERAL EM AZUL, VARIAÇÃO DO CP NO SENTIDO ANTEROPOSTERIOR EM VERMELHO	40
FIGURA 27 – SINAIS ESTABILOMÉTRICOS DA VELOCIDADE BAIXA NO FIM DO MOVIMENTO, VARIAÇÃO DO CP NO SENTIDO LATEROLATERAL EM AZUL, VARIAÇÃO DO CP NO SENTIDO ANTEROPOSTERIOR EM VERMELHO	41
FIGURA 28 – SINAIS ESTABILOMÉTRICOS DA VELOCIDADE ALTA NO INÍCIO DO MOVIMENTO, VARIAÇÃO DO CP NO SENTIDO LATEROLATERAL EM AZUL, VARIAÇÃO DO CP NO SENTIDO ANTEROPOSTERIOR EM VERMELHO	42

FIGURA 29 – SINAIS ESTABILOMÉTRICOS DA VELOCIDADE ALTA NO FIM DO MOVIMENTO, VARIAÇÃO DO CP NO SENTIDO LATEROLATERAL EM AZUL, VARIAÇÃO DO CP NO SENTIDO ANTEROPOSTERIOR EM VERMELHO	43
FIGURA 30 – GRAND AVERAGE DA MÉDIA COERENTE DO SINAL DE EEG 0,5 S ANTES DO ESTÍMULO A 2 S APÓS O ESTÍMULO NO INÍCIO DO MOVIMENTO. AMP(UV) X TEMPO (S) VERMELHO – VELOCIDADE BAIXA AZUL – VELOCIDADE ALTA.....	44
FIGURA 31 – GRAND AVERAGE DA MÉDIA COERENTE DO SINAL DE EEG 0,5 S ANTES DO ESTÍMULO E 2 S APÓS O ESTÍMULO NO FINAL DO MOVIMENTO. AMP(UV) X TEMPO (S) VERMELHO – VELOCIDADE BAIXA AZUL – VELOCIDADE ALTA.....	45
FIGURA 32 – TESTE-T CORRIDO EM RELAÇÃO A VELOCIDADE ALTA E BAIXA NO FIM DO MOVIMENTO.	47
FIGURA 33 – ENTROPIA DE PERMUTAÇÃO NO INÍCIO DO MOVIMENTO EM RELAÇÃO A VELOCIDADE ALTA E BAIXA. AMP (V) X TEMPO (S) VERMELHO – VELOCIDADE BAIXA AZUL – VELOCIDADE ALTA.).....	48
FIGURA 34 – ERD/ERS DURANTE A VELOCIDADE ALTA NA BANDA TETA. ERD/ERDS (%) X TEMPO (S) VERMELHO – PARADA DO MOVIMENTO AZUL – INÍCIO DO MOVIMENTO.....	49
FIGURA 35 – ERD/ERS DURANTE A VELOCIDADE BAIXA NA BANDA ALFA. ERD/ERDS (%) X TEMPO (S) VERMELHO – PARADA DO MOVIMENTO AZUL – INÍCIO DO MOVIMENTO.....	49
FIGURA 36 – ERD/ERS DURANTE A VELOCIDADE BAIXA NA BANDA BETA. ERD/ERDS (%) X TEMPO (S) VERMELHO – PARADA DO MOVIMENTO AZUL – INÍCIO DO MOVIMENTO.....	50

Lista de Tabelas

TABELA 1. O TEMPO DE INTERVALO EM MS ONDE EXISTE DIFERENÇA ESTATÍSTICA (PELO TESTE-T CORRIDO) ENTRE VELOCIDADE ALTA E BAIXA (A = 0,10)	42
TABELA 2. AMPLITUDE (μV) E LATÊNCIA (MS) DA MÉDIA DO COMPONENTE P3 DE TODOS OS INDIVÍDUOS VELOCIDADE ALTA (VA) E VELOCIDADE BAIXA (VB) NO INÍCIO DO MOVIMENTO	42

Lista de abreviaturas e siglas

α Nível de significância do teste estatístico

p Valor- p ou nível descritivo

μV microvolt

V volt

Σ Somatório

cd/m^2 Unidade de luminância

mm milímetro

cm centímetro

m metro

Hz hertz

ms milissegundo

s segundo

min minuto

Ag/AgCl prata- Cloreto de Prata

Célula M neurônio ganglionar do tipo magno

Célula P neurônio ganglionar do tipo parvo

CAPES Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior

CNPq Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico

CP Centro de Pressão

EEG Eletroencefalografia

FAPERJ Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro

ERS Índice de sincronização

ERD Índice de dessincronização

M-VEP Potencial Evocado Visual relacionado ao Movimento

NGL Núcleo Genuculado Lateral

PE Potencial Evocado

RV Realidade Virtual

SAM *Self Assessment Maniklin*

SN Sistema Nervoso

SUS Slater – USOH – *Steed Questionnaire*

1. INTRODUÇÃO

O controle postural está associado a uma complexa integração dos sistemas somatossensitivo, visual e vestibular, e também depende do planejamento das ações motoras de forma a produzir ajustes posturais. Dessa forma, esses sistemas atuam sinergicamente de forma a alcançar e/ou manter o equilíbrio postural humano (Ciclo percepção-ação).

A orientação do corpo humano em relação ao ambiente externo é desempenhada, fundamentalmente, pelo sistema visual. Oscilações posturais são decorrentes da representação cortical do meio externo. O ambiente virtual pode ocasionar distorções, de forma que nem toda imagem formada pelo córtex visual é a informação correta desse cenário, ou seja, ocorre a ilusão que induz a correções posturais equivocadas (KELLY *et al.*, 2005; DOKKA *et al.*, 2009). Os complexos mecanismos neurofisiológicos envolvidos no equilíbrio e na postura podem ser estudados e mapeados em indivíduos sadios utilizando a técnica de realidade virtual (RV).

Diferentes estudos empregando técnicas de estimulação visual dinâmica e optocinética por meio de um ambiente de realidade virtual promovem instabilidade postural (a partir do deslocamento do centro de pressão [CP] frente à mudança do movimento do cenário virtual) e também ocasionam uma percepção de movimento corporal em oposição ao movimento do cenário virtual (KESHNER *et al.*, 2004, DOKKA, 2009). Também é possível que os estímulos provocados pela RV possam alterar a neurofisiologia do sistema vestibular, tendo em vista as múltiplas e complexas conexões do sistema vestibular e visual (BEAR *et al.*, 2006).

Durante a estimulação visual dinâmica, tem sido possível avaliar o controle postural no ciclo percepção-ação, por meio da análise do sinal eletroencefalográfico (EEG) multicanal, processado digitalmente no domínio do tempo, e têm sido demonstradas diferentes vias de processamento cortical frente a diferentes estímulos visuais (KUBA *et al.*, 2007).

Frente à estimulação visual dinâmica, em indivíduos na posição ortostática, identifica-se um Potencial Evocado Visual relacionado a Movimento (M-VEP), o qual tem sido empregado no estudo do processamento cortical (DA SILVA *et al.*, 2013). O M-VEP obtido na região do córtex occipital visual e parietal é composto de três picos principais (sendo dois positivos e um negativo), denominados P1, N2 e P3, que, possivelmente, são dependentes do

tipo e da duração do movimento (radial ou movimento de translação em espiral) (KUBBA *et al.*, 2007, GUO *et al.*, 2008).

A percepção do movimento tem sido analisada por vários pesquisadores, como KUBBA (2007) *et al.*, KREMLÁČEK *et al.* (2012), MERCIER *et al.* (2009) e DA SILVA *et al.* (2013), e considerando diferentes tipos de movimentos de estímulo visual, e, desta maneira, pode-se concluir que envolve um processamento cerebral diferenciado em relação à orientação do movimento.

Avaliações de padrões do M-VEP usando diferentes tipos de movimentos de estímulo visual estimado a partir do EEG vêm sendo desenvolvidas no Laboratório de Processamento de Imagens e Sinais (LAPIS). Essa linha de pesquisa começou com DA SILVA (2010), no qual estudou voluntários sadios e analisou o EEG durante movimentos de aproximação e afastamento (ambiente virtual dinâmico) na posição ortostática. O estudo comprovou uma resposta cortical, causando dessincronismo do EEG nas derivações occipitais e parietais (DA SILVA *et al.*, 2013). O trabalho de ROSA (2013), por sua vez, demonstrou que a ação do mecanismo neural de controle e manutenção da postura ortostática ocorreu mesmo em condições de estimulação com cenários dinâmicos distintos.

Recentemente, COSTA (2014), ao estudar indivíduos sadios com EEG multicanal sob influência do estímulo visual dinâmico de um cenário virtual na posição ortostática e sentada, encontrou uma antecipação do processamento cortical hierárquico associado com cognição e planejamento da ação motora decorrente de uma maior exigência na posição na posição ortostática para manter o equilíbrio corporal.

Já o trabalho da GANDRA (2019), ao utilizar a estereoscopia em ambiente virtual de uma sala com mobiliário que se aproximava ou afastava do participante, encontrou que a estereoscopia influenciava no aumento do M-VEP, fazendo com que o indivíduo sentisse maior imersão ao cenário. Por sua vez, VIANA (2019), ao usar a estereoscopia em ambiente simulando um campo de futebol, também comprovou que existia um aumento da atividade cortical relacionado ao movimento do cenário.

A estimulação visual dinâmica do tipo cilindro giratório não tem sido estudada no contexto da avaliação sobre os efeitos do processamento cortical e também sobre seu impacto sobre o CP, decorrentes desse tipo específico do cenário virtual, de forma a induzir ou não instabilidade ortostática.

A avaliação dos potenciais evocado vestibular cortical, a partir de um estímulo visual, não tem sido descrita devido à complexidade das diferentes distribuições das áreas de representação vestibular no córtex visual.

1.1 OBJETIVO

Desenvolver um modelo tridimensional giratório de um carrossel via Realidade Virtual Estereoscópica, investigar os efeitos de um modelo visual dinâmico do tipo cilindro giratório sobre a ativação cortical, de forma a ocasionar o potencial evocado visual relacionado a movimento, bem como a capacidade de induzir a instabilidade postural ortostática.

1.1.1 Objetivos específicos

- Aplicar os métodos de processamento digital de sinais EEG no domínio do tempo (média coerente, entropia de permutação e sincronização/dessincronização) para avaliar a resposta cortical frente à estimulação visual dinâmica tipo cilindro giratório virtual.
- Identificar a geração do Potencial Evocado Visual relacionado a movimento decorrente da estimulação dinâmica do cilindro giratório com diferentes velocidades.
- Investigar o comportamento dos sinais estabilométricos durante a estimulação visual dinâmica com o cilindro giratório.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

O Sistema Nervoso (SN) possui a função de transmitir sinais elétricos e/ou químicos para diferentes regiões do corpo, e também coordena ações, que podem ser voluntárias ou involuntárias, no organismo. Dessa maneira, é possível dizer que o SN representa uma rede de comunicação que é formada por um conjunto de órgãos que possui o objetivo de captar estímulos externos (ambiente) e os transforma em impulsos nervosos (BEAR *et al.*, 2006, GUYTON, A.C., 2002).

Esse sistema constitui-se de duas partes principais: Sistema Nervoso Central (SNC) e Sistema Nervoso Periférico (SNP). O SNC é formado pelo encéfalo (cérebro, cerebelo e tronco encefálico) e medula espinal, enquanto que o SNP conecta o sistema nervoso central ao resto do corpo, que é formado por nervos que se originam no encéfalo e na medula espinal (BEAR *et al.*, 2006, GUYTON, A.C., 2002).

O cérebro é o órgão capaz de armazenar informações e é a parte mais desenvolvida do encéfalo humano. Ele possui uma superfície com sulcos e depressões, e se divide em hemisférios cerebrais direito e esquerdo. A camada mais externa dos hemisférios cerebrais é composta de substância cinzenta (com mais de 10 bilhões de neurônios), chamada de córtex cerebral, e a camada mais interna, onde existem os axônios (prolongamento dos neurônios), é conhecida como substância branca (BEAR *et al.*, 2006, GUYTON, A.C., 2002).

Além disso, o cérebro é ainda subdividido em quatro lobos, que apresentam áreas corticais que desempenham diferentes papéis no processamento da informação sensoriomotora.

O processamento cortical para o planejamento e orientação corporal, como o equilíbrio, é uma tarefa bastante complexa. Ele requer a integração do sistema sensoriomotor do SNC e SNP, que promovem o controle postural e ação motora coordenada resultantes de um acoplamento estratégico entre o sistema visual, vestibular e somatossensitivo. (KANDEL, E.R. *et al.*, 2003)

Assim, o córtex occipito-temporal está envolvido no processamento da informação visual, e o córtex parietal integra as informações somatossensoriais e visuais associadas ao controle postural. O córtex (Figura 1) frontal é responsável pelo planejamento das ações motoras, e o córtex central está relacionado à execução do movimento. (KANDEL, E.R. *et al.*, 2003)

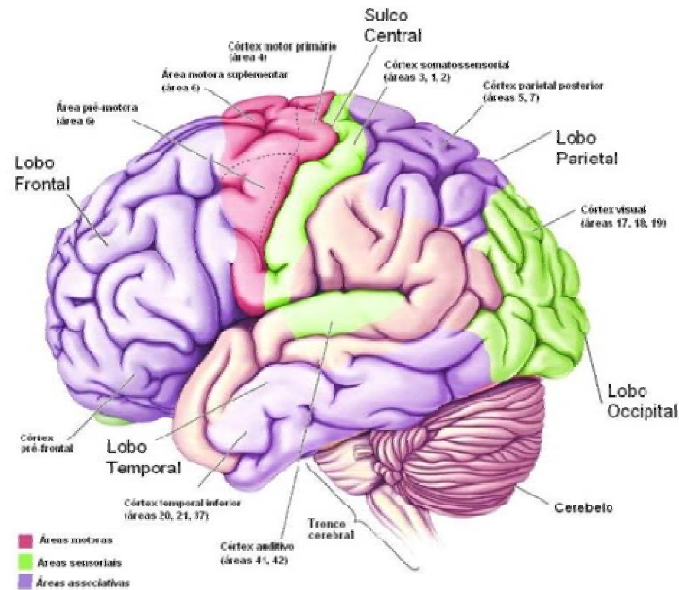


Figura 1 – Córtex cerebral humano com divisões anatômico-funcionais. (adaptado de Bear *et al.*, 2006)

2.2 SISTEMA VISUAL

O sistema visual é o sistema sensorial mais complexo, formada pelo olho (Figura 2) com células nervosas que vão da retina até a área do córtex visual, além de áreas associativas que, dessa forma, possibilitam que o ambiente externo se torne perceptível por meio do estímulo visual (KANDEL, E.R., *et al.*, 2003).

2.1.2 Penetração da luz nos olhos

O funcionamento do sistema visual ocorre por meio de estímulo (informação luminosa) que é transformado em impulsos nervosos, ou seja, mudanças graduais no potencial da membrana das estruturas conhecidas como células fotorreceptoras, que levam essa informação, por meio de uma cascata de sinalização, até a região do córtex visual pelas células ganglionares (KANDEL, E.R., *et al.*, 2003, AIRES, M. M, 2012).

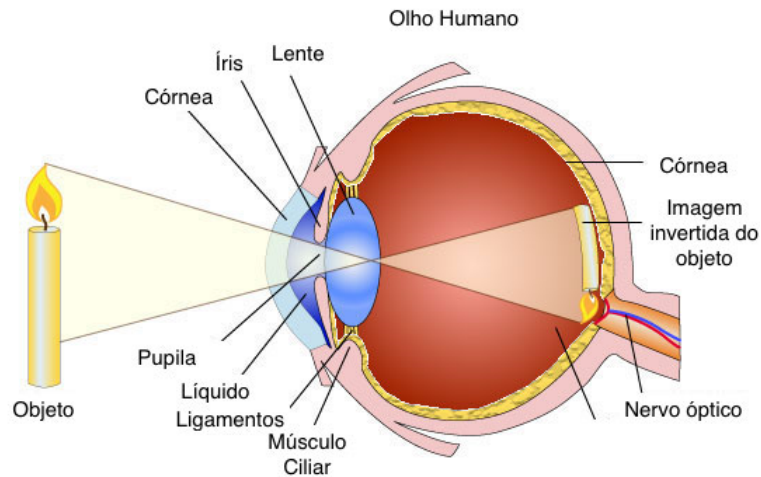


Figura 2 – Olho humano. (adaptado de www.passmyexams.co.uk/GCSE/physics/use-of-lenses-forcorrection-vision-eyesight.html)

As células fotorreceptoras são conhecidas como cones e bastonetes (Figura 3). Os bastonetes estão localizados na região mais periférica da retina e são responsáveis pela visão acromática, ou seja, sem informação de cor (que ocorre com baixa luminosidade). Os cones, localizados na retina central (fóvea, região que possui maior acuidade visual), são compostos pela matriz RGB (vermelho, verde e azul). Portanto, são fundamentais para a visão diurna, tendo em vista que são esses fotorreceptores que tornam possível observar as cores de um objeto (KANDEL, E.R., *et al.*, 2003, AIRES, M. M, 2012).



Figura 3 – Células fotorreceptoras. (adaptado de www.orangesdms.wikispaces.com/Rod+Cells+-+AU)

2.1.2 As estruturas de decodificação dos sinais

Após a fototransdução na retina, os estímulos visuais atravessam o tálamo e projetam-se de forma cruzada no córtex cerebral. Dessa forma, cada informação que vem do campo visual é projetada por vias paralelas distintas (Figura 4).

Assim, a informação ascendente se projeta para locais específicos do córtex visual que é conhecido como campo receptivo. A região parietal-temporal-occipital, conhecida como córtex associativo, é onde ocorre o processamento da orientação do movimento corporal e esses movimentos são conduzidos até a região temporal (BEAR, 2008).

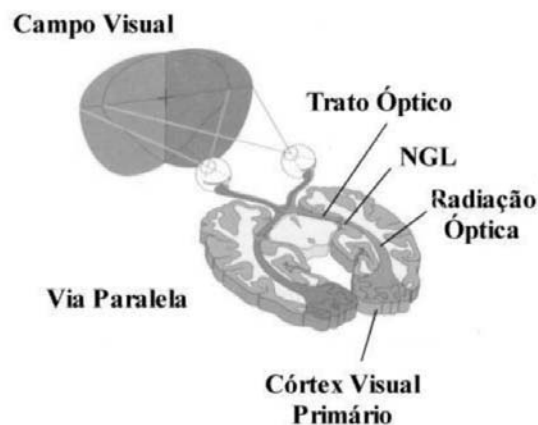


Figura 4 – Representação do Sistema Visual do córtex visual primário (V1). (Modificado BEAR, 2006)

2.1.3 Vias de Transmissão e áreas de associação da informação visual

Existem vias paralelas que processam a informação visual de forma simultânea, isso ocorre pelo processamento em paralelo no sistema visual. O processamento em paralelo significa que diferentes atributos visuais são processados simultaneamente utilizando vias distintas. Esses atributos visuais são sinais que representam cor, movimento, localização ou forma. Isso ocorre porque os axônios das células ganglionares formam o nervo óptico de cada olho, que se cruzam no quiasma óptico. Os axônios que estão localizados na porção nasal da retina cruzam para o lado oposto do encéfalo e formam a via paralela (Figura 5). Dessa maneira, se o estímulo visual tem origem no hemisfério esquerdo, estimulam-se as células retinais da porção nasal do olho esquerdo e da porção temporal do olho direito, e essa informação é enviada ao núcleo geniculado lateral (NGL) direito e para o colículo superior pela via trato óptico direito (KANDEL, E.R., *et al.*, 2003, AIRES, M. M., 2012).

Na região do NGL, existem projeções das células ganglionares, e essas células saem da retina em direção ao córtex visual. Elas podem ser classificadas com base no tamanho:

tipo M (Magno celular, célula grande), tipo P (Parvo-celular, célula pequena) e a célula que não é do tipo P e nem do tipo M (BEAR *et al.*, 2006, AIRES, M. M, 2012).

As células tipo M possuem maior campo receptivo, são mais sensíveis a estímulos com pouco contraste e conduzem potencial de ação mais rapidamente no nervo óptico. Com isso, possuem maior importância na detecção de movimentos, portanto, auxiliam na orientação. Por sua vez, as células P são mais sensíveis à forma e à cor de objetos, e as células que não são M e nem P são sensíveis apenas à cor (BEAR *et al.*, 2006, AIRES, M. M, 2012).

