



ANÁLISE DO ELETROENCEFALOGRAMA DURANTE ESTIMULAÇÃO VISUAL
POR REALIDADE VIRTUAL ESTEREOSCÓPICA EM TAREFA DE
INTERCEPTAÇÃO DE BOLA

Bruno Ferreira Viana

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

Orientador: Maurício Cagy

Rio de Janeiro
Fevereiro de 2019

ANÁLISE DO ELETROENCEFALOGRAMA DURANTE ESTIMULAÇÃO VISUAL
POR REALIDADE VIRTUAL ESTEREOSCÓPICA EM TAREFA DE
INTERCEPTAÇÃO DE BOLA

Bruno Ferreira Viana

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

Examinada por:

Prof. Maurício Cagy, D.Sc.

Prof. Carlos Julio Tierra Criollo, D.Sc.

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

Prof. Júlio Guilherme Silva, D.Sc.

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

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL
FEVEREIRO DE 2019

Viana, Bruno Ferreira

Análise do eletroencefalograma durante estimulação visual por realidade virtual estereoscópica em tarefa de interceptação de bola / Bruno Ferreira Viana. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2019.

X, 97 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Maurício Cagy

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

Referências Bibliográficas: p. 79-90.

1. Movimento voluntário. 2. Integração sensório-motora. 3. Eletroencefalografia. I. Cagy, Maurício. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Rosângela Santos Ferreira e Sérgio de Souza Viana, que me deram o privilégio de me proporcionar carinho, um lar, uma boa alimentação e uma excelente escolaridade, que me possibilitaram chegar até aqui.

À minha esposa Elaine dos Santos Viana, que sempre foi uma incentivadora incondicional a todas as minhas loucuras, metas e sonhos. Sem sua parceria, compreensão e paciência, não teria sido possível.

À minha amada filha Nalu dos Santos Viana, que hoje com 5 anos, cresceu vendo o pai dedicando horas e mais horas em frente ao computador. Espero poder servir como exemplo de dedicação e esforço no alcance dos objetivos e metas da vida. Você chegou para dar uma nova perspectiva e muita alegria às nossas vidas. Papai te ama.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Maurício Cagy, que me ajudou bastante mas também me permitiu desbravar e explorar as dificuldades envolvidas em fazer pesquisa e ciência. Guardarei para sempre nossas conversas e orientações. Me permitiram certamente, sair um indivíduo diferente do que entrou.

Ao Professor Flávio Pires, que me incentivou a me dedicar a área de processamento de sinais biológicos e sua aplicação na área de ciências do exercício. Foi também um grande amigo, me ajudando com as angústias e os dilemas envolvidos em se fazer um doutorado, pesado como foi. Certo que saio do doutorado para começarmos um novo caminho, e espero poder, um dia, retribuir toda essa ajuda.

Ao amigo Bruno Ramalho, grande companheiro de laboratório no mestrado, mas que a vida nos levou para caminhos diferentes, um muito obrigado pelas conversas e papos. Elas ajudaram a manter a saúde mental, durante esse processo.

Aos companheiros de laboratório, e de fora dele também, principalmente aos que foram da turma de 2014.1. As conversas, os almoços, as ajudas mútuas... ficarão guardadas na minha memória.

À agência de fomento CAPES, pela bolsa concedida.

A cada um que de alguma maneira, contribuiu positivamente para que eu conseguisse concluir o doutorado. Um muito obrigado.

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

ANÁLISE DO ELETROENCEFALOGRAMA DURANTE ESTIMULAÇÃO VISUAL
POR REALIDADE VIRTUAL ESTEREOSCÓPICA EM TAREFA DE
INTERCEPTAÇÃO DE BOLA

Bruno Ferreira Viana

Fevereiro/2019

Orientador: Maurício Cagy

Programa: Engenharia Biomédica

Esta Tese desenvolveu um protocolo de avaliação do movimento voluntário composto pela tarefa de interceptação de bola, em um ambiente de realidade virtual estereoscópica. Trinta e um voluntários destros participaram do protocolo experimental, que simulava a defesa de um pênalti do futebol a partir do ponto de vista de um goleiro, dividido em três tipos de estímulos: bola à esquerda, ao centro e à direita, sendo 28 estímulos, ordenados aleatoriamente, para cada um. Foram estudados dois trechos com vistas a observar o potencial de expectativa relacionado ao movimento (CNV): (1) 2 s antes do início do movimento detectado pelo acelerômetro e (2) 4 s compreendidos entre o som do apito e o início do movimento da bola. As épocas compostas pelo trecho (2) apresentaram uma maior CNV ($p < 0,001$) comparadas às do trecho (1). O índice ERD/ERS, aplicado a 28 pares de épocas de 0,5 s cada, indicaram a ocorrência de ERS na banda gama, mas não para beta e alfa, e, além disso, a ocorrência de sincronização parece diferir em função da direção da bola. A complexidade do EEG foi analisada, indicando que o efeito da direção da bola não foi detectado pelo tempo de resposta (TRM – $p > 0,05$), mas sim pelas respostas corticais ($p < 0,05$), e somente após a bola iniciar sua trajetória ($p < 0,001$). Portanto, os resultados indicam que a direção da bola influencia a complexidade cortical após o início do movimento da bola.

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

ELECTROENCEPHALOGRAM ANALYSIS DURING VISUAL STIMULATION BY
STEREOSCOPIC VIRTUAL REALITY IN A BALL INTERCEPTION TASK

Bruno Ferreira Viana

February/2019

Advisor: Maurício Cagy

Department: Biomedical Engineering

This Thesis developed a voluntary movement evaluation protocol, composed by a ball interception task, in a stereoscopic virtual reality environment. Thirty one right-handed volunteers participated of the experimental protocol, that simulated the point of view of goal keeper during soccer penalty defense, with three types of random stimuli, 28 each: left, centered and right ball. Two segments of EEG signals were studied in order to observe the expectancy-related potential (CNV). (1) 2 s before the beginning of the movement detected by the accelerometer and (2) 4 s between the sound of the whistle and the beginning of the movement of the ball. The epochs composed by the segment (2), present a higher CNV ($p < 0.001$) when compared to the segments (1). The ERD/ERS index was applied to 28 pairs of epochs of 0.5 s each, and indicates a consistent occurrence of ERS in the gamma band, but not for alpha and beta bands, and additionally, the occurrence of synchronization seems to differ related to ball direction. The EEG complexity was analyzed, indicating that the effect of ball direction was not detected by the response time (TMR – $p > 0.05$), but by the cortical responses ($p < 0.05$), and only after the ball initiate your trajectory ($p < 0.001$). Therefore, it seems that the ball direction influence the complexity of cortical responses after the beginning of the ball's motion.