Essas células dão origem a três vias: magnocelular, parvocelular e coniocelular. Na via magnocelular, o canal M projeta para a camada IVC de V1 (córtex visual primário), que, por sua vez, direciona-se para a camada IVB, a qual apresenta um campo com seletividade à direção. Já na via parvocelular, o canal P-IB encaminha a informação de orientação para a camada IVC β de V1, a qual projeta para as células das camadas II e III, que constituem a região interbolhas (IB) (BEAR *et al.*, 2006, AIRES, M. M, 2012).

A via parvocelular é responsiva à orientação do estímulo, elemento essencial na percepção de forma, contribuindo para noção de profundidade.

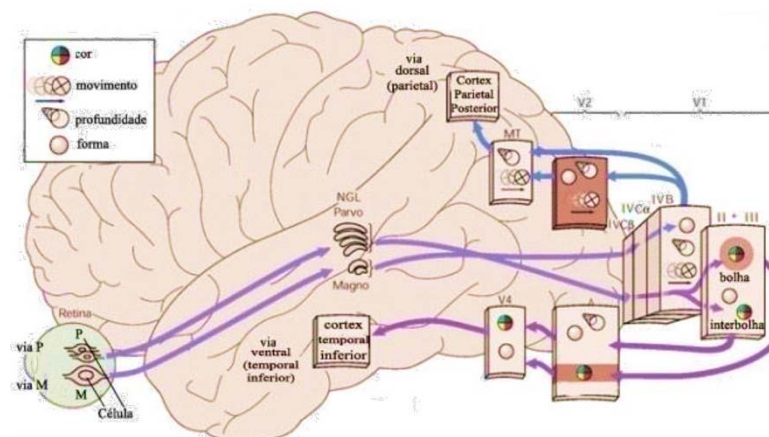


Figura 5 – Esquema ilustrativo das vias de transmissão que conectam aos centros de processamento cortical: Via Magnocelular, Parvocelular, Dorsal e Ventral. (adaptado de KANDEL *et al.*, 2003.)

2.1.4 Áreas de Associação Visual

A percepção visual é proveniente das informações que vêm do ambiente por meio da integração de das visas visuais. Elas são projetadas até o córtex visual primário (V1) e distribuídas as áreas extra-estriadas, pelas vias dorsal e ventral (Figura 6).

Na via dorsal as informações sobre orientação e direção do movimento vão para as áreas V2 e V3a, depois para V5 e são enviadas até o córtex parietal posterior. A área V5 possui como característica, células especializadas no movimento de afastamento ou aproximação e também, de movimentos circulares (sentido horário e anti-horário). Dessa maneira, essa via é utilizada para a orientação do movimento dos olhos e na navegação do ambiente (BEAR, 2006).

Enquanto que a via ventral leva informações das áreas V1, V2 e V3 em direção ao córtex temporal. As projeções de V2 vão em direção à V4 e posteriormente, ao córtex temporal inferior, na qual recebem a informação sobre a forma e cor (BEAR, 2006).

O córtex parietal posterior é uma região associativa que integra informações sensoriais como visuais e auditivas. A informação da orientação do movimento do corpo é encaminhada à área do córtex associativo, na região parietal-temporal-occipital e movimentos relacionados à percepção ambiental são levados até o córtex temporal (BEAR, 2006).

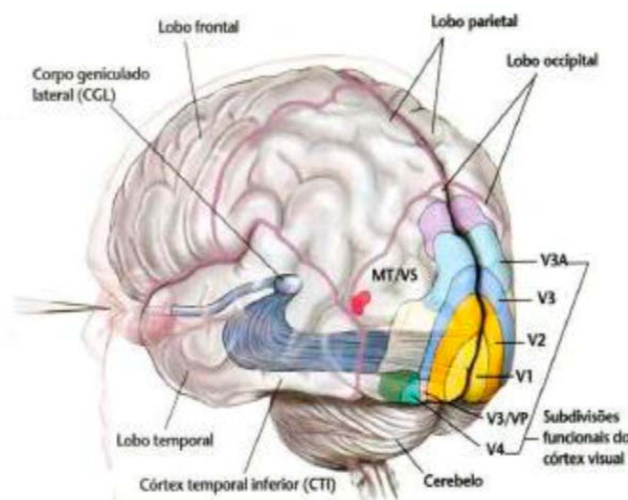


Figura 6 – Esquema ilustrativo do processamento das informações visuais. (adaptado de KANDEL *et al.*, 2012)

2.1.5 Percepção de Profundidade

Existem três maneiras de o cérebro reconhecer o ambiente com a percepção de profundidade: tamanho da imagem, paralaxe de movimento e estereopsia (visão binocular) (GUYTON, A.C., 2002).

A percepção de profundidade (Figura 7) pelo tamanho da imagem ocorre pelo fato do cérebro saber “calcular” de modo automático o tamanho de um objeto. A paralaxe de

movimento ocorre quando uma imagem (objeto) que está perto do observador se movimenta rapidamente e as imagens mais distantes estão estáticas. Já a estereoscopia (visão binocular) acontece quando a imagem é projetada nas duas retinas de formas diferentes, e isso faz com que a imagem seja observada de forma tridimensional pelo observador (GUYTON, A.C., 2002).

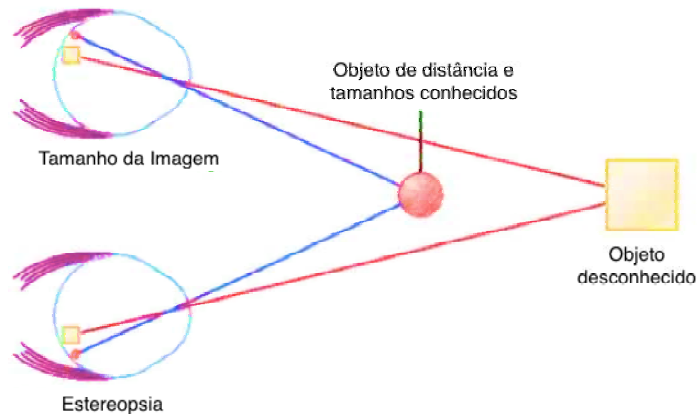


Figura 7 – Esquema ilustrativo da percepção de profundidade. (adaptado de GUYTON *et al.*, 2002)

2.1.6 Estereoscopia

O importante conceito da estereoscopia humana diz respeito à avaliação de duas imagens referentes a uma única cena e que são projetadas nos olhos sob pontos de observação levemente diferentes (distância pupilar) (VIANA, B. 2019).

No córtex visual, o processamento dessas imagens ocorre em diferentes etapas a partir de processamento da informação visual e, dessa maneira, as pessoas passam a ter informações quanto a profundidade, posição, distância e tamanho dos objetos, sendo construída uma visão tridimensional (3D).

O fator primário da orientação espacial é decorrente da visão estereoscópica e parece ser construída a partir do aprendizado com base em objetos, que ocorre ao longo da infância (BEAR, 2006).

2.1.7 Produção de imagem estereoscópica

O conhecimento da neurofisiologia do olho humano relativa à geração das imagens tridimensionais tem sido muito importante para a construção dos cenários de imagens de

filmes em 3D (BEAR, 2006). Visando à produção de um filme ou uma imagem em 3D, deve-se fazer o registro das imagens com duas câmeras colocadas lado a lado, e, com um programa de computador, é possível construir a imagem em 3D.

Portanto, para que as imagens possam ser processadas e interpretadas como tridimensionais pelo ser humano, é necessário que sejam imagens “separadas” para cada olho, em um processo que possui diferentes técnicas, entre elas, óculos 3D.

2.3 SISTEMA VESTIBULAR

O sistema vestibular fornece informações sobre posição, movimentos lineares e acelerações angulares da cabeça (Figura 8). Essas informações se integram aos músculos e articulações para que ocorra uma adequação da postura (KANDEL, E.R., *et al.*, 2003, AIRES, M. M, 2012).

O labirinto ósseo possui um conjunto de cavidade que abriga as estruturas auditivas e vestibulares. Dentro dessa região, existe o labirinto membranoso, que é preenchido com endolinfa (KANDEL, E.R., *et al.*, 2003, AIRES, M. M, 2012).

O labirinto membranoso possui os órgãos otolíticos (sáculo e utrículo) e canais semicirculares. Os canais semicirculares detectam movimentos rotacionais da cabeça, enquanto que o sáculo e o utrículo detectam a posição estática e movimento lineares (KANDEL, E.R., *et al.*, 2003, AIRES, M. M, 2012).

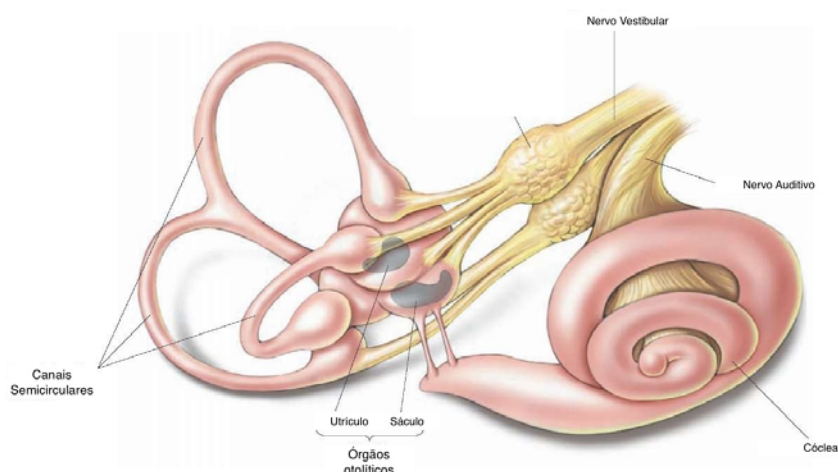


Figura 8 – Esquema ilustrativo do Sistema Vestibular. (adaptado da Imagem de Domínio Público.)

2.2.1 Processo de Transdução Sensorial na Periferia Vestibular

As células ciliadas são responsáveis pelo processo de transdução sensorial, isto é, a transformação do sinal mecânico em um sinal bioelétrico. Elas possuem como característica um único cílio (cinocílio) e uma fileira de aproximadamente 50 cílios menores conhecidos como estereocílios, conforme pode ser observado na Figura 9 (KANDEL, E.R., *et al.*, 2003, AIRES, M. M, 2012).

Esses cílios ficam imersos em um líquido com cristais de carbonato de cálcio, que são densos. Então, com a ação gravitacional, a posição da cabeça e a inércia desses cristais fazem com que haja a deflexão dos cílios nas regiões do Sáculo e do Utrículo. A disposição dos epitélios sensoriais no sáculo e utrículo faz com que o primeiro seja sensível a movimentos com componentes no plano sagital, enquanto o segundo detecta movimentos no plano horizontal (KANDEL, E.R., *et al.*, 2003, AIRES, M. M, 2012).

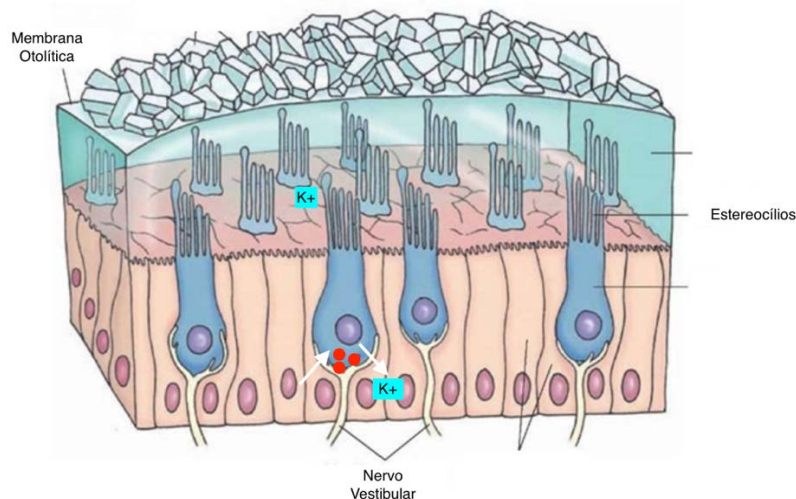


Figura 9 – Esquema de Transdução Sensorial. (adaptado da Imagem de Domínio Público)

A deflexão em direção ao cinocílio provoca a abertura de canais e consequente despolarização celular. A despolarização provocada nas células ciliadas, por conta da entrada de potássio, faz com que os canais de cálcio dependentes de tensão sejam abertos. A saída do cálcio resulta na repolarização progressiva e, dessa maneira, a hiperpolarização da célula. De maneira contrária, quando há a deflexão dos cílios em sentido contrário, ocorre a hiperpolarização da célula (KANDEL, E.R., *et al.*, 2003, AIRES, M. M, 2012).

Os canais semicirculares, localizados em planos ortogonais entre si, possuem uma região conhecida como ampola. Na ampola, existe uma região conhecida como cúpula, que é

uma área onde existem cílios fixados (Figura 10). Quando ocorre o movimento de rotação do canal no sentido horário, a endolinfa tem o movimento de fluxo contrário. Dessa maneira, deforma-se a cúpula e há o movimento de deflexão dos cílios, sendo possível transduzir acelerações angulares em qualquer eixo (KANDEL, E.R., *et al.*, 2003, AIRES, M. M, 2012).

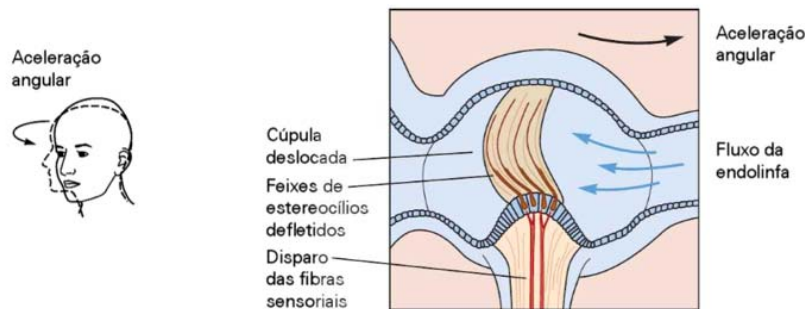


Figura 10– Esquema de Transdução Sensorial nos canais semicirculares. (adaptado de KANDEL *et al.*, 2003)

2.1.2 Circuito Vestíbulo-ocular e vestibulo-espinal

Os núcleos vestibulares medial e superior recebem aferências dos canais semicirculares, que são projetadas até o núcleo oculomotor (Figura 11). Nessa região, ocorre o processamento da informação visual por meio da estabilização da imagem que é projetada sobre a retina (KANDEL, E.R., *et al.*, 2003, AIRES, M. M, 2012).

O processo de estabilização da imagem ocorre por meio dos reflexos vestibulo-oculares. Esse conjunto de reflexos é desencadeado por movimentos da cabeça que tenderiam a deslocar a imagem da retina, e os olhos tendem a se mover a fim de anular o deslocamento da imagem que é provocada pelo movimento da cabeça (KANDEL, E.R., *et al.*, 2003, AIRES, M. M, 2012).

Assim, rotações da cabeça detectadas pelos canais semicirculares darão origem a reflexos vestibulo-oculares, como, por exemplo, o reflexo optocinético. O núcleo medial envia projeções aos níveis cervicais da medula espinal pelo trato vestibulo-espinal medial. Essas projeções influenciam os motoneurônios que controlam movimentos do pescoço (AIRES, M. M, 2012) (Figura 11).

Existem evidências de que conexões nesses circuitos apresentam elevado grau de plasticidade. Essa plasticidade participa, por exemplo, na recuperação de patologias que envolvem o sistema vestibular.

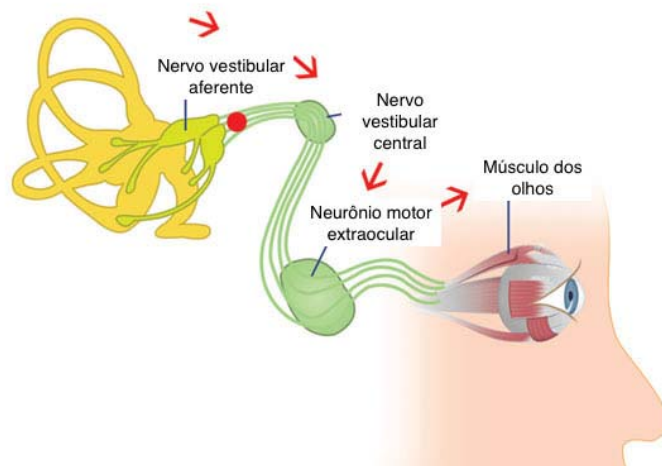


Figura 11– Esquema do circuito vestibulo-oculomotor. (adaptado de Domínio Público)

2.4 SISTEMA SENSORIAL SOMÁTICO

Esse sistema é constituído por receptores que traduzem informações sobre as sensações do corpo por meio da interpretação do meio externo e interno. Essas informações são percebidas por meio de sensações do toque, temperatura e dor. Essas informações, então, são transmitidas até a córtex, onde a sensação é percebida (KANDEL, E.R., *et al.*, 2003).

Os mecanorreceptores (Figura 12) são receptores que respondem ao deslocamento do tecido, presentes na pele, órgãos digestivos e vasos. Esses receptores agem como proprioceptores, ou seja, demonstram a consciência da posição corporal em relação ao ambiente (KANDEL, E.R., *et al.*, 2003).

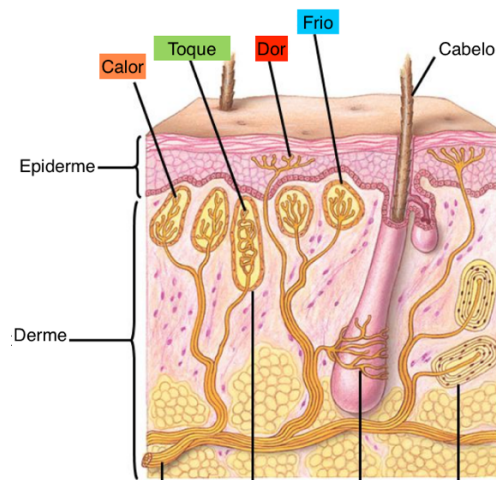


Figura 12– Diferentes tipos de mecanorreceptores. (adaptado de Domínio Público)

2.3.1 Córtex cerebral e a integração dos diferentes sistemas (visual, vestibular e somatossensitivo)

O córtex cerebral recebe um grande número de fibras aferentes sensitivas, que chegam a partir dos núcleos do tálamo. Dessa maneira, ele possui um importante papel na integração das aferências vestibulares, visuais e somatossensoriais.

Pesquisas feitas com macacos, como foi relatado por MINOR, L.B *et al.* (1991) e BUTTNER, U *et al.* (1981), têm demonstrado que, ao se estimular eletricamente o nervo vestibular, a atividade do córtex somatossensorial e o córtex associativo parietal ficaram ativadas ao rodar a cabeça.

Um outro papel importante dessa integração dos sistemas tem sido a plasticidade. Conforme visto na imagem abaixo (Figura 13), quando um macaco foi rodado por um período enquanto esteve usando lentes de aumento, o ganho do reflexo vestibulo-ocular aumentou gradualmente. Esse fato ocorre justamente porque os olhos fazem uma rotação maior para compensarem a menor da rotação da cabeça (KANDEL, E.R., *et al.*, 2003).

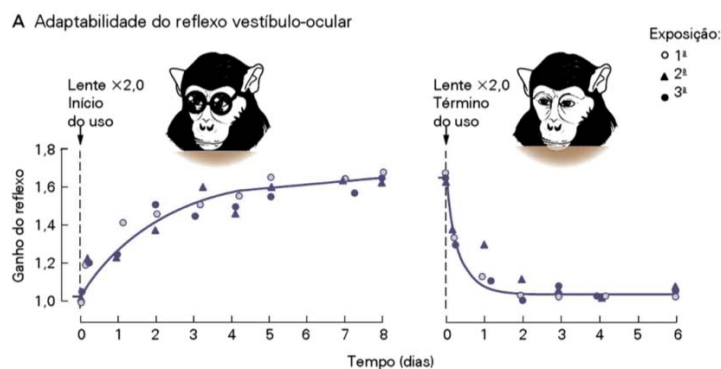


Figura 13– Adaptabilidade do reflexo vestibulo-ocular. (adaptado KANDEL, E.R. *et al.*, 2003)

2.5 CONTROLE POSTURAL

O controle postural é definido como a habilidade de o indivíduo assumir e manter a posição desejada durante uma atividade estática ou dinâmica (KLEINER, A. R. *et al.*, 2010). Ele pode ser dividido em: equilíbrio postural, que envolve a resistência à força externa que age sobre o corpo (gravidade) por meio da manutenção ou retorno do centro de massa (CM), e orientação postural, que pode ser definida como o posicionamento dos segmentos corporais.