Sumário

CAPÍTULO 1 INTRODUÇÃO	1
1.1 OBJETIVO	4
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	4
CAPÍTULO 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	5
2.1 SISTEMA VISUAL	5
2.1.1 ESTRUTURAS DE DECODIFICAÇÃO DOS SINAIS	5
2.1.2 ÁREAS DE ASSOCIAÇÃO VISUAL	6
2.2 CONTROLE MOTOR	8
2.2.1 SISTEMA MOTOR.....	8
2.2.2 INTEGRAÇÃO CORTICAL DE INFORMAÇÕES SENSORIAIS	11
2.2.3 PLANEJAMENTO MOTOR.....	12
2.2.4 MOVIMENTO VOLUNTÁRIO	14
2.2.5 AJUSTES POSTURAIIS	14
2.2.6 CICLO PERCEPÇÃO-AÇÃO.....	15
2.3 ESTEREOSCOPIA	16
2.3.1 PSICOFISIOLOGIA E ESTEREOSCOPIA.....	16
2.3.2 GERAÇÃO DE IMAGENS ESTEREOSCÓPICAS	18
2.4 ELETROENCEFALOGRAMA (EEG).....	20
2.4.1 HISTÓRIA DA TÉCNICA	20
2.4.2 CONCEITOS FUNDAMENTAIS.....	21
2.5 TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DIGITAIS DE SINAIS	23
2.5.1 MÉDIA COERENTE.....	23
2.5.2 TESTE F-ESPECTRAL	24
2.5.2.1 ÍNDICE DE DESSINCRONIZAÇÃO / SINCRONIZAÇÃO (ERD /	
ERS).....	25
2.5.3 MEDIDAS DE COMPLEXIDADE	26
CAPÍTULO 3 REVISÃO DA LITERATURA	28
CAPÍTULO 4 MÉTODOS	35
4.1 SELEÇÃO DA CASUÍSTICA.....	35
4.2 PROTOCOLO EXPERIMENTAL	36

4.3 CONFIGURAÇÃO EXPERIMENTAL.....	39
4.4 AVALIAÇÃO DA IMERSÃO E PRESENÇA DO SISTEMA DE REALIDADE VIRTUAL ESTEREOSCÓPICA	43
4.5 PROCESSAMENTO DE SINAIS EEG.....	44
4.5.1 ESTIMAÇÃO DO POTENCIAL DE EXPECTATIVA (CNV)	45
4.5.2 ESTIMAÇÃO DA ENTROPIA DO SINAL EEG	46
4.5.3 ESTIMATIVA DO ÍNDICE ERD / ERS	48
4.5.4 PROCESSAMENTO DOS SINAIS DE ACELERÔMETRO	48
CAPÍTULO 5 RESULTADOS	50
5.1 – ESTEREOSCOPIA E PRESENÇA	50
5.2 – TEMPO DA RESPOSTA MOTORA	51
5.3 – POTENCIAL DE EXPECTATIVA – CNV.....	52
5.4 – MEDIDAS DE COMPLEXIDADE – ENTROPIA	53
5.5 – ÍNDICE <i>ERD/ERS</i>	62
CAPÍTULO 6 DISCUSSÃO	66
CAPÍTULO 7 CONCLUSÃO.....	77
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	79
ANEXO I.....	91
ANEXO II	92
ANEXO III.....	93
ANEXO IV	97

NOMENCLATURA

Abreviaturas:

CNV – Variação Contingente negativa

MOV - Início do movimento detectado pelo *onset* do acelerômetro.

ERD/ERS – *Event-Related Desynchronization/Synchronization* (Dessincronização / Sincronização relacionada a evento)

RV – Realidade Virtual

Eam – Entropia amostral

S1 – Estímulo sensorial que indica aviso de preparação

S2 – Estímulo que direciona o indivíduo para uma resposta

PREMOV – trecho de sinal com 0,5 s antes do MOV

PRECHUTE – trecho de sinal com 0,5 compreendido entre -1 e -0,5 s antes de S1.1

Pmov1 / Pmov2 / Pmov3 – trechos de sinais EEG empregados na estratégia de segmentação 1, para a obtenção da entropia amostral.

prechute / durchute / poschute - trechos de sinais EEG empregados na estratégia de segmentação 2, para a obtenção da entropia amostral.

BD – Estímulo visual composto pela bola chutada à direita.

BE – Estímulo visual composto pela bola chutada à esquerda.

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

Em um ambiente dinâmico, o sistema nervoso central (SNC) é demandado constantemente de forma aleatória por meio de diversas fontes externas, recebendo delas estímulos para, a partir de aí, processá-los objetivando uma adequada resposta motora (VELASQUES *et al.*, 2007). O processamento desses estímulos externos e a subsequente resposta motora recebe o nome “integração sensório-motora”, que exerce papel fundamental no desempenho motor. Diversas áreas corticais exercem diferentes papéis na integração sensório-motora (PORTELLA *et al.*, 2007, ROLAND, *et al.*, 1980), e uma grande parte da literatura especializada dedica seus esforços em estudá-los, com aplicações na reabilitação (CAMEIRÃO, *et al.*, 2010) e desempenho esportivo (DEENY *et al.*, 2009), etc.

A resposta motora, especificamente a de pegar um objeto tanto estacionário quanto em movimento (CESQUI, *et al.*, 2012, DESSING, *et al.*, 2005; SARTORI, STRAULINO, & CASTIELLO, 2011, SILVA *et al.*, 2012, VELASQUES *et al.*, 2007) desperta, muitas vezes, interesse nos mecanismos neurofisiológicos envolvidos. A técnica da eletroencefalografia (EEG) possui a capacidade de detectar as áreas do córtex cerebral ativas, assim como seus respectivos níveis de atividade durante a preparação e execução de determinadas tarefas, e isso é possível graças à alta resolução temporal do EEG (LAWTON, *et al.*, 1998, PFURTSCHELLER & LOPES DA SILVA, 1999).

A partir do sinal EEG adquirido, algumas análises já foram propostas objetivando investigar a integração sensório-motora. Por exemplo, o parâmetro assimetria no córtex frontal já foi investigado com o argumento de que esse poderia estar relacionado com o planejamento motor (VELASQUES *et al.*, 2007). As potências absolutas de determinadas bandas de frequência já foram também analisadas, objetivando investigar as respostas corticais durante a integração sensório-motora, dentre elas: alfa (PORTELLA *et al.*, 2006) e teta (MACHADO *et al.*, 2007), que serão explicadas detalhadamente em seções desse texto. Além das potências absolutas, alguns estudos também usaram a análise de coerência espectral na investigação da integração sensório-motora (DEENY *et al.*, 2009; PORTELLA *et al.*, 2007; SILVA *et al.*, 2012), que, de forma aplicada ao EEG, permite inferir sobre a co-ativação entre duas áreas corticais, podendo também ser interpretada como a correlação entre pares de sinais em uma dada banda de frequência.

A presente Tese utiliza em seu protocolo experimental, a ser explicado detalhadamente em seção específica, a tarefa motora de pegar uma bola, que deverá ser realizada em ambiente virtual estereoscópico. O ambiente virtual, em conjunto com os elementos do protocolo experimental, foi desenvolvido com vistas à investigação das respostas corticais e motoras ao estímulo de interceptação de bola que viaja em trajetória desconhecida. Dado o fator expectativa e o desempenho motor exigido associados a essa tarefa, é possível também que observemos um potencial motor, mais especificamente o potencial chamado variação contingente negativa (WALTER *et al.*, 1964). Esse potencial possui duas respostas, uma precoce e uma tardia, que são dependentes de dois estímulos, visuais ou sonoros: S1, que, normalmente, representa um sinal de preparação ou alerta, e S2, que, normalmente, é direcionador da tarefa, o qual possui papel imperativo de realização de tarefas cognitivas ou motoras (GRÜNEWALD, *et al.*, 1979). A resposta precoce ocorre entre 500 ms a 1 s após S1, e a tardia, no intervalo de 500 ms antes de S2. No entanto, de acordo com o protocolo experimental a ser usado na presente tese, acredita-se ter condições de observar esse potencial numa condição diferente da dos seus marcadores temporais. Considerando que a tarefa de pegar a bola, mimetizada em um ambiente de realidade virtual (RV) com projeção estereoscópica, será a tentativa de defender uma clássica cobrança de Pênalti do futebol na visão em primeira pessoa do goleiro, os marcadores temporais seriam o apito do árbitro, o som do chute e a bola viajando em direção ao indivíduo, mas em sentido desconhecido. Isso posto, acredita-se que o estímulo S2, deflagrador da resposta motora, ocorreria em um tempo desconhecido, uma vez que este seria a percepção visual do deslocamento da bola no espaço. Somente após haver a consciência da trajetória (direção e velocidade) da bola, o indivíduo poderia planejar a resposta motora adequada para interceptá-la. A partir dessa tarefa em questão, há dois momentos distintos que serão objetos de estudo dessa tese: um de expectativa e planejamento, e outro de resposta motora. Nesse sentido, considerando que a Variação Contingente Negativa (CNV) é um potencial relacionado à expectativa, extraído a partir do EEG, a partir do paradigma tempo de reação / resposta motora, é possível que, dependendo do trigger usado, a CNV possa ser melhor estimada.

As medidas de atividade cortical oscilatória obtidas pelos sinais EEG têm sido relacionadas tanto ao planejamento quanto à execução dos movimentos voluntários nos domínios do tempo (PFURTSCHELLER & LOPES DA SILVA, 1999) e da frequência (MIRANDA DE SÁ, LAZAREV & INFANTOSI, 2007, INFANTOSI & MIRANDA

DE SÁ 2006), e em diferentes áreas corticais envolvidas na integração sensório-motora (ALEGRE, *et al.*, 2004, DA SILVA & INFANTOSI 2012). Essa atividade cortical é, supostamente, dependente da tarefa, causada principalmente pela demanda muscular, gerada na execução do movimento (PFURTSCHELLER & LOPES DA SILVA, 1999, DA SILVA & INFANTOSI 2012), como por exemplo na resposta motora envolvida na interceptação de uma bola que viaja em trajetória desconhecida, na defesa de um pênalti. É esperado que haja uma diminuição da amplitude das oscilações ocorridas nas bandas alfa (8-13 Hz) e beta (13-30 Hz) nas regiões referidas a regiões motoras no córtex, antes e durante o movimento. Adicionalmente, a banda gama (> 30 Hz) também é relacionada ao planejamento e execução do movimento (PFURTSCHELLER & LOPES DA SILVA, 1999, DA SILVA & INFANTOSI 2012). A tarefa de se interceptar um objeto em movimento tem sido utilizada experimentalmente com o pré-conhecimento da trajetória do objeto, que é também pré-determinada, cabendo ao indivíduo avaliado, decidir apenas o instante de executar o movimento (VELASQUES *et al.*, 2007). Dessa forma, é possível que sejam geradas respostas corticais diferentes, quando o indivíduo desconhece tanto o instante de tempo do início do estímulo, assim como a trajetória adotada pelo objeto a ser interceptado.

O efeito da estimulação visual na resposta cortical evocada tem sido investigado por meio de técnicas aplicadas aos sinais EEG, sincronizados com o início do estímulo (DA-SILVA, CAGY, E INFANTOSI, 2016, DA-SILVA *et al.*, 2014). Por outro lado, a complexidade do sistema de controle pode ser avaliada aplicando-se métodos dinâmicos não lineares, como, por exemplo, a entropia. A partir do conceito de complexidade, então, se refletiria a flexibilidade dos sistemas fisiológicos em se adaptarem às perturbações naturais (PINCUS, 1991). Sendo assim, é possível que o sistema nervoso central apresente respostas eletrofisiológicas complexas, indicando sua capacidade de processamento. Nesse contexto, o processamento cortical com maior complexidade teria também maior valor de entropia que aquele menos complexo. Dessa forma, o uso de medidas de complexidade seriam úteis na identificação de determinadas respostas corticais, principalmente, na transição, por exemplo, da expectativa para a ação, ou até mesmo identificar possíveis aumentos na atividade cortical de regiões que, sabidamente, são responsáveis pelo planejamento motor em determinados momentos específicos.

1.1 OBJETIVO

Desenvolver um protocolo que permita avaliar um movimento voluntário composto pela tarefa de interceptar uma bola que viaja em trajetória desconhecida, em um ambiente de realidade virtual estereoscópica.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar a presença da CNV no sinal EEG, em resposta ao protocolo experimental usado na presente TESE.
- Aplicar métodos de processamento digital de sinais EEG no domínio da frequência (Teste F-espectral e índice ERD/ERS) para detecção de resposta cortical durante a realização da resposta motora em uma defesa de pênalti do futebol, simulada por um ambiente em RV.
- Aplicar um algoritmo que possibilite estimar a entropia amostral em diferentes trechos de sinal EEG objetivando observar a relação entre a complexidade do sinal e mudanças de estado (expectativa e ação).

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 SISTEMA VISUAL

O sistema visual, parte do sistema nervoso central, é aquele que permite detectar, processar e interpretar a informação a partir da luz. O objetivo central dessa habilidade é possibilitar a construção da representação do ambiente (contraste, orientação e cor) que nos cerca (BEAR, CONNORS, & PARADISO, 2007) e permitir a orientação dos movimentos, mais especificamente os da mão (WOLPERT, DIEDRICHSEN, & FLANAGAN, 2011). O processamento visual é composto, de forma geral, por duas etapas: uma que envolve a conversão da informação luminosa em sinais elétricos por meio dos fototransdutores (cones e bastonetes) e a outra, que ocorre posteriormente, envolve a condução dessa informação por vias de transmissão até o córtex cerebral, mais especificamente o córtex visual.

A transformação da informação do ambiente em percepção visual depende de outras estruturas distintas de decodificação, localizadas em centros específicos tanto na via de condução quanto no córtex visual, bem como em outras regiões corticais associativas (córtex parietal e temporal), a fim de se propiciar a compreensão daquilo que se vê. Isso envolve a análise da cena visual em três níveis: baixo, intermediário e alto. No baixo nível, os atributos discriminados são o contraste, orientação, cor e movimento; a discriminação do nível intermediário envolve as características do cenário e superfície, permitindo, assim, a análise do cenário visual a partir da sua forma, além da distinção de profundidade (MACK & KANDEL, 2013). Por último, no alto nível, é realizada a etapa de reconhecimento daquilo que se vê; dessa forma, essa etapa possui uma importante característica cognitiva. Uma vez que a cena e os seus componentes tenham sido analisados, estes podem ser comparados com seus referenciais armazenados previamente na memória, assim como seus significados associados (BEAR, CONNORS, & PARADISO, 2007, MACK & KANDEL, 2013).