O equilíbrio em posição vertical ocorre com o posicionamento do CM sobre a base de suporte e está alinhado com o centro de pressão (CP). Para minimizar a perda de equilíbrio, o SNC utiliza ajustes posturais antecipatórios por meio da ativação de músculos do tronco e de membros inferiores. Dessa maneira, em posição ortostática, existe um equilíbrio instável dado que a força gravitacional tem que ser equilibrada continuamente por meio da energia muscular (KANDEL, E.R., *et al.*, 2003).

A estimulação visual empregando a realidade virtual tem sido utilizada desde VIERRE, E (1996), passando pelos experimentos de KRAMER, P.D. *et al.* (1998) e a confirmação por KUNO, S *et al.* (1999), que, envolvendo padrões de movimento com profundidade, ocasionaram a percepção de imersão. Diferentes estudos utilizando ambiente virtual e estabilometria têm demonstrado que ambientes rotatórios podem ocasionar comportamentos distintos entre indivíduos com ou sem doença no sistema vestibular (por exemplo, doença de Ménière).

O controle postural está presente em cada movimento realizado, onde contrações musculares ocorrem devido às informações sensoriais que determinam a posição corporal desejada. Essas informações são provenientes dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial, que auxiliam o Sistema Nervoso Central (SNC) na realização dos ajustes posturais.

Após ser modulada o córtex primário dos sistemas visual, vestibular e proprioceptivo são transmitidas ao neocórtex, na área posterior do córtex parietal (Figura 14). A área 5 recebe informações do córtex somatossensorial (que vem dos fusos musculares) e a área 7 recebe informações do córtex visual. Essas áreas estão interconectadas com o córtex frontal anterior, que participa da antecipação da ação, projetando axônios do córtex motor. Como também, projeções do cerebelo são necessárias para o refinamento do movimento para manter a estabilidade postural (BEAR *et al.*, 2006).

Dessa forma, a integração desses sistemas ocorre por meio do sistema vestibular, que provê informações relativas à posição da cabeça em relação à gravidade e aos movimentos lineares e rotatórios da cabeça. Por sua vez, o sistema somatossensorial conta com as informações proprioceptivas que fornecem informações sobre o movimento e a posição do corpo. Já o sistema visual provê informações sobre a posição do corpo em relação ao meio externo, dando informação global do corpo. Além disso, o sistema visual pode contribuir ilusoriamente na orientação espacial, quando todo o cenário visual se move regularmente em relação a um indivíduo parado, e isso contribui para a utilização da realidade virtual.

À medida que o ambiente externo é alterado, é necessário reorganizar toda a interpretação de toda informação do ambiente que provém dos sistemas descritos anteriormente. Em um ambiente iluminado com uma base de suporte firme, indivíduos apoiam-se em informação somatossensorial (70%), visual (10%) e vestibular (20%) (SOUSA, A, 2010).

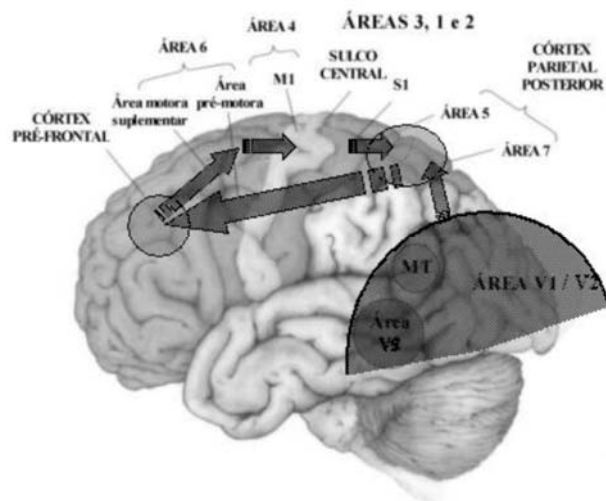


Figura 14–Representação das vias de condução do sistema sensorio-motor para formação da estratégia de controle). (DA SILVA, P.J.G., 2010)

2.6 CICLO PERCEÇÃO-AÇÃO

O Ciclo Percepção-ação baseia-se na cooperação entre os sistemas visual, vestibular e as informações proprioceptivas e táteis para produzir uma resposta automática (DA SILVA, 2010).

Dessa forma, quando existe um estímulo visual, esse sinal será traduzido e conseqüentemente irá induzir a uma instabilidade corporal. Visto que o sistema visual participa da manutenção da instabilidade corporal por realimentação negativa, conseqüentemente ele fornece informação sobre o cenário auxiliando o posicionamento do indivíduo, por conta da posição dos objetos do cenário (KELLY *et al.*, 2005, DA SILVA 2010).

Além disso, o sistema vestibular estabelece a posição da cabeça, auxiliando o na coordenação do movimento.

2.7 ESTABILOMETRIA

Classicamente, a estabílometria é uma das principais técnicas para se investigar o controle postural ortostático a partir da manutenção das oscilações do CP, sendo uma técnica simples, com pouco impacto no conforto do indivíduo.

O teste estabílo métrico oferece dados quantitativos sobre a movimentação corporal e, dessa forma, permite uma maior compreensão da relação entre o controle do equilíbrio e as aferências dos sistemas proprioceptivo, vestibular e visual.

Esse teste, frequentemente, é feito no indivíduo em posição ortostática com apoio bipodal, devendo os pés estar descalços, havendo o afastamento dos calcanhares de 2 centímetros (cm) e sendo formado um ângulo de 30 graus a partir da linha mediana do corpo (DA SILVA, P.J.G. 2010).

Na realização da avaliação da estabílometria, utiliza-se uma plataforma de força, onde é avaliado o movimento corporal definido a partir do ponto de aplicação da componente vertical da força de reação do solo (centro de pressão) e avaliado com base nos estabílogramas e estatocinesiograma (BIZZO *et al.*, 1985; GAGEY; WEBER, 2000 e DA SILVA, P.J.G. 2010).

Os estabílogramas podem ser estudados em função do tempo por meio da decomposição do deslocamento do CP em direção médio-lateral e ântero-posterior (Figura 15).

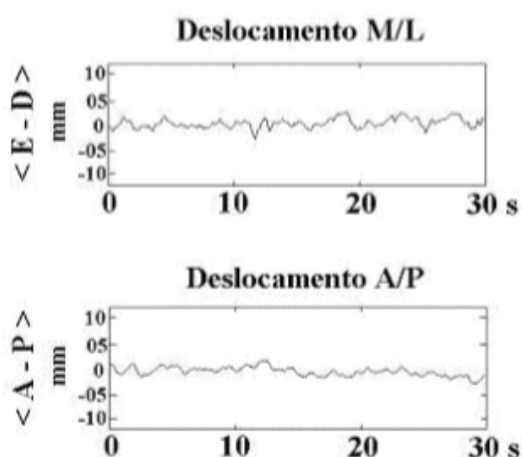


Figura 15–Exemplo de representação dos estabílogramas para os deslocamentos médio-lateral (M/L) e ântero-posterior (A/P). (DA SILVA, P.J.G., 2010)

Mudanças do movimento do ambiente visual e modificações da característica do cenário têm sido demonstradas em protocolos experimentais para promover oscilações do CP

(ISABLEU *et al.*, 1998; STOFFREGEN *et al.*, 2000; STREEPEY *et al.*, 2007 e DA SILVA, P.J.G. 2010).

A influência da visão sobre o controle postural pode ser estudada utilizando diferentes parâmetros, como a trajetória de oscilações, a área de oscilação, o quociente de Romberg (QR), a distância percorrida e velocidade média do CP. Essa última é uma variável sensível à construção da visão no controle postural (MASANI *et al.*, 2003; JEKA *et al.*, 2004; DA SILVA, 2005, CORNILLEAU-PÉRÈS *et al.*, 200 e DA SILVA, 2010).

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

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

Equação 1

Dessa forma, diferentes trabalhos mostraram que, ao promover o movimento de cenário virtual, tem sido possível identificar, por meio de diferentes parâmetros estabilométricos, o impacto sob o controle postural.

3. REVISÃO DA LITERATURA

3.1 INFLUÊNCIA DA VISÃO NO CONTROLE POSTURAL

O controle da postura requer a fusão de múltiplos estímulos, incluindo a visão, o sistema vestibular, somatossensitivo e outros sensores. Cada um deles apresenta uma dinâmica distinta em resposta a estímulos do ambiente. Além disso, o controle postural do indivíduo sadio envolve uma complexa interação de diferentes sistemas sensoriais, centros integradores, vias descendentes de controle e o sistema músculo-esquelético.

O ambiente e determinadas ações naturais que ocorrem em um determinado contexto interagem com esses fatores intrínsecos, levando a respostas posturais e à manutenção do equilíbrio (SOARES, A.V., 2009).

A visão é predominante sobre os outros sistemas sensoriais, quando se recebe um estímulo visual, sendo por meio da visão que se recebem informações importantes sobre o ambiente em que as pessoas estão inseridas. Por meio da visão, referências como forma, cor, tamanho, posição e, particularmente, movimentos das coisas que estão no ambiente são formados. Dessa forma, promove estímulos para controle dos movimentos indispensáveis para a realização de uma determinada tarefa ou ação (SOARES, A.V., 2009).

O *feedback* visual permite uma variabilidade menor dos deslocamentos do centro de pressão na postura ortostática de longa duração. O sistema visual contribui para manter o balanço natural dentro dos limites da base de apoio, informando o adequado alinhamento da cabeça e do tronco na presença de uma perturbação do centro de massa, como no caso da translação da base de apoio (SOARES, A.V., 2009).

Recentemente, além da função do sistema visual como principal elemento de conexão das informações de fatores externos, como posicionamento dos segmentos do corpo e ajustes da postura necessária, tem sido descrito que a perda da visão promove deficiências na postura e uma inadequada interação com o ambiente, como o andar e o equilíbrio. Dessa forma, a visão é importante no desenvolvimento de reflexos posturais (ALOTAIBI, A.Z., 2016).

A ausência de visão ocasiona uma complexa anormalidade sensorial e motora que, ao interferir com a marcha e o equilíbrio, acaba levando os indivíduos acometidos ao isolamento social (ALOTAIBI, A.Z., 2016).

O sistema de realidade virtual, tecnologia de interface entre um indivíduo (voluntário/paciente) e um sistema computadorizado, promove a recriação de um ambiente

com sensações de realidade a partir de um estímulo visual, possibilita a interação em tempo real e ajuda a quantificar alterações do equilíbrio a partir de medidas do centro de massa em relação a uma plataforma.

Os autores KESHNER e KENYON, em 2009, desenvolveram cenários de realidade com estruturas tridimensionais, demonstrando que voluntários sadios se adaptam à orientação postural em conformidade com os movimentos do ambiente visual.

Os pesquisadores SPARTO, P.J., FURMAN J.M *et al.* (2009) mostraram que sistemas de realidade virtual com amplo campo visual permitem uma vantagem aos sistemas adaptados à cabeça do indivíduo ou monitores de computador.

PAULUS *et al.* (1989) descreveram que é possível atenuar as oscilações corporais frente ao deslocamento de aproximação ou afastamento de um objeto em direção ao campo visual.

A informação da representação visual é permanentemente atualizada de forma a permitir que um indivíduo se desloque de forma correta no meio ambiente. Diferente do ambiente natural, onde vários sistemas sensoriais (visão, propriocepção e sistema vestibular) oferecem uma informação adequada a cerca da amplitude, velocidade, direção e aceleração do deslocamento, no ambiente virtual, a visão, frequentemente, é o único elemento sensorial disponível (WRAGA M, CREEM-REGEHR *et al* 2004, Israel I *et al.*, 1995).

3.2 MOVIMENTO DOS OLHOS E O CICLO PERCEPÇÃO-AÇÃO

Estruturas corticais superiores são partes integrantes fundamentais para ajustar a postura em condições dinâmicas, conforme pode ser registrado em cenários de riscos de queda, onde um aumento das atividades da banda gama no EEG é registrado (SLOBOUNOV *et al.*, 2005).

O ciclo percepção-ação pode ser entendido como uma relação entre a informação sensorial (a visão, por exemplo) e a ação motora (tônus postural) (BARELA *et al.*, 2000, SCHÖNER, G., 1991). Quando é investigado o ciclo percepção-ação a partir de uma estimulação visual dinâmica, em um ambiente de realidade virtual, isto faz com que, a partir de um fluxo de informações que chegam à retina e que são processadas no córtex visual, promovam-se modificações musculares que levam a ajuste postural que possa manter o equilíbrio do indivíduo. (LEE, D. N., ARONSON, E. 1974, PAULUS *et al.*, 1989,

STREEPEY *et al.*, 2007, DA SILVA, P.J.G. 2010, van VEEN HAHC *et al.* 1998, SEGAWA, K. *et al.*, 2003).

Ao se estimular de forma dinâmica o sistema visual, por exemplo, criando um ambiente virtual onde exista uma movimentação de um determinado cenário, durante a posição ortostática, observa-se um potencial evocado visual relacionado ao movimento (M-VEP).

DA SILVA, 2010 e COSTA, 2014 mapearam o M-VEP em cenários de estimulação dinâmica, correlacionando com as regiões occipito-parietal. Por sua vez, BOOTSMA, R.J. e PEPPER, C.E. (1992) descreveram que o sincronismo das ações humanas com eventos externos é decorrente de uma integração de informação visual e respostas musculares apropriadas que ocasionam os movimentos.

A relação percepção-ação envolve a mensuração por técnicas específicas do movimento dos olhos e os comportamentos de fixação, perseguição, movimento sacádico e reflexo vestibulo-ocular.

3.3 CONCEITOS DO ELETROENCEFALOGRAMA (EEG)

O Eletroencefalograma refere-se ao registro espaço-temporal da atividade elétrica do córtex cerebral que representa o conjunto de potenciais das excitações sinápticas dos dendritos, dos milhões de neurônios do córtex cerebral capturados por múltiplos eletrodos na superfície do escalpo (KANDEL, 2013).

As atividades elétricas das estruturas profundas como Hipocampo, Tálamo, Tronco Cerebral e Cerebelo não participam diretamente do EEG de superfície. A captura do sinal de EEG da superfície do escalpo é atenuada pelas diferentes camadas de tecidos e do crânio. Isso faz com que o sinal de EEG seja medido na magnitude de microvolts (μV) (KANDEL, 2013).

O registro temporal do EEG de adultos é caracterizado por diferentes bandas de frequência – delta: 0,1 – 4 Hz, teta: 4 – 8 Hz, alfa: 8 – 12 Hz, beta: 12 – 30 Hz e gama, acima de 30 Hz – sendo que a amplitude varia nos diferentes contextos comportamentais, tais como níveis de atenção, sono, vigília e também em diferentes doenças. Determinadas bandas são preferencialmente registradas numa determinada área cortical, como por exemplo, a banda alfa, observada no córtex occipital (SANEI, S., CHAMBERS, J.A. 2007), conforme Figura 16.

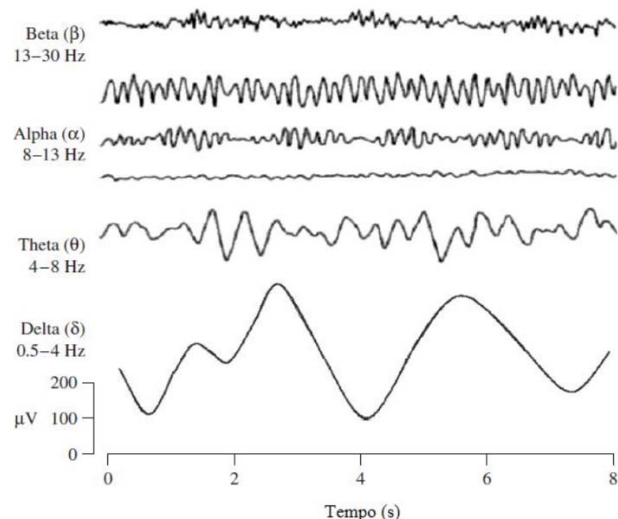


Figura 16– Ritmos cerebrais dominantes do sinal de EEG no ser humano saudável (adaptado de SANEI E CHAMBERS, 2007)

Por outro lado, a onda Beta é identificada em estados de vigília, focada para solução de problemas ou no mundo exterior, enquanto que a banda Alfa é identificada em indivíduos com olhos fechados, relaxados e com baixa atividade mental (SANEI, S., CHAMBERS, J.A., 2007).

A atividade registrada do EEG tem sido identificada como decorrente dos potenciais sinápticos das células piramidais, que correspondem a 80% da massa do tecido cerebral. Elas apresentam um aspecto bipolar, são paralelas entre si e se posicionam de forma perpendicular à superfície do córtex, que proporciona um aspecto ideal para a amplificação dos sinais (NIEDEMEYER, E., LOPES DA SILVA, F.H., 1993).

Existe um documento da Federação de Sociedades Internacionais para eletroencefalografia e neurofisiologia clínica que divide o escalpo de 10 a 20% de comprimento das distâncias entre os pontos anatômicos de referência, como a Glabella, Vertex e Protuberância occipital; esse documento faz parte do Sistema Internacional 10-20 (Figura 17).

Os eletrodos são posicionados e estão correlacionados com a região cortical, sendo divididos em frontopolar (Fp), frontal (F), temporal (T), central (C), parietal (P), occipital (O) e auricular (A). Os números dos eletrodos identificam os hemisférios direito (pares) e esquerdo (ímpares), os eletrodos posicionados na linha média são identificados pela letra Z (KLEM *et al.*, 1999; REILLY, 2005).

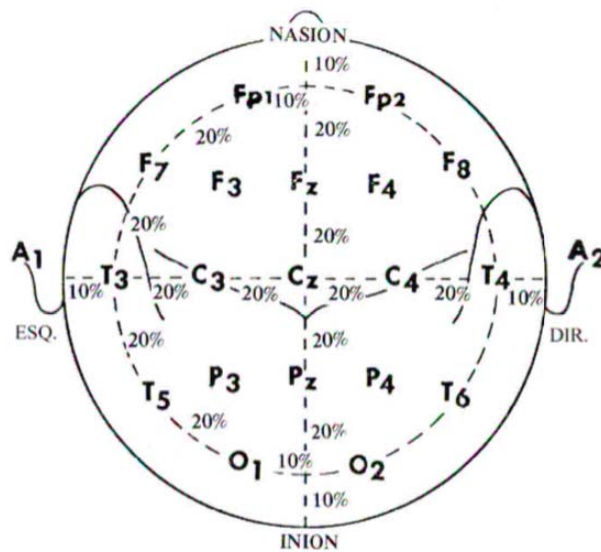


Figura 17 – Representação da posição dos eletrodos sob o escalpo no Sistema Internacional 10-20 (DA SILVA, P.J.G, 2010).

Geralmente, realiza-se o EEG empregando cerca de 20 a 30 eletrodos. O aparelho de EEG possui 8 a 64 canais idênticos de forma a obter simultaneamente as ondas das atividades cerebrais. Os eletrodos empregados para aquisição do sinal de EEG são fixados por meio de uma pasta eletrolítica (Cloreto de Prata, AgCl) ou gel, com eletrodos em formato de disco. A blindagem dos cabos que são conectados aos eletrodos, o aterramento do aparelho de EEG e o emprego de amplificadores com alta razão de rejeição de modo comum (CMRR) visam a aumentar a razão sinal-ruído no sinal coletado. A obtenção do EEG deve ser feita em um local silencioso, iluminado, permitindo que os indivíduos estejam tranquilos e possam ser confortavelmente acomodados (REILLY, 2005).

Em resumo, o emprego desses elementos visa à obtenção de sinais de EEG com baixo nível de artefatos decorrentes de fontes eletromagnéticas e de movimento, e que possam apresentar uma boa razão sinal-ruído.