2.1.1 ESTRUTURAS DE DECODIFICAÇÃO DOS SINAIS

Os fotorreceptores da retina (cones e bastonetes) transmitem pelo nervo óptico os estímulos gerados pela luz na superfície da retina. O nervo óptico de ambos os olhos, por sua vez, combinam-se a fim de formar o quiasma óptico, onde os axônios nasais da

retina cruzam, projetando-se para hemisférios contralaterais (MACK & KANDEL, 2013). Vale ressaltar que os axônios temporais da retina não realizam esse cruzamento pois possuem projeções para hemisférios ipsilaterais. Após passarem pelo quiasma óptico, os axônios do nervo óptico de ambos os olhos formam os tratos ópticos direito e esquerdo, os quais se projetam para a região dorsal do tálamo, formando, assim, o núcleo geniculado lateral (NGL). Os axônios que emergem do NGL projetam-se, então, paralelamente nos dois hemisférios, para o córtex visual primário ou área V1, correspondente à área estriada 17 de Broadman. Uma vez alcançado o córtex visual primário, a informação é encaminhada para outros sítios específicos do córtex visual a fim de processar suas características, como, por exemplo, contraste, orientação, movimento e etc. Cada uma dessas características da informação visual possui uma via específica: a via magnocelular, a parvocelular e a coniocelular, que são compostas respectivamente pelas projeções dos axônios das células tipo M, tipo P e aquelas que não são nem do tipo M nem do tipo P (nM-nP).

As projeções da via magnocelular, que atingem as camadas 1 e 2 do NGL, atuam na análise do movimento (orientação e direção) e em V1 possuem a capacidade de responder aos estímulos de cada hemicampo visual (direito e esquerdo). As projeções da via parvocelular atingem as camadas 3, 4, 5 e 6 do NGL e possuem seletividade à forma dos objetos. Apesar de a via parvocelular utilizar as células bolhas em seu processamento, essas células também participam do processamento realizado em uma outra via, a coniocelular. A via coniocelular tem origem na retina pelas células cones, que são sensíveis a cor, e projetadas por meio das células nM-nP para o NGL, mais especificamente para o canal bolhas, que é especializado na análise de cor dos objetos. Vale ressaltar, ainda, que o componente profundidade é resultante da integração dos estímulos provindos das duas retinas, sendo fundamental para a representação espacial e a compreensão tridimensional e dinâmica do meio.

2.1.2 ÁREAS DE ASSOCIAÇÃO VISUAL

O processamento cortical da informação visual e a sua interpretação necessitam de uma ação integrativa e associativa. Esse processamento, como visto na seção anterior, começa na retina a partir da detecção da luz e migra para o córtex visual primário ou área estriada V1 (área 17 de Broadman) com as análises da orientação e direção do movimento assim como a da profundidade. Outros sítios do córtex visual são

especializados em diferentes aspectos do processamento da informação visual: córtex visual secundário V2 ou área 18 de Broadman, e as áreas do córtex associativo, as áreas extra-estriadas V3, V4 e V5 ou MT (área 19 de Broadman) (BEAR, CONNORS, & PARADISO, 2007, MACK & KANDEL, 2013). A informação visual é enviada a cada uma dessas áreas, de acordo com a sua característica, a partir de V1 por duas vias distintas, dorsal e ventral (figura 1).

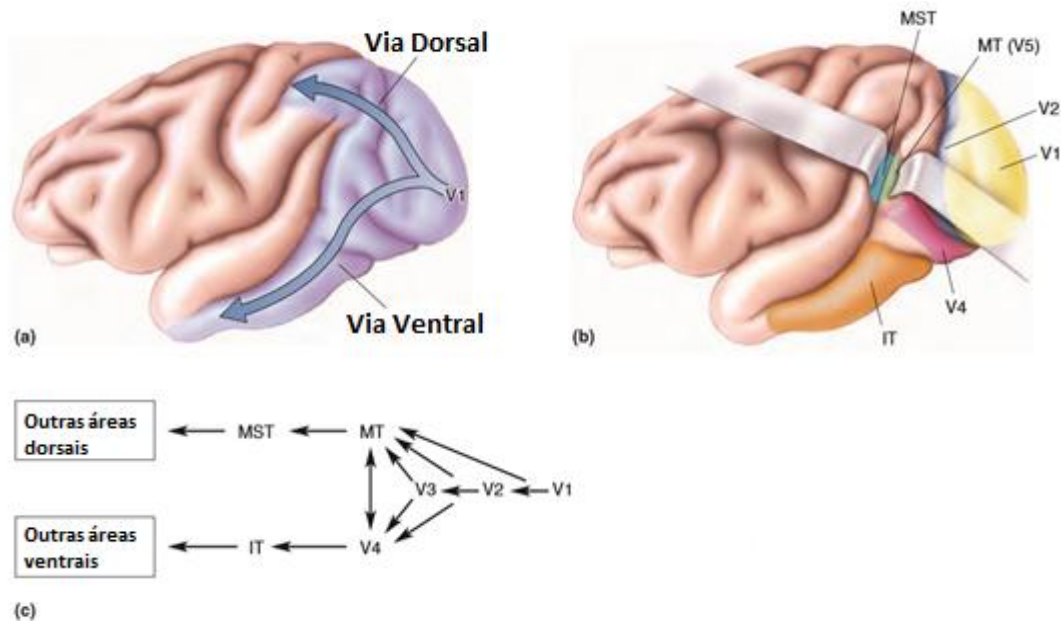


Figura 1. Duas vias distintas de processamento da informação visual A) Projeções das duas vias a partir de V1. B) Indicação do fluxo de informações em cada uma das vias. (Modificado de BEAR, CONNORS, & PARADISO, 2007)

Na via dorsal, a informação visual proveniente de V1 é encaminhada para V2, V3 e, finalmente, V5 ou MT. A área conhecida como V5 ou MT, que recebe esse nome devido à sua localização no lobo temporal médio de alguns primatas, é sensível ao movimento ou, mais especificamente, a direção do movimento graças às suas células sensivelmente especializadas e presentes apenas nessa região (BEAR, CONNORS, & PARADISO, 2007). Adicionalmente, a área MST, localizada no córtex parietal, possui células ainda mais especializadas que as da região MT, pois essas são sensíveis ao movimento linear, radial (seja de aproximação ou de afastamento a um ponto central) e circular (seja sentido horário ou anti-horário) (BEAR, CONNORS, & PARADISO, 2007). Considerando o interesse de estudo da presente tese, essas regiões (MT e MST)

parecem exercer um papel crucial, já que a identificação do movimento do objeto (bola) dá início ao ciclo percepção-ação a fim de interceptá-lo.

De forma paralela à via dorsal, após a informação visual passar pelas regiões V1, V2 e V3, ela segue pela via ventral em direção a V4, localizada no córtex temporal a fim de processar outros atributos da informação visual, como, por exemplo, forma e cor. A informação visual contida em V4 é proveniente das áreas V2 e V3 (Figura 1), mas, após seu processamento em V4, ela é enviada à área IT localizada no córtex posterior (Figura 1), responsável pela percepção e memória visual (BEAR, CONNORS, & PARADISO, 2007, MACK & KANDEL, 2013).

2.2 CONTROLE MOTOR

2.2.1 SISTEMA MOTOR

O sistema motor é composto por todos os músculos e os neurônios responsáveis pelo seu controle (BEAR, CONNORS, & PARADISO, 2007). As principais áreas corticais envolvidas na atividade motora voluntária, ou do córtex motor, são o córtex motor primário (área 4 de Broadman ou M1), área motora suplementar (AMS) (área 6 de Broadman) e área pré-motora (APM) (na área 6 de Broadman). A figura (2) permite uma adequada visualização dessas áreas.

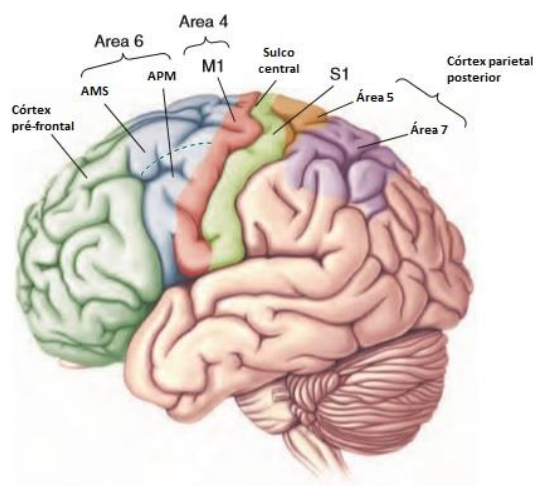


Figura 2: Córtex cerebral subdividido em diversas áreas. As áreas motoras estão indicadas pela área motora suplementar (AMS), área pré-motora (APM) e córtex motor primário (M1) assim como as suas respectivas cores. (Modificado de BEAR, CONNORS, & PARADISO, 2007)

Para que o movimento voluntário aconteça de forma controlada e ordenada (controle motor), o sistema nervoso central realiza interações com o sistema muscular. Esse controle motor pode ser dividido em duas grandes etapas: 1) comando cortical e controle dos comandos motores na medula espinhal e 2) o comando da medula espinhal e a coordenação da contração muscular (BEAR, CONNORS, & PARADISO, 2007).

O córtex cerebral envia informações para a medula por meio de dois tratos descendentes: o ventromedial e o lateral. A via lateral possui como um dos seus principais componentes o trato cortico-espinhal, que é um dos maiores tratos do sistema nervoso central, com aproximadamente 1 milhão de axônios (BEAR, CONNORS, & PARADISO, 2007), onde a maior parte desses axônios origina-se no córtex motor (áreas 4 e 6 de Broadman) e as restantes, nas áreas somatosensitivas do córtex parietal.

Uma parte dos axônios derivados do córtex motor, após passar pelo tálamo e a base do pedúnculo cerebral, forma a pirâmide medular, formando o trato cortico-espinhal anterior, que se projeta ipsilateralmente até a medula espinhal. Outra parte dos axônios projeta-se contralateralmente na medula espinhal formando o trato cortico-espinhal lateral ou trato piramidal. Dessa forma, o córtex motor direito envia comandos para o lado esquerdo do corpo, e o córtex esquerdo envia comandos para o lado direito do corpo. Existem, ainda, outras vias que são componentes menores do trato lateral e que também participam do controle do movimento voluntário: a rubro-espinhal, a tecto-espinhal, a vestibulo-espinhal e a retículo-espinhal. É possível observar na figura (3) um resumo dos principais tratos espinhais descendentes.

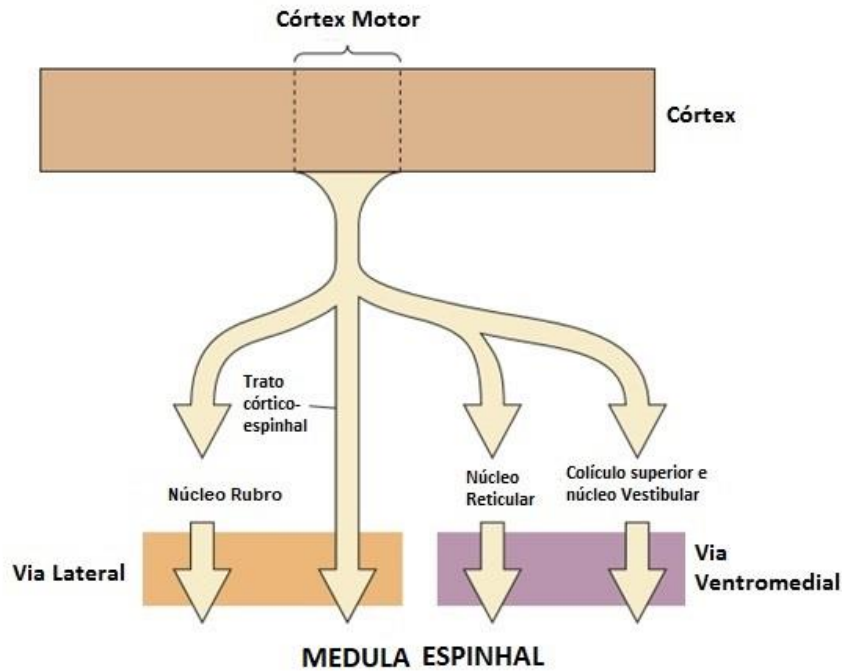


Figura 3: Sumário dos principais tratos espinhais motores. (Modificado de BEAR, CONNORS, & PARADISO, 2007)

Como descrito acima, o córtex motor localiza-se nas áreas equivalentes às áreas 4 (M1) e 6 de Broadman. Adicionalmente, vale ressaltar que essas áreas localizam-se anatomicamente (figura 2) no giro pré-central e em área imediatamente anterior a esta no lobo frontal. A região do giro pré-central já foi somatotopicamente organizada, recebendo o nome de Homúnculo de Peinfeld (Figura 4). Já a área 6 parece ser responsável pelos movimentos voluntários especializados (BEAR, CONNORS, & PARADISO, 2007); entretanto, a área 6 é subdividida em duas outras subáreas, uma disposta lateralmente, chamada de área pré-motora, e outra medialmente, chamada de área motora suplementar.