3.4 POTENCIAL EVOCADO

O Potencial Evocado (PE), particularmente os de longa latência (na ordem de centenas de milissegundos após o surgimento do evento), representa um registro gráfico da atividade elétrica de um conjunto de células corticais decorrentes de um estímulo auditivo, somatossensorial ou visual. A partir do estudo da sua latência, amplitude e polaridade, é

possível avaliar a integridade da via neural e do processamento cortical. Portanto, a característica principal ao estudar os potenciais evocados é a aplicação de um estímulo que permite estudar diferentes processos do sistema nervoso, obtendo informações funcionais a respeito das estruturas neurais específicas.

Ao estudar o PE, é obtido um dado confiável, acurado, objetivo e reproduzível de diferentes sistemas sensoriais de forma não invasiva, não dolorosa e relativamente rápida, que se tem tornado uma das bases da neurofisiologia clínica e experimental.

As amplitudes do PE podem variar de 1 a 40 μV e pode ser definida como amplitude positiva ou negativa. As ondas características dos potenciais evocados de longa latência são denominadas como N1 (N100), P1 (P100), P3(P300), etc. Essas ondas são importantes na avaliação do PE (KUBA *et al.*, 2007).

3.1.1 Potencial Evocado Visual

A estimulação visual ocasiona uma resposta cortical evocada (Potencial Evocado Visual – PEV), que permite estudar a integridade/funcionalidade das vias neurais envolvidas com o processamento visual a partir da latência, amplitude, polaridade das ondas (LOPES DA SILVA, F.H. 1999).

Nas duas últimas décadas, diferentes autores mostraram a resposta específica da PEV a partir de um determinado estímulo visual. Padrões diversos de estimulação visual têm sido empregados para o estudo do PEV, como *flash* (CHIAPPA *et al.*, 1997), movimento linear unidirecional de uma barra (GUO *et al.*, 2008), estimulação radial aleatória por expansão/redução da imagem (GANDRA, *et al.* 2019, COSTA *et al.*, 2014, ROSA *et al.*, 2013, KUBA *et al.*, 2007, KREMLÁCEK *et al.*, 2007 e 2012).

Potencial Evocado Visual Relacionado ao Movimento (M-VEP)

O M-VEP tem sido progressivamente aplicado para o estudo do processamento cerebral e eliciado por um estímulo visual dinâmico (PICTON *et al.*, 2000, KUBA *et al.*, 2007, KREMLÁCEK *et al.*, 2007 e 2012, MIERCIER *et al.*, 2009, ROSA *et al.*, 2013, COSTA *et al.*, 2014, GANDRA, *et al.* 2019).

Têm sido descritos três picos principais referidos por KUBA *et al.* (2007) como P1 (positivo), que representa a área estriada do córtex occipital, N2 (negativo), gerado na região occipito-temporo-parietal, e P3, relacionado a processamento de estímulos visuais complexos.

A dominância desses componentes é dependente do tipo de estímulo da frequência de estimulação e do tipo de movimento (KUBA *et al.*, 2007, KREMLÁČEK *et al.*, 2007 e 2012, MIERCIER *et al.*, 2009, ROSA *et al.*, 2013, COSTA *et al.*, 2014, GANDRA, *et al.* 2019).

Os trabalhos de GUO *et al.* (2008) e MIERCIER *et al.* (2009) indicaram que, na presença da estimulação visual dinâmica, identifica-se o surgimento de três picos (Figura 18) com valores de latência e amplitude diferentes de acordo com protocolos e condições experimentais.

Desta forma, empregando a estimulação visual na presença da estimulação dinâmica com o emprego do cilindro giratório, pode-se investigar o comportamento dos picos do M-VEP nesse contexto virtual.

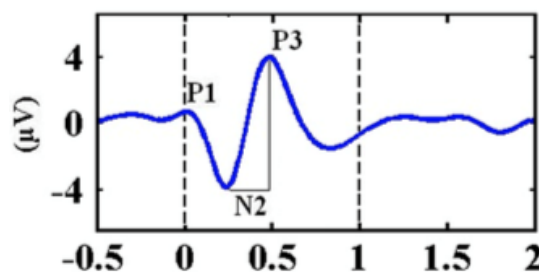


Figura 18 – Representação do M-VEP (COSTA, 2014).

2.5 TÉCNICA DE PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS DO EEG

3.5.1 Média Coerente

A média coerente é aplicada por se basear na similaridade entre as respostas eletrofisiológicas quando se aplicam estímulos virtualmente idênticos em instantes diferentes, e vem sendo utilizada como técnica padrão na detecção de resposta evocada a partir de vários trechos de sinal EEG, $y[k]$, que, sincronizados com o início do estímulo (TIERRA-CRIOLLO, 2001, BRAGA *et al.*, 2006) têm como objetivo diminuir as atividades que não estão em fase com o estímulo – o que inclui a atividade espontânea e as atividades decorrentes de Dessincronização/Sincronização Relacionadas a Evento (ERD/ERS).

A média coerente pode ser usada para investigar a ausência ou ocorrência do potencial evocado por diferentes tipos de estimulação visual (DA SILVA, P.J.G, 2010). Dessa maneira, é possível obter valores para o tempo entre o estímulo e resposta (latência) e amplitudes desses potenciais nas áreas do córtex visual (derivação occipital) ou, por exemplo, em áreas associativas (parietal) ou córtex somatossensorial.

A média coerente pode ser calculada a partir da representação abaixo, como mostrado na Figura 19 (Da Silva, Rosa, Cagy, & Infantosi, 2014), onde o sinal $y[k]$ é composto pelo ruído $r[k]$, que pode ser representado pelo EEG espontâneo (EEGe), e a resposta ao estímulo $s[k]$, que é considerada determinística.

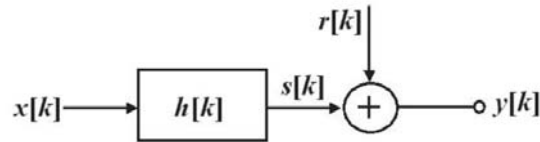


Figura 19 – Modelo linear aditivo para geração de potenciais evocados: $x[k]$ é o sinal de estimulação, $h[k]$ é a função de transferência do córtex cerebral (modelado, de modo simplista, por um sistema linear), $s[k]$ é a resposta ao estímulo, $r[k]$ é o EEG espontâneo e $y[k]$ é o sinal medido.

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

Equação 2

onde $\hat{s}[k]$ representa a estimativa da resposta evocada, $y_i[k]$, a i -ésima época do sinal adquirido, $s_i[k]$ 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.

3.5.2 Entropia de Permutação

O termo entropia é empregado como a medida de incerteza acerca de uma mensagem ou sinal. Dessa forma, quanto maior o valor da entropia, maior é a incerteza (maior complexidade) no que diz respeito ao comportamento do sinal.

Várias técnicas têm sido empregadas para calcular a entropia no contexto dos sinais biológicos, como a entropia de permutação.

A entropia de Kolmogorov foi usada pela primeira vez por GAO L. (2013) para que fosse possível entender e quantificar a sincronização e dessincronização relacionadas ao movimento. No trabalho de GAO L, foi possível perceber que o aumento da entropia, ou seja, da complexidade do sinal, refletiu na dessincronização de uma área cortical e, conseqüentemente, uma diminuição da entropia, reflete na sincronização da área cortical. Dessa forma, é possível associar a diminuição da entropia com a sincronização da atividade elétrica no cérebro.

No caso da Entropia de Permutação (PE), organizam-se os valores vizinhos de uma série temporal em vetores que têm comprimento n . Um parâmetro τ é escolhido para indicar o passo

entre estes vetores. Já $n!$ indica a quantidade de permutações possíveis que será utilizada para calcular a frequência que cada permutação aparece no vetor.

$$p(\pi) = \frac{\#\{t | 0 \leq t \leq T - n, (x_{t+1}, \dots, x_{t+n}) \text{ tem o padrão de } \pi\}}{T - n + 1}$$

Equação 3

onde $p(\pi)$ é a frequência relativa de cada π permutação. A PE é calculada por:

$$H(n) = - \sum p(\pi) \log p(\pi).$$

Equação 4

3.5.3 Índice de Sincronização/Dessincronização (ERD/ERS)

O índice de sincronização (ERS) e dessincronização (ERD) relacionadas ao movimento investiga mudanças na atividade do EEG que estão sincronizadas com o tempo de ocorrência dos eventos, mas sem consistência de fase (VIANA, B, 2019; MIRANDA DE SÁ; LAZAREV; INFANTOSI, 2007, TZAGARAKIS, *et al.* 2010).

Ele calcula o percentual relativo da redução ou incremento da potência de uma frequência de interesse com um sinal de EEG antes da estimulação.

$$ERD\%(t) = (A-R)/R \times 100\%$$

Equação 5

De acordo com o trabalho do Pfurscheller & Lopes da Silva (1999), números negativos de $ERS\%(t)$ representam dessincronização, visto que o ERD é definido pela diminuição da potência, enquanto que valores positivos representam sincronização, uma vez que ERS refere-se a aumento da potência. Nessa fórmula, a potência é calculada com base no valor quadrático do sinal (no domínio do tempo) após filtragem passa-banda num faixa de frequência de interesse; nesse sentido, o valor médio quadrático no período de referência (antes da estimulação) é dado por R , enquanto a evolução temporal da potência durante o período analisado (média coerente da série temporal resultante da filtragem passa-baixas sobre o valor quadrático do EEG) é dada por $A(t)$. Em geral, o período de referência (R) é escolhido alguns segundos antes de ocorrer um evento significativo no protocolo

experimental, enquanto que o período de atividade (*A*) pode ser escolhido como um período durante a fase de planejamento antes do início do movimento, durante a execução do movimento ou durante a fase de recuperação após o movimento (PFURSCHELLER, et al. 1999).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho 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). A presente pesquisa clínica envolveu voluntários saudáveis, dos quais foram obtidos registros de EEG e do potencial evocado visual no contexto do ambiente de estimulação visual dinâmica do tipo cilindro giratório.

3.1 VOLUNTÁRIOS

O estudo recrutou 22 voluntários saudáveis (14 homens), de ambos os sexos, na faixa etária de 18 a 40 anos, com massa corporal de $66,1 \pm 11,4$ kg (média \pm desvio padrão). Como critério de exclusão, não participaram indivíduos com história prévia de doenças neurológicas e condições sistêmicas que podem acometer a função vestibular (hipertensão arterial e diabetes), vertigem ou que apresentassem vertigem em cenários com movimento, transtorno de equilíbrio e zumbido. Além de relato de exposição a ruído ocupacional, cirurgia no ouvido, fadiga visual ou que utilizem medicamentos ou outras substâncias químicas que pudessem comprometer o controle postural e distúrbios osteomioarticulares. Por outro lado, indivíduos que usassem lentes corretivas puderam fazer parte do experimento.

Todos os voluntários foram informados sobre o protocolo da pesquisa, tendo a liberdade de abandonar o experimento a qualquer momento. Os voluntários assinaram previamente o Termo de consentimento Livre e Esclarecido (Anexo 1). Os dados obtidos nos estudos foram codificados para garantir o anonimato dos participantes. Este protocolo de pesquisa foi aprovado pelo comitê de ética em junho de 2016, conforme parecer no 1.574.564, CAAE 56346116.2.0000.5257.

3.2 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

O experimento foi realizado nas instalações do LAPIS, permitindo-se o controle das condições ambientais apropriadas (temperatura de 23°C, iluminação, atenuação de ruído e aterramento), e empregando-se um sistema de aquisição integrado de sinais de EEG, plataforma de força e um estimulador visual em um ambiente de realidade virtual 3D (DA SILVA *et al.*, 2016).

Na fase inicial do experimento, um questionário (Anexo 2) padrão foi preenchido pelo examinador e foi informado ao voluntário, as diferentes etapas do experimento a ser realizado. A seguir, foi aplicado o Termo de consentimento Livre e Esclarecido (Anexo 1).

O investigador aplicou os eletrodos de EEG utilizando o sistema 10-20 e o voluntário foi orientado para subir na plataforma de força, na posição ortostática.

Inicialmente, cada voluntário foi instruído a permanecer na posição ortostática sobre a plataforma de força com pés posicionados confortavelmente lado-a-lado. A posição dos pés foi demarcada com para manter a base de apoio durante os experimentos. Em seguida, os sinais de EEG juntamente com a estabilometria foram adquiridos do indivíduo em pé (a uma taxa de amostragem de 600 Hz), descalço, relaxado, com olhos abertos durante 4 blocos de 5 minutos, quando foi realizada a estimulação visual dinâmica em diferentes velocidades. Entre dois blocos consecutivos, existiu um intervalo de 1 minuto para que o indivíduo pudesse descansar. Além disso, o cenário era desligado e, nesse momento, o voluntário poderia sair da posição do experimento para que não houvesse fadiga e, conseqüentemente, não comprometesse o resultado.

A estimulação visual dinâmica rotatória se deu com dois diferentes níveis de velocidade de rotação (5 °/s e 25 °/s) (KUBA. *et al.*, 2004), sendo 14 estímulos por bloco (7 de cada velocidade, em ordem pseudoaleatória). Cada estímulo possui a duração de 10 segundos, em que o carrossel se movimenta no sentido horário (de modo que o restante do cenário gira no sentido anti-horário), promovendo, dessa maneira, a indução de automovimento do voluntário. Além disso, o restante do tempo de cada bloco era complementado com cenário sem movimentação alguma do cenário, para que houvesse a sensação de surpresa pelo voluntário e que conseqüentemente, induzisse o automovimento. Todo o experimento durou, em média, 60 minutos, pois a aplicação dos eletrodos soltos acabou variando a duração do experimento.

O cenário virtual (Figura 20) mimetiza um carrossel. Dessa maneira, tentou-se simular uma rotação no sentido horário.



Figura 20 – Cenário virtual do carrossel.

O total de impulsos foi direcionado para ser armazenado no sistema integrado de aquisição de sinais, de forma a promover a geração de um sinal gatilho que foi empregado durante a fase de pré-processamento dos sinais de EEG.

No término do experimento, o voluntário preencheu 2 formulários (Anexo 3) avaliando a sua percepção (sensação de imersão) do cenário com estereoscopia e sem estereoscopia.

3.3 ESTÍMULO VISUAL DINÂMICO

O estimulador visual, é proveniente de um *software* (DA SILVA, 2010) desenvolvido no LAPIS, no qual foi adicionado um módulo de “Visão estereoscópica com Carrossel”. Esse módulo utiliza a IDE (*Integrated Development Environment* – Ambiente de Desenvolvimento Integrado) Delphi e a biblioteca gráfica OpenGL que permitiu alterar os parâmetros de um cenário virtual dinâmico, como, por exemplo, distância, velocidade, sentido e tempo de movimento. O cenário construído é do tipo cilindro giratório, que utilizou como elemento principal um carrossel, proveniente do site 3Dwarehouse, objetivando, proporcionar ao voluntário a percepção de que ele está girando dentro de carrossel e com isso, tal percepção ocasiona uma sensação de automovimento.

Esse cenário virtual foi projetado numa tela aluminizada (metalizada), que é necessária para a preservação da polarização da luz ao refletir a imagem, filtros polarizadores de luz com orientações ortogonais são fixados sobre a lente de cada projetor. Essa tela possui

dimensão de 1,72 m × 1,16 m, com uma distância de 1 m do observador (DA SILVA *et al.*, 2016). Como também, o índice de luminescência utilizado pelo cenário foi de 32,3 cd/m² (COSTA, 2014).

O voluntário utilizou óculos com as lentes polarizadas de forma correspondente, permitindo, que cada olho enxergue somente a imagem de um projetor (Figura 21). A rotação do cilindro foi feita no sentido horário para qual o indivíduo não ficasse com vertigem. Os sentidos da Estimulação Dinâmica Rotatória (EDR) foram codificados por pulsos de anotação no arquivo de registro do EEG, sincronizados com cada início de uma cena específica. O conjunto de pulsos resultantes foi utilizado como um sinal de gatilho do sistema de aquisição de sinais.



Figura 21 – Voluntário na posição ortostática.

3.4 AVALIAÇÃO DA PERCEÇÃO DA REALIDADE VIRTUAL ESTEREOSCÓPICA

A avaliação de estudos da imersão no contexto da realidade virtual estereoscópica busca criar uma adequada mimetização das condições presentes na vida real (SANCHEZ-VIVES & SLATER, 2005). Dessa forma, ao construir um sistema de imersão experimental, como no

presente estudo, apoiado na realidade virtual, buscou-se verificar a percepção promovida nos voluntários.

Ao término do protocolo de experimentação, foi mensurada a sensação de presença ocasionada pelo ambiente de realidade virtual, empregando dois questionários: “Self Assessment Manikin” – SAM (BRADLEY & LANG, 1994) e o questionário “Slater – USOH – Steed Questionnaire” – SUS (USOH *et al.*, 2000), traduzidos para a língua portuguesa (MONTEIRO, 2015). Ambos os questionários se encontram no Anexo 3.

Uma avaliação objetiva do grau da experiência emocional ocasionada pela realidade virtual foi feita com o emprego do SAM, que analisa 3 distintas dimensões: valência, controle e intensidade por meio de uma escala pictográfica utilizando uma figura humanóide (Figura 22).

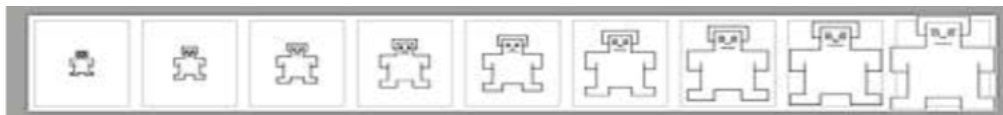


Figura 22 – Escala presença SAM.

Cada resposta é obtida por uma escala de 9 níveis, sendo o valor mínimo 1 (pouco presente) e o nível máximo 9 (muito presente).

O questionário SUS foi empregado de forma a avaliar a resposta do voluntário em 6 itens, sendo que cada um deles compreende valores de 1 a 7, podendo-se observar uma variação entre o valor mínimo (1=baixa presença) e valor máximo (7=elevada percepção).

3.5 SINAIS DE EEG

A coleta simultânea dos sinais EEG foi realizada por meio do equipamento BrainNet-BNT 36 (EMSA, Rio de Janeiro). Foram utilizados 20 canais para derivação do EEG. Os eletrodos foram colocados nas posições em conformidade com o sistema internacional 10-20. Para os sinais EEG, foram empregados filtros analógicos passa-baixas Butterworth de 4ª ordem em 100 Hz com função *anti-aliasing*, passa-altas Butterworth de 2ª ordem em 0,1 Hz e um filtro *notch* em 60 Hz, permitindo, dessa forma, a adequada aquisição de dos sinais de EEG durante a realização da estabilometria. Os sinais sofreram processamento digital no ambiente Matlab (The Mathworks®, EUA) (Figura 23).

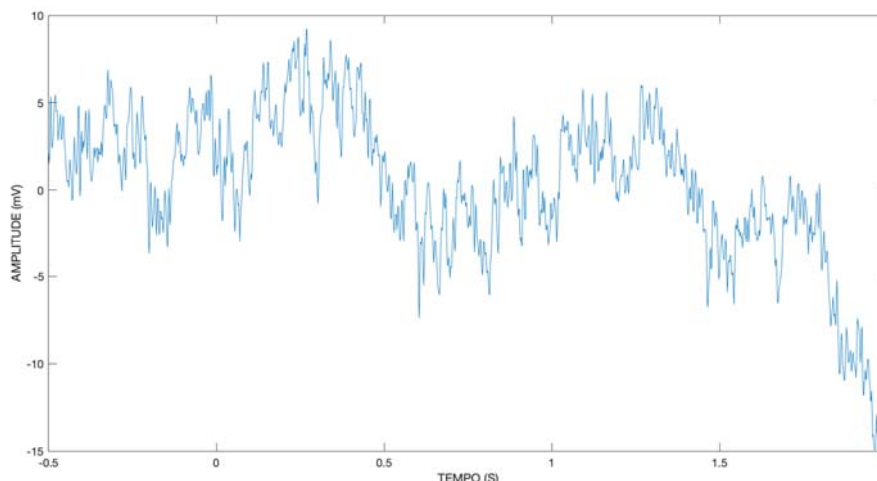


Figura 23 - Trecho de sinal EEG, filtrado, do voluntário #1 na derivação O2 durante a realização do protocolo experimental.