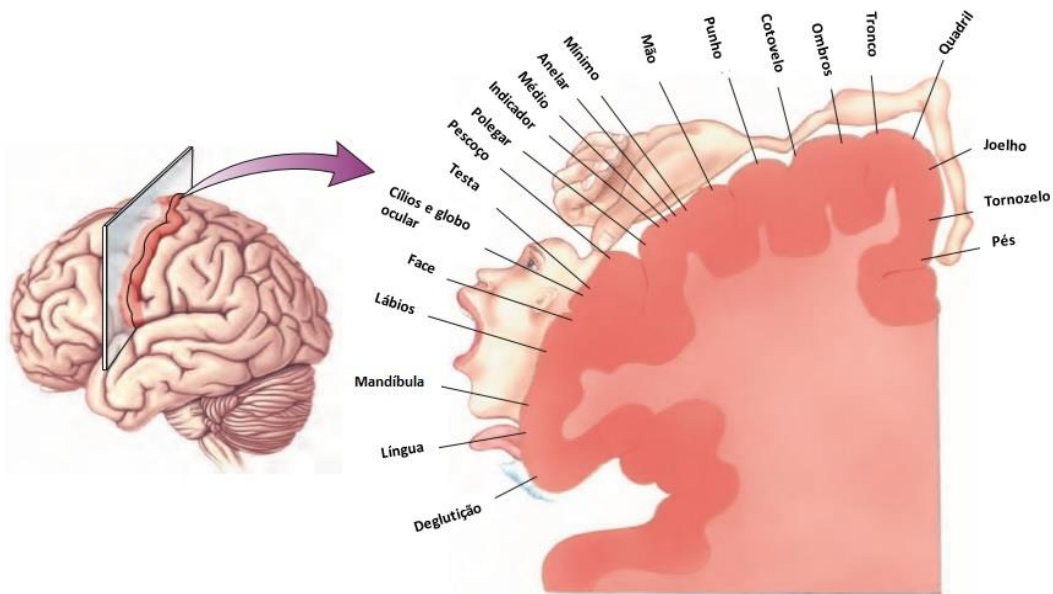


Figura 4: Mapa somatotópico do giro pré-central do córtex cerebral humano. Representa também o córtex da Área 4, também conhecida como córtex motor primário (M1). (Modificado de BEAR, CONNORS, & PARADISO, 2007)

Essas duas áreas parecem realizar funções semelhantes mas em diferentes grupos musculares. Os axônios da área motora suplementar parecem projetar-se em direção aos músculos distais, enquanto que os da área pré-motora projetam-se em direção aos músculos proximais.

2.2.2 INTEGRAÇÃO CORTICAL DE INFORMAÇÕES SENSORIAIS

A tarefa focal do presente trabalho, que é a interceptação de um objeto que se desloca no espaço no sentido de encontro ao interceptador, porém com trajetória desconhecida previamente, possui como principal entrada sensorial as informações visuais do objeto em deslocamento. O sistema visual interage com a área motora suplementar e a área pré-motora a fim de preparar o segmento para o movimento subsequente (MACK & KANDEL, 2013). Na tarefa em questão, uma imagem corporal envolvendo elementos como posição do corpo e cabeça, posição dos segmentos e as suas inter-relações, é gerada a partir das entradas visuais, proprioceptivas e somatosensoriais, e é enviada ao córtex parietal. Há duas áreas importantes do córtex parietal nesse caso, que são as áreas 5 e 7 de Broadman, que compõem o córtex associativo. A área 5 recebe as entradas do córtex somatosensitivo, correspondente às áreas 1,2 e 3. A área 7 de Broadman é equivalente à área V5 ou MT, como visto na seção 2.1.2, sensível ao processamento

visual do movimento. O córtex parietal é extensivamente conectado com o córtex frontal, que, em humanos, contribui para o pensamento abstrato, tomada de decisão e antecipação às ações. Essa conexão entre os córtices parietal e frontal representa o mais alto nível de hierarquia na tomada de decisão, como, por exemplo, na tarefa de acompanhar visualmente a trajetória de uma bola e promover uma resposta motora adequada a fim de interceptá-la (BEAR, CONNORS, & PARADISO, 2007, DESSING *et al.*, 2005).

2.2.3 PLANEJAMENTO MOTOR

O intervalo de tempo compreendido entre o início do estímulo e o início da respectiva resposta motora parece ocorrer com uma latência de 200 ms (WELFORD & BREBNER, 1980). Durante este intervalo de tempo, ocorre uma série de processos que permitem ao cérebro perceber o ambiente, identificar particularmente o objeto de interesse, determinar a ação requerida (resposta motora) e, por fim, gerar o comando motor com vistas a executar a resposta motora. Parte da literatura específica tem questionado se, dentre essas etapas, o planejamento motor deveria integrar o processamento da informação sensorial; nesse caso, a informação visual do objeto em deslocamento e suas características (velocidade, trajetória estimada, provável ponto de interceptação) ou o planejamento motor referir-se-ia ao ponto a partir desse processamento da informação sensorial, quando a resposta motora e suas características (seleção dos músculos efetores, trajetória adequada do segmento para a interceptação e cinemática) estão sendo preparadas (Wolpert & Landy, 2012; Wong, Haith, & Krakauer, 2015). Considerando que, sob essa abordagem, a etapa referente ao processamento da informação visual comporia a tomada de decisão perceptiva e na tentativa de estabelecer um conceito mais específico, tem sido sugerido que o planejamento motor seria parte de um processo entre a tomada de decisão-perceptiva e o seu movimento relacionado (WOLPERT *et al.*, 2011; WOLPERT & LANDY, 2012).

A seção 2.2.2 descreveu as áreas corticais envolvidas no processamento das informações sensoriais que podem ser usadas como deflagradoras de uma resposta motora. A presente seção abordará as áreas corticais envolvidas no planejamento e execução da tarefa motora. Ambos os córtices parietal e frontal possuem projeções convergentes para a área 6, referentes às áreas pré-motora e motora suplementar, ambas contidas no córtex motor. Vale ressaltar que a área motora suplementar exerce

importante papel de planejamento do movimento, determinando, de certa forma, como ele será realizado. Essas áreas corticais mostram-se ativadas quando se imagina a execução do movimento, ainda mesmo que este não seja executado, caracterizando a imagética motora (LACOURSE, *et al.*, 2005; SOLODKIN, *et al.*, 2004). Dessa forma, essa informação contendo o planejamento motor é enviada à área 4, composta pelo córtex motor primário ou M1, objetivando a realização efetiva do movimento. Essas áreas e estruturas, então, estão relacionadas com a intenção de realizar um movimento voluntário e converter essa intenção em ação (BEAR, CONNORS, & PARADISO, 2007).

No caso de realização de movimentos especializados, a seleção e a inicialização dos mesmos parecem ser frutos de um determinado fluxo de informações que seguem um caminho específico: origem no córtex, onde a informação é enviada a sítios específicos dos gânglios da base, para, posteriormente, ser enviado à região dorsal do núcleo ventral lateral (BEAR, CONNORS, & PARADISO, 2007) do tálamo (Figura 5). Essa entrada do VL recebe a nomenclatura específica de VLo, na qual retorna ao córtex como uma das principais fontes de informação da área motora suplementar (área 6).

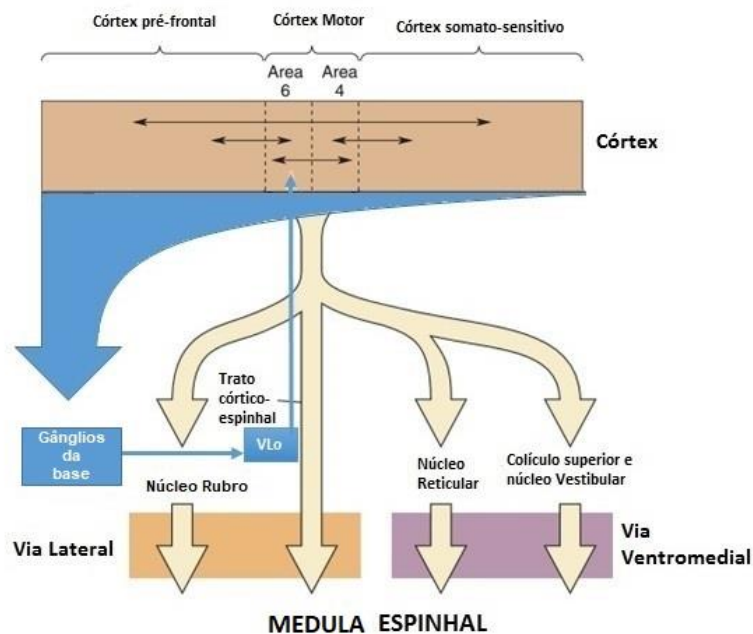


Figura 5: Sumário do *loop* motor do córtex para os gânglios da base no Tálamo e retorno para a área 6. (Modificado de BEAR, CONNORS, & PARADISO, 2007)