3.6 SINAIS ESTABILOMÉTRICOS

A avaliação dos dados posturais durante a estimulação visual dinâmica foi realizada por meio da análise das oscilações corporais, a partir dos exames de estabilometria. Foram avaliados com base nas posições sucessivas do CP, sendo elas estimadas a partir das células de carga da plataforma de força portátil (400 x 400 mm, com capacidade de 200 kg cada), de quatro células (COSTA, J., 2014).

Os sinais de estabilometria foram obtidos durante os olhos abertos do indivíduo na posição ortostática – posição dos pés com abertura de 30° e 2 cm de afastamento entre os maléolos. Para isto, os sinais das células de carga da plataforma de força foram coletados a partir de quatro canais DC (sem filtragem passa-altas) do mesmo amplificador biológico BNT 36 (EMSA, Brasil) empregado para o registro concomitante do sinal EEG (frequência de amostragem de 600 Hz) (COSTA, J., 2014; LIQUIORI, D.M.S 2017).

Os sinais de deslocamento do CP foram filtrados aplicando-se filtro passa-banda Butterworth de 4ª ordem, sentido direto e reverso, com frequência de corte entre 0,5 Hz e 2 Hz, visando à remoção da tendência de transferir o peso corporal entre os membros inferiores (DUARTE & ZATSIORSKY, 1999).

3.7 PROCESSAMENTO DOS REGISTROS DE EEG

2.1.3 Média Coerente

O M-VEP foi estimado calculando a Média Coerente (equação 2), usando as épocas sem artefato e sincronizadas com o início do movimento do cenário ($t = 0$) de 500 a 2000 ms durante o cenário de rotação mínima e máxima.

Então, para cada voluntário, o padrão da Média Coerente foi filtrado com um filtro Passa-baixa em 4 Hz, Butterworth de 2ª ordem e fase nula, de modo fosse observado o pico P3 do M-VEP, que é a componente que reflete a complexidade do cenário. Posteriormente, foram obtidas as curvas resultantes do *Grand-Average* (média das médias coerentes de todos participantes).

As diferenças entre os padrões do M-VEP para as condições das rotações máxima e mínima foram analisadas aplicando o teste-t ($\alpha = 0,10$) a cada intervalo de tempo, sendo o procedimento denominado por *running t-test* (“teste-t corrido”). Esse teste se baseia na comparação bicaudal entre as amostras, no intervalo de tempo (LEBER *et al.*, 2013). Se a hipótese nula (H_0) for rejeitada, pode-se dizer que o *Grand-Average* resultante é estatisticamente diferente na posição ortostática para as diferentes rotações.

4.7.2 Entropia de Permutação

Os sinais foram pré-processados, aplicando o filtro Butterworth de 2ª ordem. Depois, foram divididos em bandas de frequências relacionadas aos ritmos neurais usando filtro Butterworth de 4ª ordem: Delta (0-4 Hz), Teta (4-8 Hz), Alfa (8-12 Hz), Beta (12-35 Hz) e Gama (35-100 Hz).

O parâmetro n da Entropia de Permutação (PE) foi definido pelo modelo de autorregressão *False Nearest Neighbours* (FNN) (KENNEC, 1992), onde n é o valor que tem porcentagem de falso vizinho igual ou próximo de zero.

Foi aplicada uma janela deslizante com comprimento de 600 amostras (1 s) e passo de 20 amostras em cada época, e se utilizou o algoritmo da PE para calcular o valor da entropia de cada janela gerada. Além disso, foi aplicado o *Grand-Average* das curvas de entropia em torno do início do estímulo para observar se houve um aumento da entropia, o que indicaria uma maior complexidade da atividade celular.

3.8 PROCESSAMENTO DOS SINAIS DA ESTABILOMETRIA

As posições X (direção lateral) e Y (direção anteroposterior) do estatocinesiograma são uma média ponderada das coordenadas de cada célula de carga. A célula 1: $X1 = 200$ mm e $Y1 = 200$ mm, célula 2: $X2 = -200$ mm e $Y2 = -200$ mm, $X3 = -200$ mm e $Y3 = -200$ mm, célula 4: $X4 = 200$ mm e $Y4 = -200$ mm.

Desta forma, para se obterem as sequências temporais dos eixos X e Y:

$$Yeixo = \frac{(Y1 \times F1) + (Y2 \times F2) + (Y3 \times F3) + (Y4 \times F4)}{F1 + F2 + F3 + F4}$$

Equação 7

$$Xeixo = \frac{(X1 \times F1) + (X2 \times F2) + (X3 \times F3) + (X4 \times F4)}{F1 + F2 + F3 + F4}$$

Equação 8

Os sinais estabilométricos (Xeixo e Yeixo) foram filtrados por meio de um filtro digital Butterworth de ordem 4, passa baixa de 7 Hz (Figura 24) (DA SILVA, 2012).

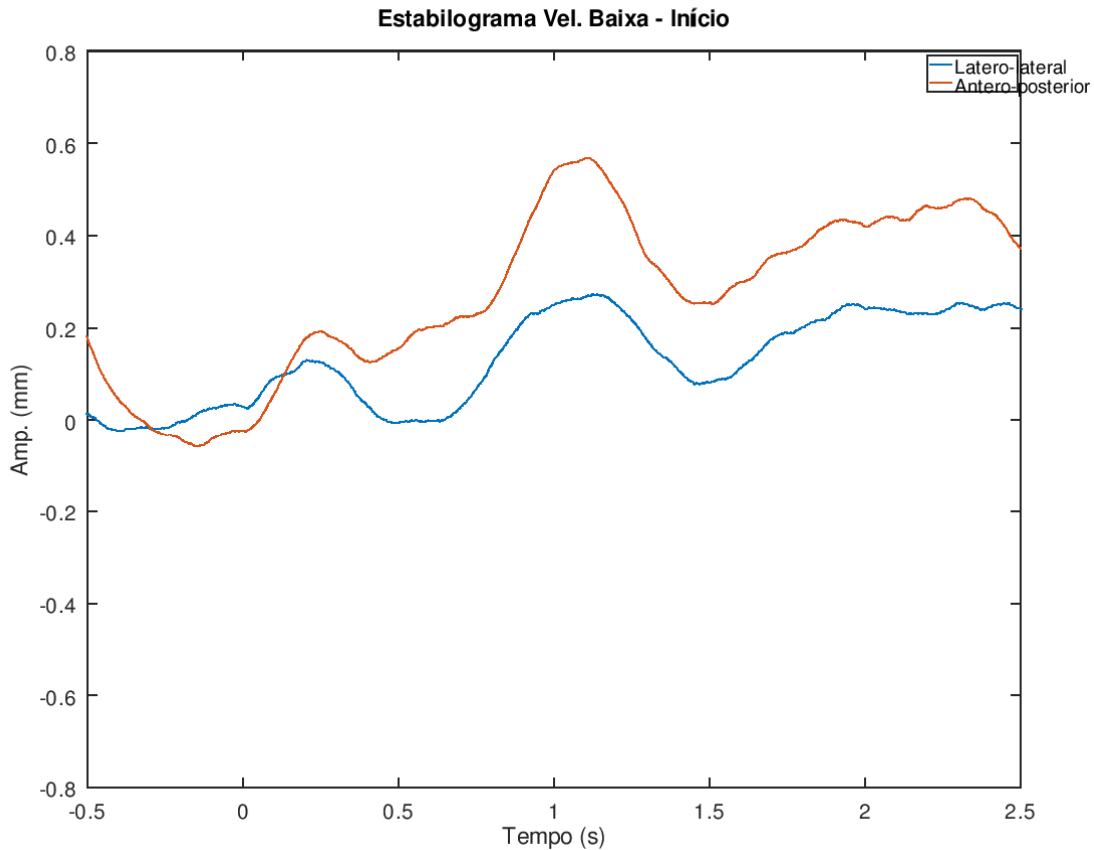


Figura 24 – Sinais estabilométricos, variação do CP no sentido laterolateral em azul, variação do CP no sentido anteroposterior em vermelho.

3.9 ESTIMATIVA DO ÍNDICE ERD/ERS

O índice foi estimado para um par de trechos de 0,5 s cada, sendo um trecho imediatamente antes e outro imediatamente após o início do estímulo. Os sinais foram filtrados em bandas de frequências relacionadas aos ritmos neurais usando filtro Butterworth de 4ª ordem: Delta (0-4 Hz), Teta (4-8 Hz), Alfa (8-12 Hz), Beta (12-35 Hz) e Gama (35-100 Hz).

Para investigar o sincronismo em resposta em relação ao estímulo visual, o índice foi obtido de acordo com a equação 5.

A sincronização foi inferida quando o índice ERS ultrapassou o valor crítico superior e o índice de dessincronização, quando o índice ERD fosse menor que o valor crítico inferior. Os valores de sincronização e dessincronização foram obtidos para cada uma das bandas de frequência, por meio da média da ocorrência das frequências relacionadas.

4 RESULTADOS

Inicialmente, serão apresentados os resultados de presença e imersão dos participantes com o cenário virtual utilizando a estereoscopia (3D) e sem estereoscopia (2D). Além disso, serão apresentados os resultados obtidos pela estabilometria, utilizando as diferentes velocidades, como também serão mostrados os resultados obtidos pelas técnicas de processamento digital de sinais aplicadas ao EEG.

Todos os resultados apresentados são relativos aos trechos de sinais EEG processados dos 22 voluntários considerados no estudo.

4.2 ESTEREOSCOPIA E PRESENÇA

A figura 25 apresenta o nível de presença dos participantes em relação ao cenário de estimulação 3D. Com relação ao questionário SAM (número 1), os participantes responderam um valor maior para o cenário 3D do que para o 2D; com relação à resposta ao questionário SUS, para as questões 2 a 7, foi possível perceber que os voluntários se sentiram mais presentes no cenário com a estereoscopia.

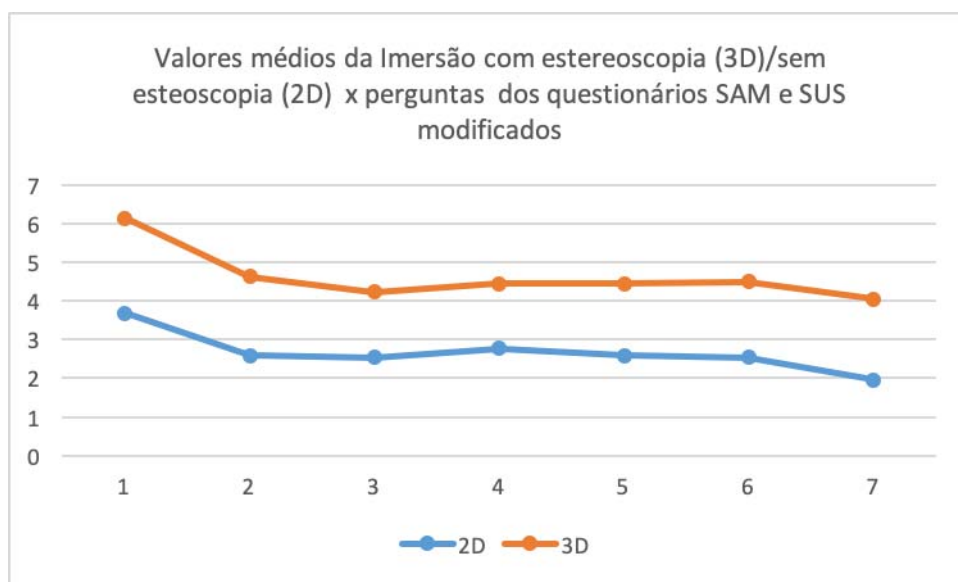


Figura 25 – Imersão com estereoscopia (3D)/sem estereoscopia (2D).

4.3 AVALIAÇÃO DOS EFEITOS DO CENÁRIO NA ESTABILOMETRIA

As figuras 26, 27, 28 e 29 ilustram a média resultante do deslocamento do Centro de Pressão no Eixo X (laterolateral, em azul) e o Eixo Y (anteroposterior, em laranja). Os resultados obtidos nas figuras 27 (início do movimento) e 28 (final do movimento) mostraram que, durante a velocidade baixa, foi possível observar, tanto no início do movimento (quando tempo é igual a zero) quanto no final do movimento (também marcado em $t = 0$ no gráfico), o deslocamento do CP.

Então, é possível perceber que os indivíduos na posição ortostática se deslocaram para frente e, na posição latero-lateral, para a direita, para que fosse possível fazer um movimento em oposição ao estímulo do cenário.

Já na velocidade alta (Figuras 28 e 29), não foi possível observar esse tipo de deslocamento para o início do movimento e nem para o final do movimento.

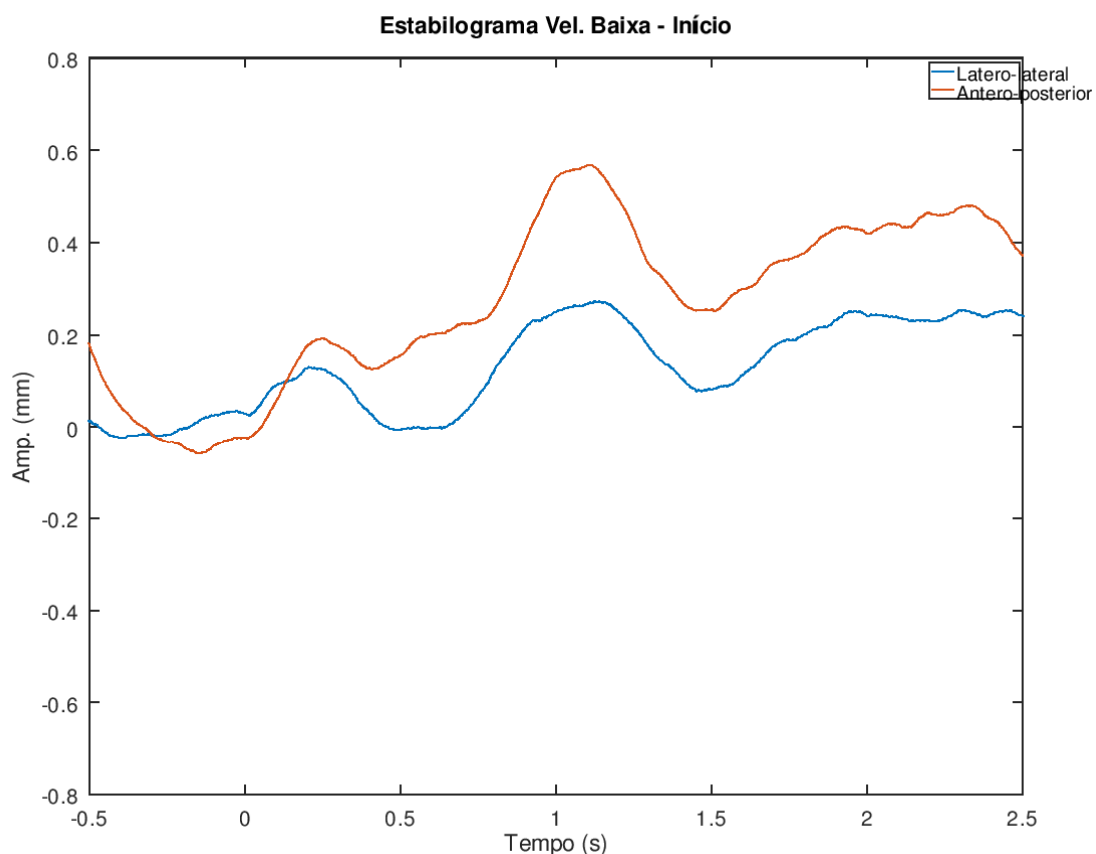


Figura 26 – Sinais estabilométricos da velocidade baixa no início do movimento, variação do CP no sentido laterolateral em azul, variação do CP no sentido anteroposterior em vermelho.

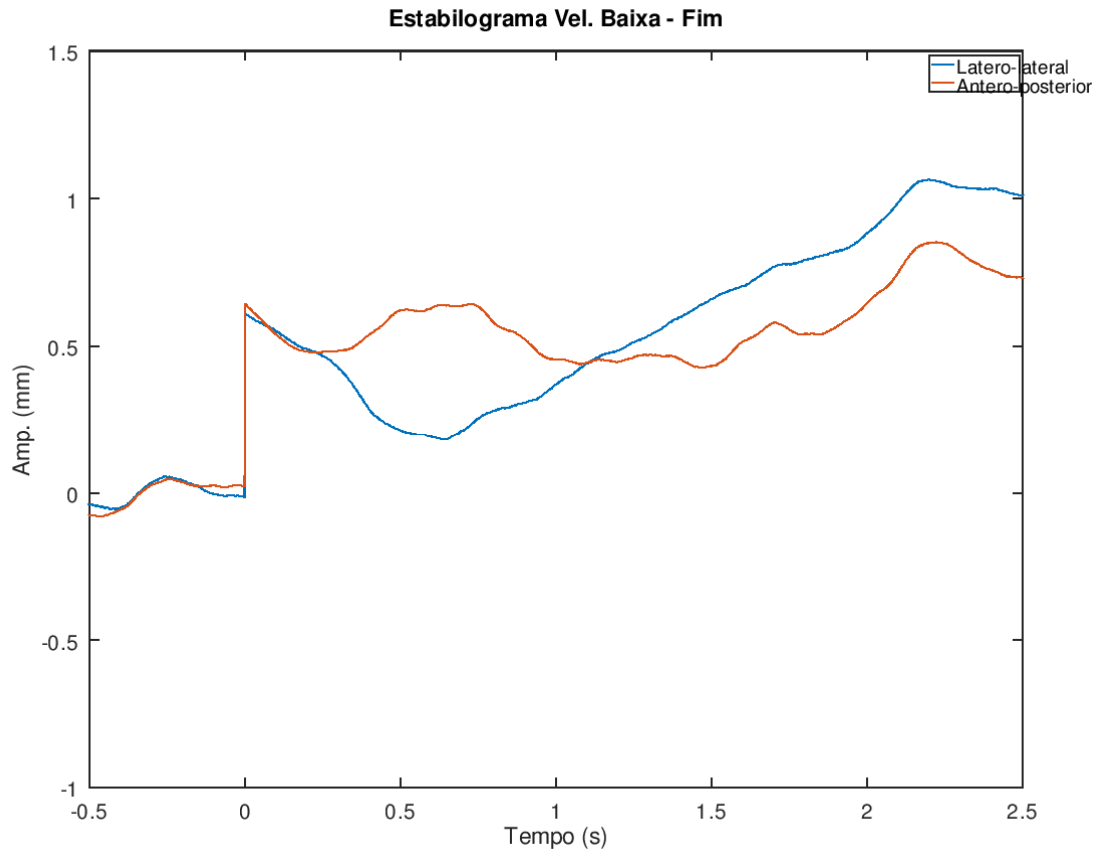


Figura 27 – Sinais estabilométricos da velocidade baixa no fim do movimento, variação do CP no sentido laterolateral em azul, variação do CP no sentido anteroposterior em vermelho.