2.2.4 MOVIMENTO VOLUNTÁRIO

A área 6 é altamente conectada com a área do córtex motor primário (M1), o que parece contribuir para a diminuição do limiar de sensibilidade em deflagrar o início do movimento, já tendo sido evidenciado por meio de eletroestimulação (BEAR, CONNORS, & PARADISO, 2007, MACK & KANDEL, 2013). Contudo, essa alteração no limiar de sensibilidade parece não ser capaz de evocar movimentos em outras regiões. Além dessa maior sensibilidade, a área 4 parece conter uma densa rede sináptica com interneurônios espinhais além de motoneurônios, o que pode ser fundamental no papel de transmissão da informação entre o córtex e os músculos efetores. Complementarmente, vale ressaltar que outras áreas corticais, além da área 4, contribuem em sinais de entrada para o trato córtico-espinhal e, conseqüentemente, para o movimento.

A organização de entrada e saída de informações do córtex motor primário (M1) se dá por uma via que se origina na camada cortical V, pela qual ele ativa os motoneurônios inferiores. Essa camada cortical V possui uma população de neurônios piramidais que são caracterizados pelo seu grande diâmetro. No córtex motor primário (M1), essa camada V recebe suas entradas primariamente de duas fontes: outras áreas corticais e o tálamo. As principais entradas corticais para a área motora estão nas áreas adjacentes à área 4: são as áreas 6, imediatamente anterior, e as áreas 3, 1 e 2, imediatamente posteriores (Figura 5). A entrada talâmica para o córtex motor primário é oriunda de uma outra sub-área do núcleo ventral lateral, que não a VLo conforme descrito na seção 2.2.3, mas sim a VLc, que traz informações do cerebelo. Adicionalmente, vale ressaltar que as células piramidais da camada V também enviam axônios colaterais para vários outros sítios envolvidos no processamento sensoriomotor, especificamente no tronco cerebral.

2.2.5 AJUSTES POSTURAIS

O controle postural possui dois objetivos básicos fundamentais, que seriam o equilíbrio postural e a orientação (BEAR, CONNORS, & PARADISO, 2007, MACK & KANDEL, 2013). A orientação postural está relacionada com o controle dos segmentos corporais em relação ao ambiente, e o equilíbrio postural, com a relação entre as cargas internas e externas que agem sobre o corpo (BARELA, 2000). Sendo assim, o controle postural ortostático é realizado a partir da identificação da força atuante sobre o corpo e

subsequente geração da resposta necessária para restabelecer o deslocamento do centro de gravidade. A atuação dessas forças no corpo-humano possui um comportamento estocástico no tempo e em duas dimensões, ântero-posterior e látero-lateral (BARELA, 2000). Estas variações poderiam ser devidas, em parte, ao fato de os músculos produzirem forças que também variam estocasticamente no tempo (DE LUCA, *et al*, 1982).

O funcionamento do sistema de controle postural envolve a coordenação entre os sistemas sensoriais visual, vestibular e proprioceptivo, objetivando contribuir no controle dos segmentos corporais. Nesse sentido, a resistência do corpo humano frente a acelerações lineares e/ou angulares depende de uma intrínseca coordenação entre o processamento da informação fornecida pelos sistemas sensoriais e realizada em áreas corticais específicas e a devida resposta motora. Essa integração entre processamento da informação sensorial e resposta motora, quando repetida ou manifestada de forma contínua, é conhecida como ciclo-percepção-ação (BARELA, 2000). Utilizando o controle postural em posição ortostática como exemplo, a informação sensorial influencia a realização das ações motoras relacionadas ao controle postural e, simultaneamente, a realização dessas ações motoras influencia a obtenção da informação sensorial.

2.2.6 CICLO PERCEPÇÃO-AÇÃO

As informações sensoriais obtidas pelos sistemas visual, vestibular e somatosensorial, fornecem ao SNC a posição relativa dos segmentos corporais e sobre as forças internas e externas, podendo dessa maneira atuar nos segmentos corporais. Essa atuação visaria estimar e antecipar as forças, internas e externas, que agem no corpo, para que de forma combinada com a atividade muscular adequada, possa manter a posição corporal (BARELA, 2000). Esse modelo de entendimento de controle da postura, assume uma adequada integração entre os sistemas sensoriais e motores. COSTA *et al* (2014) investigaram o potencial evocado relacionado a movimento eliciado por cenários dinâmicos e a posição corporal, sentado ou em pé, e sua relação com o ciclo percepção ação. Os autores relataram que a posição influencia o ciclo percepção ação, evidenciado pela resposta cortical do potencial evocado relacionado a movimento. Em seu trabalho de revisão, BARELA (2000) explica sucintamente o ciclo percepção ação por meio do seguinte exemplo: a partir de uma condição que se deseja a

manutenção da postura ereta, quando detectada uma oscilação para frente pelos sistemas sensoriais, conseqüentemente ocorre a contração dos músculos dos músculos posteriores para que a oscilação seja revertida. Assim que a oscilação seja revertida, uma nova oscilação inicia-se no sentido oposto, tendo o SNC então recebido um novo fluxo de informações indicando uma nova oscilação. Baseado nessa informação ocorre uma nova contração, e assim, forma-se o ciclo percepção-ação.

2.3 ESTEREOSCOPIA

2.3.1 PSICOFISIOLOGIA E ESTEREOSCOPIA

Pode-se descrever a estereoscopia humana como a análise de duas imagens de uma mesma cena, que são projetadas nos olhos sob pontos de observação ligeiramente diferentes (distância pupilar). Essas imagens são processadas no córtex visual, e, ao longo das etapas envolvidas no processamento da informação visual, o indivíduo obtém as informações quanto a profundidade, distância, posição e tamanho dos objetos, gerando, assim, uma visão tridimensional. A visão estereoscópica pode ser considerada como um fator primário na orientação espacial. Ela desenvolve-se nos primeiros meses de vida de um bebê e, nesse sentido, parece ser uma característica inata da visão. Grande parte das informações que são levadas em conta na percepção de profundidade é considerada secundária pois é aprendida a partir da experiência com os objetos. Dessa forma, poderíamos descrever a estereoscopia humana como a análise de duas imagens da cena que são projetadas nos olhos sob pontos de observação ligeiramente diferentes (distância pupilar), sendo que o cérebro funde as duas imagens no córtex visual, e, ao longo das etapas envolvidas no processamento da informação visual, o indivíduo obtém as informações quanto a profundidade, distância, posição e tamanho dos objetos, gerando, assim, uma visão tridimensional. Nesse sentido, apresenta-se de maneira interessante a utilização de um *setup* experimental, em RV (PORTELLA *et al.* 2006), que simule um estímulo visual que forneça ao participante esse tipo de percepção.