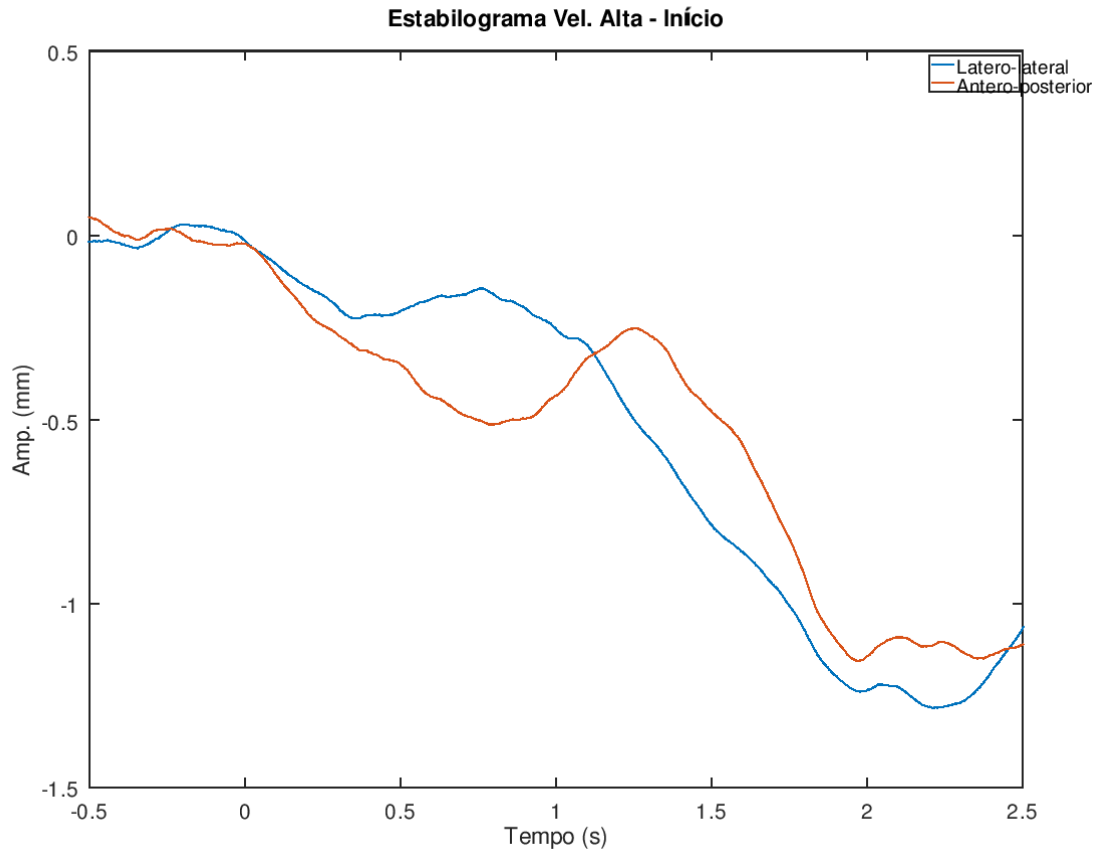


Figura 28 – Sinais estabilométricos da velocidade alta no início do movimento, variação do CP no sentido laterolateral em azul, variação do CP no sentido anteroposterior em vermelho.

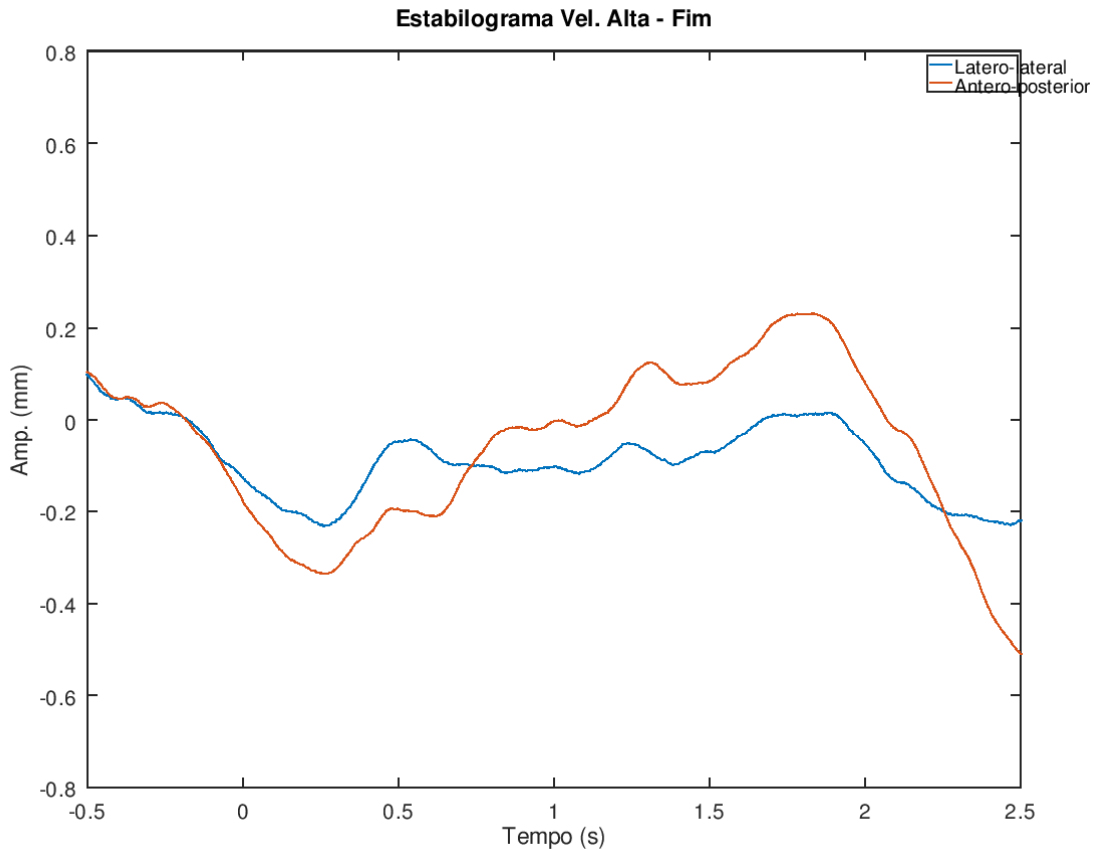


Figura 29 – Sinais estabilométricos da velocidade alta no fim do movimento, variação do CP no sentido laterolateral em azul, variação do CP no sentido anteroposterior em vermelho.

5.3 AVALIAÇÃO DO POTENCIAL EVOCADO VISUAL RELACIONADO AO MOVIMENTO (M-VEP)

As figuras 30 e 31 ilustram o *Grand Average* resultante da média-coerente para cada uma das condições de velocidade alta e baixa, no início (Figura 30) e no fim (Figura 31) do movimento, cobrindo entre 0,5 s antes do movimento a 2 s depois do início do movimento.

Nas imagens, é possível observar, após o estímulo visual, o pico P3 nas diferentes derivações. Esse pico é o segundo pico que aparece após o estímulo (onde $t = 0$), e ele está relacionado ao processamento visual complexo.

No entanto, tanto para velocidade máxima e mínima no início e no final dos estímulos, não é possível perceber a presença de outros picos como N1 ou P1 em decorrência dos estímulos visuais.

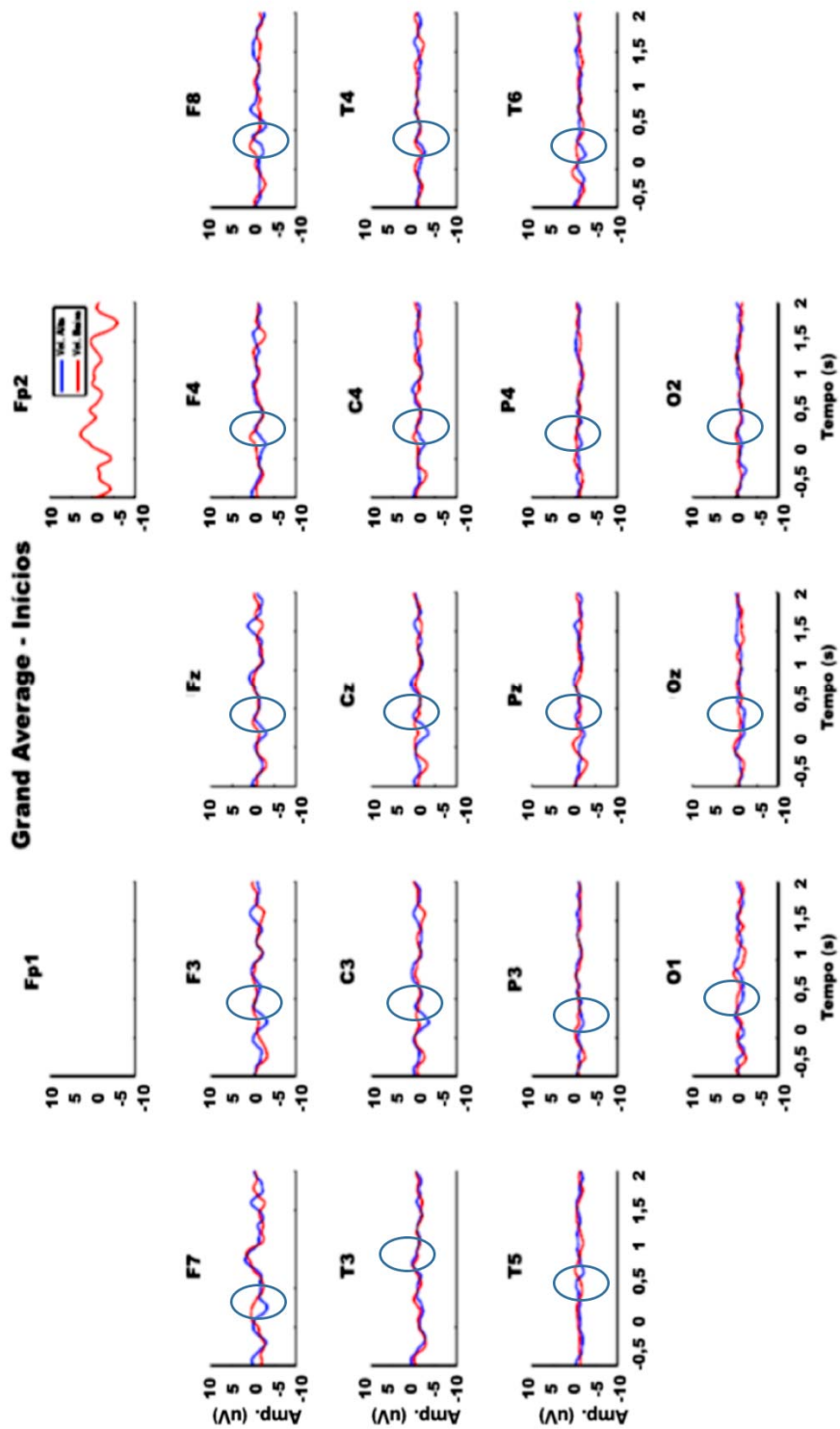


Figura 30 – Grand Average da Média coerente do sinal de EEG 0,5 s antes do estímulo a 2 s após o estímulo no início do movimento. Amp(uv) x Tempo (s) Vermelho – Velocidade Baixa Azul – Velocidade Alta.

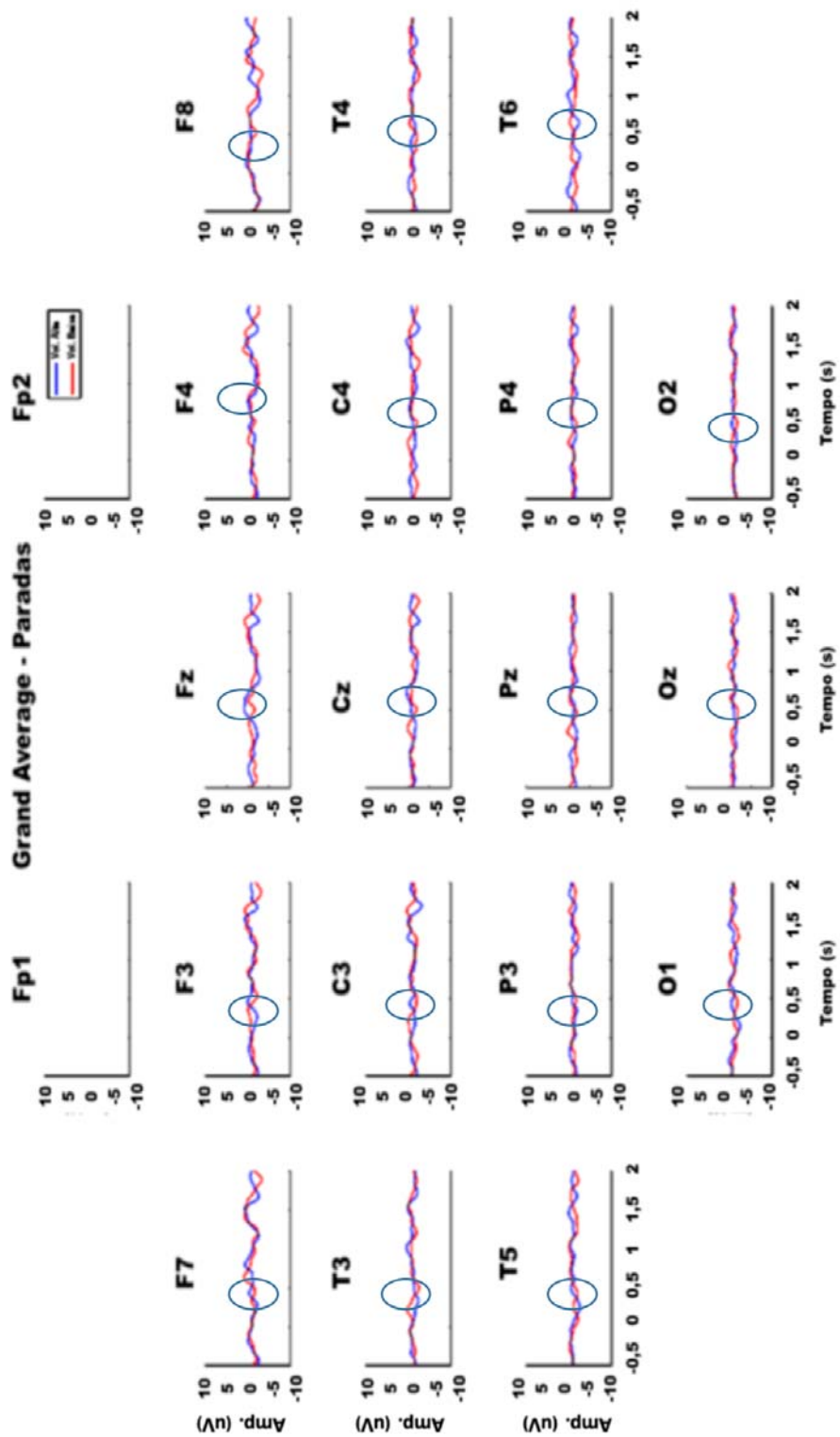


Figura 31 – Grand Average da Média coerente do sinal de EEG 0,5 s antes do estímulo e 2 s após o estímulo no final do movimento. Amp(uv) x Tempo (s) Vermelho – Velocidade Baixa Azul – Velocidade Alta.

Tabela 1. O tempo de intervalo em ms onde existe diferença estatística (pelo teste-t corrido) entre Velocidade Alta e Baixa ($\alpha = 0,10$).

F7	C3	Cz	Pz
656:943	815:823	823:661	800:680

Na Tabela 1, é possível perceber as derivações que possuem diferença estatística entre Velocidade Alta e Velocidade Baixa. É possível observar que a diferença estatística ocorre entre o intervalo de 656 até 943 ms.

Tabela 2. Amplitude (μV) e latência (ms) da média do componente P3 de todos os indivíduos Velocidade Alta (VA) e Velocidade Baixa (VB) no início do movimento.

Canais	Latência VA	Latência VB	Amplitude VA	Amplitude VB
F7	875,0	960,0	1929,0	1529,0
F3	860,0	808,3	511,0	1759,0
Fz	918,3	906,7	992,2	40,8
F4	955,0	948,3	1855,0	234,9
F8	751,7	1085,0	702,3	232,9
C3	846,7	826,7	554,6	221,4
Cz	831,7	805,0	669,3	282,6
C4	886,6	801,7	472,0	359,3
P3	573,3	775,0	509,4	160,6
Pz	845,0	791,7	275,9	231,9
P4	610,0	590,0	585,8	1052
O1	916,7	818,3	290,6	510,4
Oz	605,0	815,0	415,7	309,0
O2	730,0	828,3	876,5	773,2

Na Tabela 2, é possível perceber que os valores dos picos (amplitude) são maiores na velocidade alta, para o início do movimento; além disso, nota-se que os valores tanto da velocidade alta quanto baixa estão em torno de 800 ms, que é onde se observa o valor do pico P3. Esse é o segundo pico da resposta em relação ao estímulo visual.

Além disso, foi aplicado o teste-t *corrido*, para descobrir a diferença estatística ($p < 0,10$) entre a velocidade alta e baixa no início e no final do movimento. No entanto, foi possível observar que houve uma diferença estatística na região C3, Cz, Pz e F7, no final do movimento (cor mais clara na Figura 32).

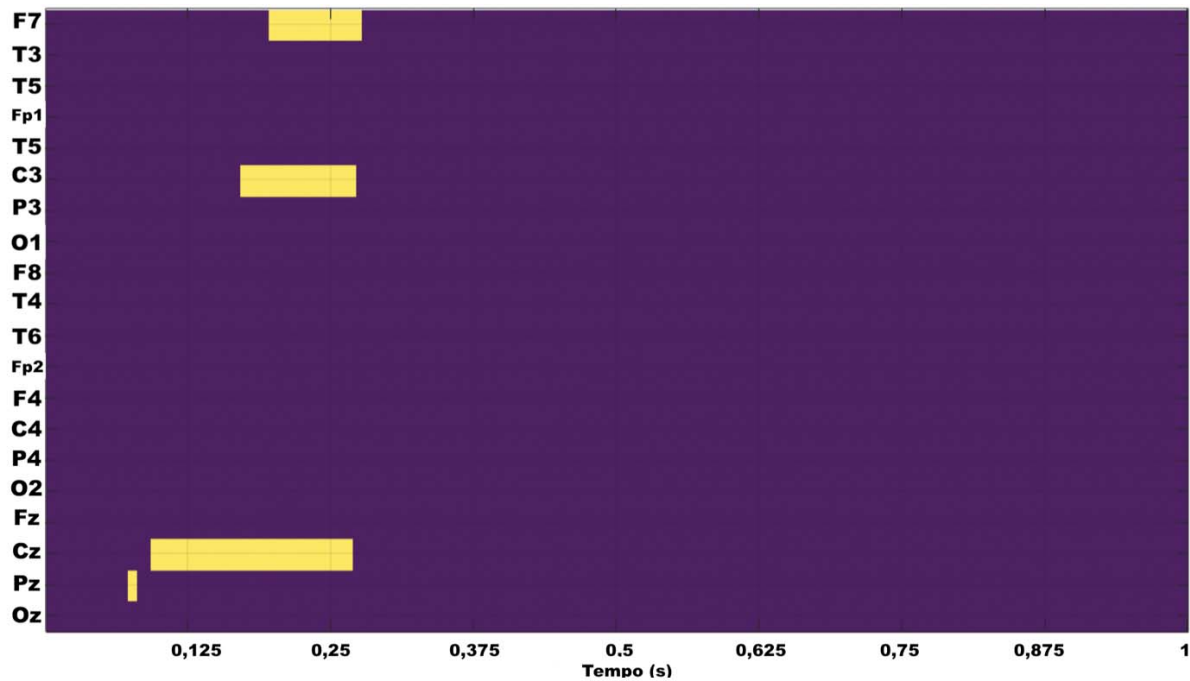


Figura 32 – Teste-t corrido em relação a velocidade alta e baixa no fim do movimento.

5.4.AVALIAÇÃO DA ENTROPIA DE PERMUTAÇÃO NO INÍCIO DO MOVIMENTO

Os resultados na Figura 33 ilustram o *Grand Average* resultante da Entropia de Permutação. A Entropia de Permutação foi utilizada para descobrir a complexidade, ou seja, a ativação celular no início do movimento. Dessa maneira, é possível observar um maior aumento da Entropia na velocidade alta e baixa na região central e occipital.

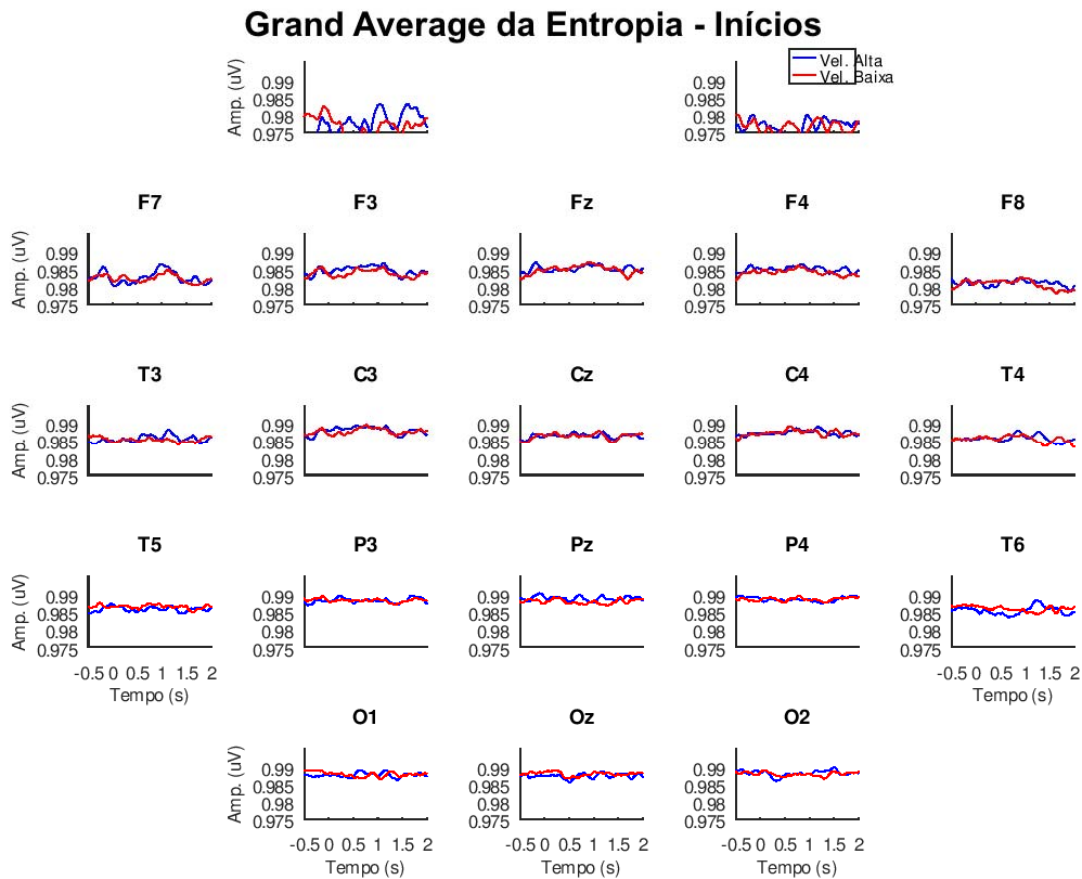


Figura 33 – Entropia de Permutação no início do movimento em relação a velocidade alta e baixa. Amp (μV) x Tempo (s) Vermelho – Velocidade Baixa Azul – Velocidade Alta.)

5.5. AVALIAÇÃO DOS EFEITOS DO ERD/ERS

Os resultados das figuras 34, 35, 36 foram gerados a partir do algoritmo de ERD/ERS, no qual é possível dizer se existiu ou não a sincronização, ou seja, a maior complexidade cortical, em relação ao estímulo visual durante a velocidade alta e baixa.

Caso o valor seja maior na relação de sincronização/dessincronização, é possível dizer que o estímulo gerou um aumento na atividade cortical. Conforme a Figura 35, é possível observar que, na derivação da região occipital, houve sincronização relacionada ao estímulo visual no início do movimento da velocidade alta na banda Teta, que está relacionada ao estado de vigília e atenção forçada.

No entanto, nas figuras 36 e 37, foi possível observar, nas bandas Alfa e Beta, que estão relacionadas ao estado de alerta, a sincronização nas velocidades baixas.

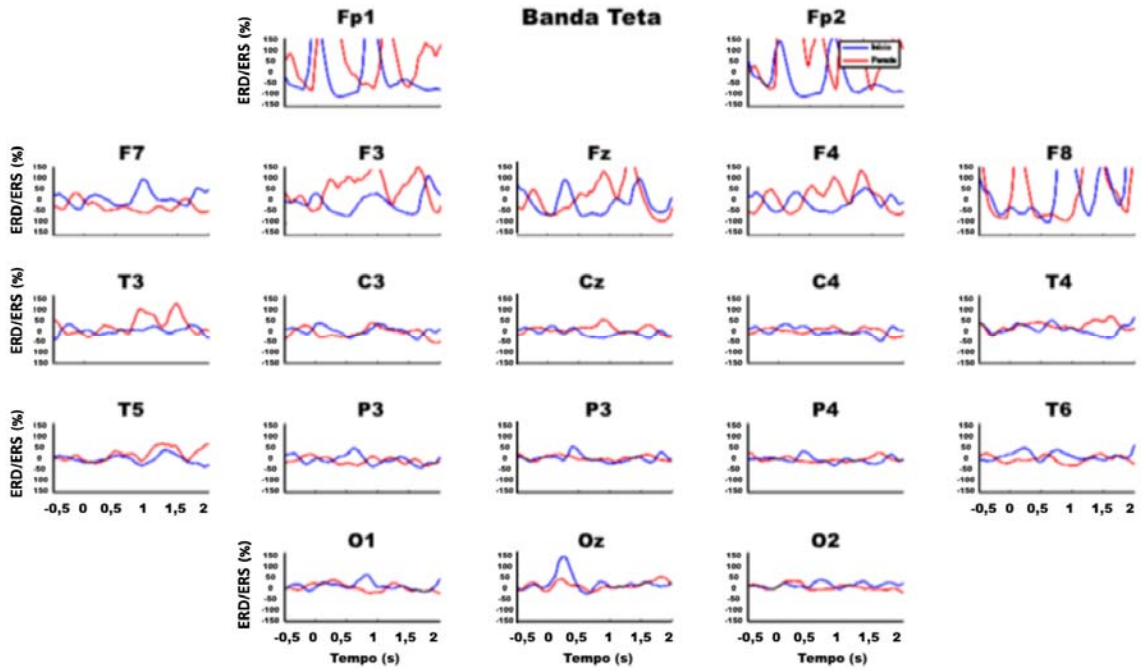


Figura 34 – ERD/ERS durante a velocidade alta na banda Teta. ERD/ERDS (%) x Tempo (s) Vermelho – Parada do Movimento Azul – Início do Movimento.

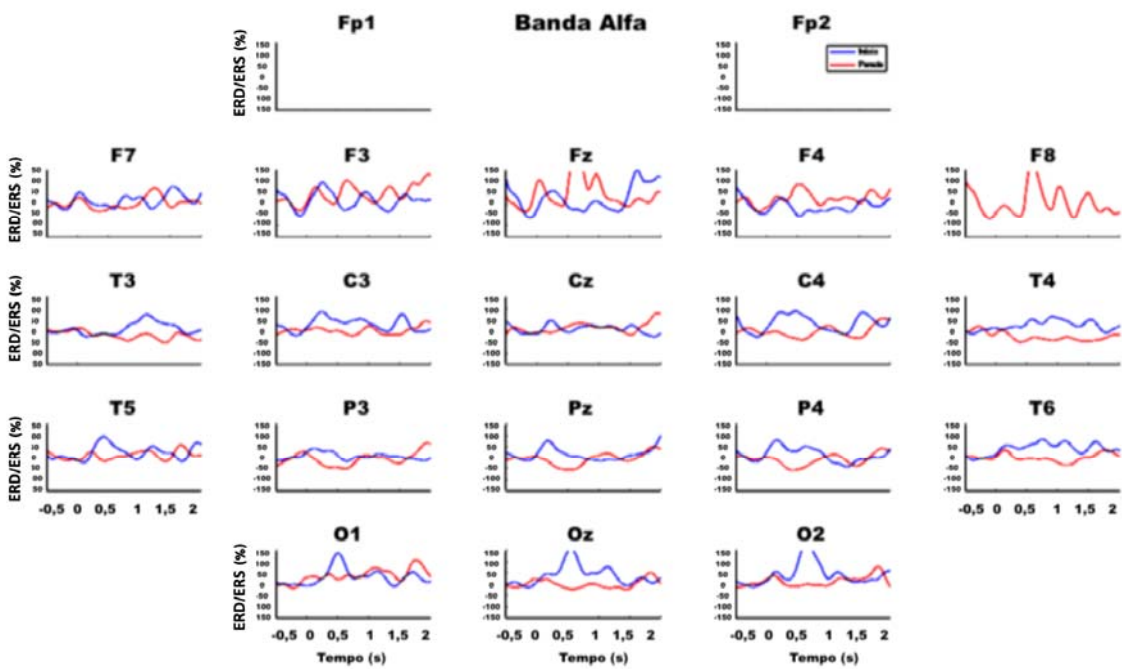


Figura 35 – ERD/ERS durante a velocidade baixa na banda Alfa. ERD/ERDS (%) x Tempo (s) Vermelho – Parada do Movimento Azul – Início do Movimento.

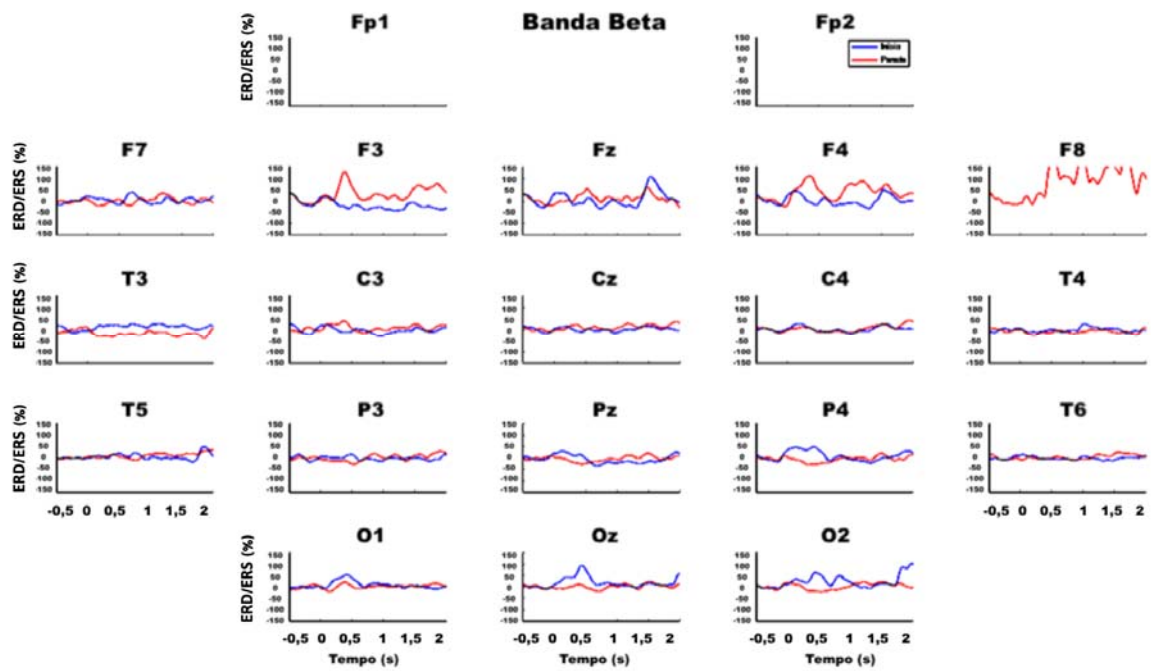


Figura 36 – ERD/ERS durante a velocidade baixa na banda Beta. ERD/ERDS (%) x Tempo (s) Vermelho – Parada do Movimento Azul – Início do Movimento.

5 DISCUSSÃO

No presente trabalho, foram investigadas as respostas corticais envolvidas no cenário virtual dinâmico do tipo cilindro giratório para dois tipos de velocidade, como também a influência da posição postural ortostática no ciclo percepção-ação durante a estimulação visual dinâmica. Essas respostas foram baseadas no sinal de EEG adquiridos no protocolo experimental, assim como na estabilometria.

Os níveis de presença (SANCHEZ-VIVES & SLATER, 2005) foram avaliados utilizando os questionários SAM e SUS para o mesmo tipo de cenário, tal como no trabalho de VIANA (2019). Dessa maneira, foi possível perceber (Figura 25), na questão 1 (questionário SAM), que os resultados considerando a estereoscopia foram satisfatórios para que tornasse adequada a simulação do carrossel no ambiente virtual, permitindo um alto nível de presença relatado pelos avaliados. Assim como nas questões 2 até a 7 (questionário SUS), foi possível que os voluntários se sentiram mais presentes no cenário com estereoscopia do que com sem estereoscopia.

O cenário do protocolo de estimulação visual foi movimentado na direção anti-horária (em relação ao carrossel) com duas velocidades intercaladas de modo pseudoaleatório apenas como um critério do estudo. Durante o protocolo de estimulação, o movimento de rotação foi intercalado com períodos de cenário estático, pois, segundo o trabalho de DA SILVA (2010) e COSTA (2014), a instabilidade postural está associada ao intervalo de tempo entre um estímulo dinâmico e um consecutivo. Já a aleatoriedade na exposição das velocidades foi empregada para evitar ajustes posturais antecipatórios e a habituação do cenário. Além disso, foram realizados 4 blocos para evitar o efeito da fadiga muscular.

Os parâmetros de estimulação aplicados foram escolhidos para eliciar uma resposta cortical evocada pelo início do movimento do cenário, o M-VEP. Dessa maneira, Kuba *et al.* (2007) descreveu que o M-VEP, mais precisamente o P1, poderia ser observado caso utilizasse a velocidade de rotação de 5 °/s e 25 °/s.

Com a aplicação da estimulação dinâmica da velocidade baixa e alta, foi possível observar que houve uma resposta cortical M-VEP (figura 30) com a presença do componente P3 (Tabela 2) em todas as derivações ao utilizar o *Grand-Average* para o início do movimento. Dessa maneira, pôde-se perceber maiores amplitudes nas derivações da região occipito-centro-parietal, visto que o componente P3 está relacionado ao processamento visual complexo. Como também, foi possível detectar a diferença

estatística para o final do movimento, utilizando o teste-*t* corrido ($p < 0,10$), da velocidade alta e baixa nas derivações F7, Cz e C3 (Figura 31).

Um padrão de alta variabilidade de latência foi identificado pela velocidade baixa, enquanto que, com relação à amplitude, a variabilidade foi maior para velocidade alta. BEAR *et al.* descreveu que a diferença entre velocidade alta e baixa de acordo com as regiões do córtex fronto-centro-parietal refletem um alto processamento da hierarquia cerebral relacionado a cognição, ação motora e o feedback do controle postural.

A região de F7, Cz e C3 faz parte do córtex motor primário e, conforme DARONCH, C. *et al.* (2016), está relacionada à preparação e inicialização do movimento voluntário. Portanto, como consequência da estimulação visual dinâmica, esse movimento está relacionado ao ajuste postural como forma de manter o corpo em equilíbrio (ciclo percepção-ação). No entanto, não foi possível observar a resposta cortical M-VEP para a presença das componentes N1 e P1. Isso pode ter ocorrido por conta de a velocidade ter sido pequena, visto que o trabalho de KLISTORNER, A. *et al.* (1998) investigou o estímulo visual acima de 26 °/s e conseguiu encontrar uma boa correspondência do campo visual com a topografia. Portanto, conseguiu detectar a ativação das regiões do córtex cerebral relacionadas ao campo visual. Embora o trabalho de Kuba *et al.* (1992) tenha demonstrado que, ao utilizar os valores de 5 °/s e 25 °/s tenha sido gerado potencial evocado, ele utilizou uma luminescência menor que 20 cd/m², diferentemente do presente trabalho.

O aumento da entropia nas derivações occipitais (Oz e O2) e centrais (C3, CZ) independem da velocidade do estímulo visual dinâmico, conforme Figura 34. O trabalho de LIQUIORI (2018) demonstrou que o aumento da entropia indica a ocorrência da dessincronização da rede neural, ou seja, a maior complexidade da atividade celular. Isso é concordante com os achados desse trabalho, visto que, segundo KUBA *et al.* (2007), a resposta cortical da região occipital (córtex visual) reflete o processamento do movimento do ambiente por meio da ativação magno-celular. Assim, o aumento da entropia sugere o processamento em paralelo da informação dos objetos do cenário, e a resposta central ocorre devido à execução do movimento em relação às informações processadas.

No presente estudo, também foi realizada a investigação sobre o índice ERD/ERS do sinal de EEG. O índice foi investigado nas bandas de frequência Alfa, Beta, Gama e Teta, as quais estão relacionadas com o planejamento e execução do movimento (DA SILVA & INFANTOSI, 2012). Embora o trabalho de DA SILVA (2010) tenha observado que o estímulo visual provoca a dessincronização do sinal de EEG, os resultados do presente

estudo apresentaram uma ocorrência de sincronismo maior que o dessincronismo para as duas velocidades, conforme as figuras 34, 35 e 36. A maior ocorrência de sincronismo para a velocidade alta foi encontrada na banda de frequência Teta na derivação occipital, que está relacionada à área do sistema visual. De acordo com o trabalho de DANROCH,C *et al.* (2016), a banda Teta está relacionada com vigília e estado de atenção forçada. Então, esse sincronismo pode estar associado ao processo de atenção forçada e processamento da memória por conta do estímulo visual dinâmico. Ademais, a maior ocorrência de sincronismo se deu na derivação occipital das bandas Alfa e Beta da velocidade baixa. Essas bandas estão relacionadas ao estado de vigília e alerta (DANROCH,C *et al.*, 2016). BEER e RODER (2004) sugeriram que a atenção ao movimento melhora o processamento de estímulos visuais. Dessa forma, isso demonstra uma maior atividade cortical por justamente ter um estímulo visual de maneira inesperada durante a observação do cenário.

Os resultados obtidos dos sinais estabilométricos indicam que, ao utilizar o estímulo visual dinâmico giratório, é possível detectar a variação do centro de pressão do indivíduo na velocidade baixa. Essa diferença do resultado obtido pela detecção da variação do centro de pressão na velocidade baixa em relação à velocidade alta pode ser explicada por conta do processamento visual ser muito mais lento e menos eficiente do que o processamento vestibular da imagem (BEAR, 2006). Ao lado disso, quando os canais semicirculares detectam a rotação da cabeça, todo o campo visual se move na mesma velocidade sobre a retina (BEAR, 2006).

Além disso, durante o movimento prolongado, a fóvea acompanha o movimento do alvo (*movimento de rastreio*). A fóvea é a região que possui cerca de 6 bilhões de cones, em relação à qual, o trabalho de MURD,C. (2014) demonstrou que, ao utilizar velocidade baixa (4,4 °/s) e velocidade alta (17,6 °/s) para a mudança de cor com a movimentação da barra, ocorreu uma amplitude menor do M-VEP com o aumento da velocidade. Portanto, isso pode ser explicado pela ativação da via parvo-celular, pois essa via ativa estímulos cromáticos lentos como mostrado no trabalho de MURD,C. (2014).

6 CONCLUSÃO

A estimulação visual dinâmica giratória foi aplicada para investigar a influência do controle postural no ciclo percepção-ação. O protocolo foi criado para se observar uma resposta cortical relacionada ao movimento (M-VEP) do cenário virtual rotatório, no qual o cenário, em relação ao carrossel, roda no sentido anti-horário.

Foi utilizada a média coerente de sinais de EEG sincronizados com o início do movimento para evidenciar o M-VEP na posição ortostática e o controle postural por meio da estabilometria.

O *Grand-Average* do conjunto de M-VEP evidenciou o componente P3, com maiores amplitudes nas derivações EEG da região occipito-centro-parietal. Portanto, demonstra o processamento das estruturas do córtex visual primário. O teste-*t* corrido indicou que, no intervalo de 656 a 943 ms após a estimulação dinâmica, o *Grand-Average* diferiu entre as velocidades alta e baixa.

O aumento da entropia, ou seja, a maior complexidade da atividade celular, sugere o processamento em paralelo da informação dos objetos do cenário durante o movimento giratório.

O índice ERD/ERS evidenciou que a maior ocorrência de sincronismo para a velocidade alta foi encontrada na banda de frequência Teta na derivação occipital, e, para a velocidade baixa, ocorreu a maior ocorrência de sincronismo na derivação occipital das bandas Alfa e Beta. Essas bandas estão relacionadas ao estado de vigília e alerta.

Os resultados obtidos dos sinais estabilométricos indicaram que, ao utilizar o estímulo visual dinâmico giratório, é possível detectar a variação do centro de pressão do indivíduo na velocidade baixa.

Portanto, esses resultados evidenciam a potencialidade do uso do protocolo para investigações sobre o ciclo percepção-ação.

7 PERSPECTIVA FUTURA

Dessa forma, com o uso da realidade virtual, pode-se estabelecer novos parâmetros de estimulação dinâmica, como a utilização do cenário virtual no sentido horário, para se observar a estabilidade postural, permitindo, assim, a sua aplicação na prática clínica e na neuroreabilitação de pacientes com controle motor comprometido.

Além disso, têm sido observadas, em estudos utilizando cenário de realidade virtual, respostas adaptativas diferentes em indivíduos saudáveis, entre homens e mulheres (FRASSON *et al*, 2019). Portanto, em estudos futuros deve-se avaliar separadamente os impactos neurofisiológicos e no controle postural entre diferentes sexos.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AIRES, M. M. **Fisiologia** 4.a e.d Rio de janeiro: Guanabara Koogan, 2012.v.1.

ALOTAIBI, A.Z., ALGHADIR, A., IQBAL, Z.A *et al.*, “*Effect of absense of vision posture*”, J. Phys. Ther. Sci, v.28,p.1374-1377, 2016.

BARELA, J.A., “*Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural*”. Ver. Paul. Educ. Fís, supl. 3,p.79-88, 2000.

BEAR, M. F., CONNORS, B. W., PARADISO, M. A., “*Neuroscience: Exploring the brain.*” 3ª edição, Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2006.

BEER, A. L., & RÖDER, B. “*Attention to motion enhances processing of both visual and auditory stimuli: an event-related potential study*”. Cognitive Brain Research, 18(2), 205-225, 2004.

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

BUTTTNER, U AND WSEPE, W. “*Vestibular nerve activity in the alert monkey during vestibular and aptokinectic nystagmus*” Exp Brain Res,41, 310-315. 1981.

BOOTSMA, R. J., & PEPER, C. E. “*Predictive visual information sources for the regulation of action with special emphasis on catching and hitting*”. In: Proteau, L. & Elliott, D. (Eds.). Vision and motor control Amsterdam: North-Holland. p. 285-314, 1992.

CAMPOS, D. V., INFANTOSI, A. F. C., LAZAREV, V. V., “*Aplicação do Teste F spectral na detecção de respostas fotorecrutantes no eletroencefalograma multicanal de pacientes epilépticos*”, In: *Anais do XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, pp. 318-321, São Pedro, Out, 2006.

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

COSTA, J. F. G., “*A influência da posição postural no ciclo percepção-acção durante estimulação visual dinâmica*”. D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2014.

Daronch,C., Petersen, R.D.S., Spindola,M.M., Vaz,M.A. , Oliveira,L.F.,Geremia,J.M. “*Bailarinas x voleibolistas: efeito de diferentes treinamentos motores sobre o sinal eletroencefalográfico*”, *Revistas Brasileira de Ciências do Esporte*, v38,n.4,2016.

DA SILVA, P. J. G “*Análise eletroencefalográfica do controle postural ortostático em ambiente de realidade virtual*”. D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2010.

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

DIETERICH, M. , BENSE *et al.*,”Dominance for vestibular cortical function in the non-dominant hemisphere”, *Cereb Cortex*,v.13,p.994-1007,2003.

DOKKA, K., KENYON, R. V., KESHNER, E. A., KORDING, K. P “*Self versus environment motion in postural control.*”, *PLoS Computational Biology*, v. 6(2), p. e1000680, 2010.

FRANSSON, P. A. “*Postural instability in na immersive Virtual Reality adapts with repetition and includes directional and gender specific effects*”, *Scientific Reports*, v. 9, 2019.

GANDRA., V. “*Análise Eletroencefalográfica, eletromiográfica e estabilométrica do controle postural ortostático em ambiente de realidade virtual; estereoscópica*”, *Dissertação*. 2019.

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

GRUSSER, O.J., PAUSE, M., SCHREITER, “*Locatization and responses of neurones in the parieto-insular vestibular córtex of awake monkeys (Macaca Fascicularis)*”, *Journal of Physiology*, v.30,p.537-557, 1990.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. “*Tratado de Fisiologia Médica*”. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2002.

INFANTOSI, A. F. C. AND A. M. F. L. MIRANDA DE SÁ. “*A coherence-based technique for separating phase-locked from non-phase-locked power spectrum estimates during intermittent stimulation*”. *Journal of Neuroscience Methods* (2006).156(1): 267-274.

ISAAC, V. OLMEDO, D. ABOITZ, F, DELANO, P.H. “*Altered Cervical Vestibular-Evoked Myogenic Potential in Children With Attention Deficit and Hyperactivity Disorder*”, *Frontiers in Neurology*, v.8, e.90, March, 2017.

ISRAEL, I, SIEVERING D., KOENIG, E. “*Self-rotation estimate about the vertical axis*”, *Journal Acsta Oto-Laryngologica*, V.115, 1995.

KANDEL, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSEL, T.M. *Princípios da Neurociência*. São Paulo: Manole, 2003.

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

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

KLEINER, A F R *et al.*, “*O papel dos sistemas visual, vestibular, somatosensorial e auditivo para o controle postura*”, *Revista Neurociência*, UNESP/RC, 2010.

KLEM, G. H., LUDERS, H.O., JASPER, H.H., ELGER, C., 1999, “*The ten-twenty electrode system of the International Federation.*”, In: DEUSCHL, G. and EISEN, A. (eds),

Recommendations for the Practice of Clinical Neurophysiology: Guidelines of the International Federation of Clinical Physiology, Toronto, Canada, Elsevier Science B.V.

KLISTORNER, A.I., GRIGG, J.R., BILLSON, F.A. “*Multifocal Topographic Visual Evoked Potential: Improving Objective Detection of Local Visual Field Defects*”, *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, V.39,n.6, 1998.

KRAMER, P. D., ROBERTS, D. C., SHELFHAMER, M., ZEE, D. S. “*A versatile stereoscopic visual display system for vestibular and oculomotor research*”, *J. Vestibular Res.*, v.8,n.5, p 363-379, 1998.

KREMLÁČEK, J., HULAN, M., KUBA, M., KUBOVÁ, Z., LANGROVÁ, J., VÍT, F., and SZANYI, J., “*Role of latency jittering correction in motion-onset VEP amplitude decay during prolonged visual stimulation*” *Doc.Ophthalmol.*, vol. 124, no. 3, pp. 211-223, June, 2012.

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.

KUBA, M. and KUBOVÁ, Z. “*Visual evoked potentials specific for motion onset*”, *Documenta Ophthalmologica*, V.90. P83-89,1992.

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

KUNO, S., KAWAKITA, T., KAWAKAMI, Y., “*Postural adjustment response to depth direction moving patterns produced by virtual adjustment response to depth direction moving patterns produced by virtual reality graphics*”, *Jpn J. Physiol.*, v.49, p-417-424, 1999.

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

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

LIQUIORI, D. M. S. “*Aplicação da entropia de permutação a sinais EEG durante a estimulação dinâmica de cenário virtual*”. M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2017.

LISHMAN, J. R. and LEE, D. N., 1973, “*The autonomy of visual kinaesthesia.*”, *Perception*, London, v.2, n.3, p.287-294.

LOPES DA SILVA, F. H. “*Event-Related Potentials: Methodology and Quantification*”. In: Niedermeyer, E., Lopes da Silva, F.H. (eds), *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*, 5th ed., chapter 50, Baltimore, USA, Williams & Wilkins, 2005.

MATTHEW, T.Z. “*Best practices for ocular and cervical VEMP tests*”, Digital Commons Becker, Wahsington University School of Medicine, 2015.

MIERCIER, M., SCHWARTZ, S., MICHEL, C. M., and BLANKE, O., “*Motion direction tuning in human visual cortex*”. *European Journal of Neuroscience*, v. 29, no. 2, pp. 424-434, January, 2009.

MINOR, LB. ET AL. “*Vestibular-nerve inputs to the vestibule-ocular reflex: a functional-ablation study in the squirrel monkey*”. *J. Neurosci.* 1991.

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

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.

MURD, C. , KAIRI,K. ,KUNDKEEP, N, RAIDVEE, A., TAMM,M. ALLIK, J. “*Visual evoked potentials to change in coloration of a moving bar*”, *Frontiers in Human Neuroscience*, v.8, 2014.

NIEDERMEYER, E., and LOPES DA SILVA, F. H., 1993, *Eletroencephalography: Basics Principles, Clinical applications, and related Fields*, 3rd ed, Baltimore, USA, Williams & Wilkins.

OLIVEIRA, A.C. “*Estudo dos potenciais evocados miogênicos vestibulares de estado estável*”, D.Sc., USP, São Paulo, SP, Brasil, 2010.

PAULUS, W. M., STRAUBE, A., KRAFCZYK, S., BRANDT, T., “*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. 243-252,1989.

PEREIRA, A.B., SILVA, G.S.M, ASSUNÇÃO, A.R.M. *et al.*, “*Cervical vestibular evoked myogenic potentials in children*”. *Brazil Journal Otorhinolaryngology*, v.8, p.358-362, 2015.

PFURTSCHELLER, G., & LOPES DA SILVA, F. H. (1999). “*Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles*”. *Clinical Neurophysiology*, 110(11), 1842-1857.

PICTON, T.W., BENTIN, S., BERG, P., DONCHIN, E., HILLAYARD, S.A., JOHNSON, R. Jr., MILLER, G.A., RITTER, W., RUCHKIN, D.S., RUGG, M.D., TAYLOR, M.J., 2000, “*Guidelines for using human event-related potentials to study cognition: recording standards and publication criteria*”. *Psychophysiology* 37:127–152

PRETTO, P., OGIER, M. *et al.*, “*Influence of the size of the field of view on motion perception*”, *Computers & Graphics*,v.33,p.139-146,2009.

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.

ROSA, B.P. “*Investigando a resposta evocada cortical durante a estimulação visual dinâmica*”, Dissertação. UFRJ. 2013.

SANCHEZ-VIVES, M. V., & SLATER, M. (2005). “*From presence to consciousness through virtual reality*”. *Nat Rev Neurosci*, 6(4), 332-339.

SANEI, S and CHAMBERS, J. A., *EEG Signal Processing*, 1st ed., England, United Kingdom, John Wiley & Sons, 2007.

SCHÖNER, G., 1991, “*Dynamic theory of action-perception patterns: the moving room paradigm*”, *Biological Cybernetics*, v. 64, pp. 455-462.

SEGAWA K, UJIKE H, OKAJIMA K, SAIDA S. “*Effects of visual field on perceived speed of self-motion from optic flow. Perception*” 2003:32 *ECVP Abstract Supplement* 32, 2003.

SILVA, T.R., RESENDE,L.M., SANTOS,M.A.R. “*Potencial evocado miogênico vestibular ocular: revisão da literatura*”. *Audiology Communication Research*, v.21, Setembro, 2016.

SLOBOUNOV, S., HALLET, M., STANHOPE, S. and SHIBASAKI, H. , “*Role of cerebral cortex in human postural control: an EEG study*”, *Clinical Neurophysiology*, v. 116, pp. 315-323, 2005.

STECKLOW, M. V. “*Imagética motora em tarefas complexas: Análise da banda alfa do eletroencefalograma*”, Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2006.

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.

SOARES, A.V. “*A contribuição visual para o controle postural*”, *Revista Neurociência*, 2010, v18,e.3, 2009.

SOUSA, A., "Controlo Postural e Marcha Humana: Análise multifactorial", 2010. van Veen

HAHC, Distler HK, Braum SJ, Buelthoff HH. "Navigating through a virtual city: using virtual reality technology to study human action and perception." *Future Gener Comput Syst* 1998;14:231-42.

TIERRA-CRIOLLO, C. J., 2001, "Monitorização objetiva da resposta à estimulação somato-sensitiva utilizando parâmetros espectrais." D. Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil.

THILO, K.V., KLEINSCHMIDT, A., GREY, M.A. "Perception of self-motion from peripheral optokinetic stimulation suppresses visual evoked responses to central stimuli", *Journal Neurophysiology*, v.90, p.723-730,2003.

TOSSAVAINEN, T., TOPPILA, E., et al. "Virtual Reality in Posturography". *IEE transactions on information technology in biomedicine*. V.10,n.2, 2006.

USOH, M., CATENA, E., ARMAN, S., & SLATER, M. (2000). "Using Presence Questionnaires in Reality." *Presence*, 9(5), 497-503.

VIANA, B.F. "Análise do eletroencefalograma durante estimulação visual por realidade virtual estereoscópica em tarefa de interceptação de bola" Dissertação - UFRJ. Rio de Janeiro, 2019.

VIERRE, E. "Virtual Reality and the vestibular apparatus", *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, v.69,p.41-43, April,1996.

WHITNEY, S.L., SPARTO, P. J., ALAHMARI, K., M. S. Redfern, and J. M. Furman, "The use of virtual reality for people with balance and vestibular disorders: the Pittsburgh experience," *Physical therapy Reviews*, vol. 14, no. 5, pp. 299-306, 2009.

WRAGA, M., CREEM-REGHER, S., PROFFITT, D.R. “*Spatial updating of virtual displays during self- and display rotation*”, *Memory and Cognition*, v.32,e.3, p.399-415, 2004.

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO
AVALIAÇÃO DE SINAIS EEG E POTENCIAIS EVOCADOS VISUAL FRENTE À ESTIMULAÇÃO VISUAL
DINÂMICA Versão 01/06/2018

Caro Sr(a),

Essas informações estão sendo fornecidas para sua participação voluntária neste estudo intitulado **“AVALIAÇÃO DE SINAIS EEG E POTENCIAIS EVOCADOS VISUAL FRENTE À ESTIMULAÇÃO VISUAL DINÂMICA”**.

1- JUSTIFICATIVA

Diferentes tipos de cenários virtuais, tais como movimento ântero-posterior, circular e de interceptação de objetos, promovem ativações corticais específicas. Cenários giratórios e com o movimento ântero-posterior, classicamente, têm sido empregados para o estudo de respostas vestibulares em indivíduos saudáveis e em portadores de diferentes enfermidades que envolvem o equilíbrio e a postura. No entanto, pouco é conhecido sobre as respostas neurofisiológicas desse tipo de cenário em um ambiente virtual.

O presente trabalho tem como objetivo investigar o efeito da estimulação visual dinâmica no controle postural ortostático com base no EEG multicanal e em sinais estabilométricos. O movimento de um cenário virtual (estímulos giratórios) foi utilizado como estímulo visual, de modo a induzir as respostas corticais e a instabilidade postural ortostática.

Dessa maneira, será possível entender a ativação cortical, como também a criação do cenário tridimensional que poderá ampliar os conceitos sobre as bases neurofisiológicas envolvidas frente a uma estimulação que são comuns no dia-a-dia. A partir desses dados, será possível construir soluções de neuroreabilitação que possa ajudar pessoas portadoras de anormalidades associadas ao equilíbrio, como o Parkinson, por exemplo, e outras desordens neurológicas.

2- DESCONFORTOS E RISCOS

Todos os testes realizados são considerados de risco mínimo e são não invasivos. Os eventuais riscos morais podem ser desconforto e cansaço, devido ao longo tempo de experimento, que pode chegar a uma hora e meia, e/ou tontura, náuseas e enjôos, resultantes da estimulação visual proporcionada pelo sistema de realidade virtual devido à velocidade do cenário. O participante deverá ficar em pé sobre uma plataforma de força e deverá usar óculos com lentes polarizadas de luz. Para os usuários de óculos de difração ou lentes corretivas, deverão utilizar os mesmos durante a aquisição por trás dos óculos de polarização. Será utilizado uma pasta condutora no couro cabeludo para fixação dos eletrodos de EEG.

Os participantes não receberão qualquer tipo de substância prejudicial à saúde e não será administrado qualquer tipo de fármaco durante o experimento.

3- GARANTIA DE ESCLARECIMENTO, LIBERDADE DE RECUSA E GARANTIA DE SIGILO.

Você será esclarecido(a) sobre a pesquisa em qualquer aspecto que desejar. Você é livre para se recusar a participar, retirar seu consentimento ou interromper a participação a qualquer momento. A sua participação é voluntária e a recusa em participar não irá acarretar qualquer penalidade ou perda de benefícios.

Os pesquisadores irão tratar a sua identidade de forma sigilosa. Os resultados da pesquisa permanecerão confidenciais. Seu nome ou o material que indique a sua participação não será liberado sem a sua permissão. Você não será identificado(a) em nenhuma publicação que possa resultar deste estudo. Uma cópia deste consentimento informado será arquivada no Programa de Engenharia Biomédica (PEB) do Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia (COPPE) da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ) e outra será fornecida a você.

4- BENEFÍCIOS

Não será disponibilizado qualquer benefício financeiro; porém, quando das coletas dos dados, será disponibilizado lanche composto por água, suco e biscoito, dado que o tempo de coleta pode ser um pouco prolongado.

Você também estará contribuindo para o desenvolvimento da ciência, pois os dados coletados serão analisados para aplicações que ajudem a melhorar a qualidade de vida de pessoas com problemas relacionados ao desequilíbrio.

5- GARANTIA DE ACESSO

Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso aos pesquisadores que podem ser encontrados no Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ, Sala H-327, Av. Horácio Macedo 2030, Centro de Tecnologia, Cidade Universitária, no telefone (21)3938-8629.

No caso da aceitação, você tem garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo.

Todas as informações obtidas no estudo serão analisadas em conjunto com outros participantes, não sendo divulgados dados pessoais de nenhum participante em nenhuma publicação ou relatório de pesquisa. Os resultados dos experimentos somente serão de competência dos pesquisadores envolvidos no projeto; não será permitido acesso a terceiros, garantindo proteção contra qualquer tipo de discriminação ou estigmatização. Os pesquisadores responsáveis se comprometem a usar os dados e material coletado apenas para os fins propostos no protocolo desta pesquisa.

Em caso de eventuais danos, você está livre para procurar obter indenização por meios legais. É legítimo o direito de ser indenizado, conforme a legislação 466/12, uma vez provada a vinculação de tal dano alegado à participação nesta pesquisa.

Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho/HUCFF/UFRJ – R. Prof. Rodolpho Paulo Rocco, n.º 255 – Cidade Universitária/Ilha do Fundão - Sala 01D-46/1º andar - pelo telefone 3938-2480, de segunda a sexta-feira, das 8 às 15 horas, ou através do e-mail: cep@hucff.ufrj.br.

6- CONSENTIMENTO

Acredito ter sido suficientemente informado(a) a respeito das informações sobre o estudo acima citado que li ou que foram lidas para mim.

Eu discuti com o pesquisador _____ sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficou claro para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia de acesso a tratamento hospitalar quando necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, sem penalidades ou prejuízo e sem a perda de atendimento nesta Instituição ou de qualquer benefício que eu possa ter adquirido.

Eu receberei uma cópia desse Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), e outra ficará com o pesquisador responsável por essa pesquisa. Além disso, estou ciente de que eu (ou meu representante legal) e o pesquisador responsável deveremos rubricar todas as folhas desse TCLE e assinar na última folha.

Nome do participante da pesquisa

Assinatura do participante da pesquisa

Data ____ / ____ / ____

Nome do pesquisador responsável

Assinatura do pesquisador responsável

Data ____ / ____ / ____

ANEXO 2

INFORMAÇÃO DO PARTICIPANTE

DADOS DO EXPERIMENTO

DATA: _____ / _____ / _____

INÍCIO: _____ TÉRMINO: _____

DADOS DO PARTICIPANTE:

NOME: _____

DATA DE NASCIMENTO: _____ / _____ / _____

ANAMNSE

APRESENTA ALGUMA ALTERAÇÃO E/OU RELATOS DE:

() COMPROMETIMENTO NEUROLÓGICOS

() DOENÇA VISUAL QUAIS? _____

FAZ USO DE LENTES CORRETIVAS?

() NÃO / () SIM QUAL ALTERAÇÃO: _____

NO MOMENTO APRESENTA:

() DOR DE CABEÇA (CEFALEIA) () INDISPOSIÇÃO () FADIGA

FAZ USO DE ALGUM MEDICAMENTO?

() NÃO / () SIM QUAL? _____

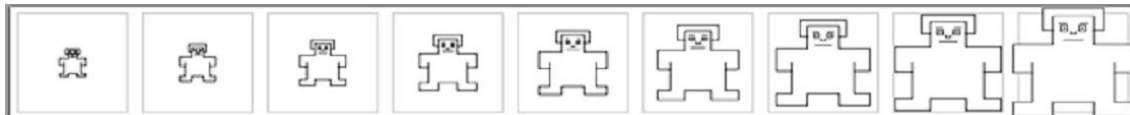
OBSERVAÇÕES FINAIS:

AVALIADOR

ANEXO 3

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 experiência 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 sítio 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