A RV pode ser descrita como sendo um conjunto de tecnologias computadorizadas que, quando combinadas, estabelecem uma relação do indivíduo ou participante com o mundo gerado por computador de tal forma que considere que está realmente num ambiente tridimensional (Monteiro, 2015; Seabra, 2015). Essa sensação é amplamente referida como “presença” (BAUMGARTNER *et al.*, 2008, USOH, *et al.*, 2000) e é descrita na literatura especializada como a experiência subjetiva de estar

inconscientemente com suas ações e cognições conectadas com o ambiente real enquanto, concomitantemente, percebe-se inserido e com possibilidades de ações associadas ao ambiente virtual. Estes ambientes têm sido usados em diversos contextos como recreação, educação (AMORIM, & COSTA, 2006, AMORIM, *et al.*, 2010; FERDIG, *et al.*, 2015), medicina (BADASH, *et al.*, 2016, KHOR *et al.*, 2016, LEWIS & GRIFFIN, 1997) e investigação científica (BAUMGARTNER *et al.*, 2008, KOBER, KURZMANN, & NEUPER, 2012), como uma ferramenta de simulação de aspectos do mundo real. Ainda assim, essa simulação só parece ter sucesso quando consegue evocar daqueles que estão sendo expostos à RV o senso subjetivo de fazer parte do cenário ou a sensação de ‘estar lá’ (BAUMGARTNER *et al.*, 2008, USOH *et al.*, 2000). Ainda assim, parece que o nível de percepção de presença em um ambiente RV seja individual, com alguns indivíduos sendo facilmente imersos enquanto outros levam mais tempo, ou, até mesmo, não conseguem ter qualquer sensação de presença (BAUMGARTNER *et al.*, 2008, WIRTH *et al.*, 2007). Uma estrutura cortical que pode estar envolvida na modulação do processo de experiência de presença seria o córtex pré-frontal, área responsável pela maior parte das chamadas funções executivas, que exercem a regulação do controle inibitório sobre as emoções e o comportamento (KNOCH, *et al.*, 2006, KOEHLIN & HYAFIL, 2007). Crianças parecem ser mais facilmente inseridas em ambientes virtuais, o que decorre de uma maior dificuldade em inibir a sensação de presença devido a uma maturação incompleta do córtex pré-frontal (SOWELL *et al.*, 1999). Além do conceito de presença descrito acima na presente seção, ela também é descrita como uma experiência espacial egocêntrica de ambientes em RV (BAUMGARTNER *et al.*, 2008). Dessa forma, acredita-se ser provável que o córtex parietal exerça também um papel fundamental nesse processo de experiência devido às estruturas corticais envolvidas na geração da visão egocêntrica pela translação das coordenadas retinotópicas para a centralização da cabeça ou até mesmo para as coordenadas de centralização do corpo. Além disso, essas regiões parietais possuem extensas conexões com as estruturas dorsais do córtex pré-frontal; por isso, poder-se-ia especular que as diferenças interindividuais na ativação do córtex parietal e a associação com a experiência de presença poderia ser modulada por estruturas corticais pré-frontais.

2.3.2 GERAÇÃO DE IMAGENS ESTEREOSCÓPICAS

As imagens obtidas em cada olho separadamente possuem diferentes perspectivas, e o processamento de ambas, ao formar uma imagem fundida, gera a visão binocular que nos permite a visualização do mundo em três dimensões. Devido a esse mecanismo, as imagens ou filmes em 3D são normalmente filmados com duas câmeras colocadas lado a lado, onde cada uma simularia um dos hemicampos, e a geração da efetiva imagem em 3D seria feita por meio de um programa de computador.

Na projeção de imagens estereoscópicas, cada uma dessas imagens é transmitida por uma fonte diferente para diferentes projetores, os quais trabalham de maneira sincronizada. Para que essas imagens possam ser processadas e interpretadas como tridimensionais, é necessário que sejam “separadas” para cada olho em um processo que pode ser realizado de diferentes formas, implicando, em algumas delas, a utilização de equipamentos chamados óculos 3D, que podem ser ativos ou passivos.

Atualmente, existem diversas técnicas que possibilitam a geração de imagens estereoscópicas, no entanto a presente tese descreverá apenas algumas delas (AMORIM *et al.*, 2010): (1) o uso de capacetes ou equipamentos montados na cabeça do usuário, (2) projeções em tamanho real em salas montadas com telas de projeção em todas as paredes, podendo incluir o chão e o (YOUNGBLUT, 1998) teto, chamadas de cavernas digitais, (3) a técnica de estéreo ativo obtida por meio do uso de óculos obturadores de luz e (4) a técnica de estéreo passivo, obtida por meio de polarização de luz.

Os equipamentos montados na cabeça (HMD – *head-mounted devices*) do usuário são dispositivos que dispõem de uma tela usada na cabeça em frente de um ou de cada olho, sendo assim um sistema monocular ou binocular respectivamente. Os HMD's, geralmente são usados para transmitir imagens do mundo real, imagens geradas por computador (o que caracterizaria a realidade virtual) ou ainda uma combinação de ambos. As chamadas cavernas digitais ativas permitem a interação de vários usuários, no entanto, além das telas e dos projetores, cada usuário precisa usar óculos ativos para obter o efeito estereoscópico. Os óculos estéreos ativos consistem em dois obturadores compostos de cristal líquido (LCD), que funcionem em uma frequência entre 120 e 150 Hz de forma alternada. No Brasil, a primeira caverna digital foi construída na Universidade de São Paulo (SANTOS, *et al.*, 2001). Apesar de este método ser altamente imersivo, possui um custo elevadíssimo, limitando, assim, sua implementação na maioria das instituições (AMORIM *et al.*, 2010; CLIBURN, 2004).

Um das técnicas de tecnologia passiva chama-se anaglifia para estéreo passivo (AMORIM *et al.*, 2010). Anáglifos são cenas obtidas por dupla imagem, cada uma de um ponto diferente, impressa, em duas cores contrastantes que produzem a ilusão de profundidade mediante o uso de óculos plásticos simples com lentes com filtros de cores diferentes para cada olho, vermelho e azul. Esse sistema utiliza apenas um projetor e as imagens podem ser sobrepostas por meio de software livre (AMORIM *et al.*, 2010). Apesar do baixíssimo custo de implementação, os resultados de geração da imagem final parecem não criar efetivamente um nível de realidade aumentada (AMORIM *et al.*, 2010).

Na presente tese, a técnica usada foi o estéreo passivo com polarização de luz. Neste, utilizam-se dois projetores comuns para projetar uma imagem diferente para cada olho. Para isso, filtros polarizadores de luz com orientações ortogonais são fixados sobre a lente de cada projetor. Assim, cada usuário deve usar óculos com as lentes polarizadas de forma correspondente, permitindo, assim, que cada olho enxergue somente a imagem correta. Nas etapas que envolvem o processamento da informação visual, o córtex visual integra essas duas imagens gerando informações quanto à profundidade e à distância entre elementos contidos no cenário visual, permitindo, assim, uma visão tridimensional. A tela de projeção deve ser aluminizada (também chamada de metalizada), necessária para preservar a polarização da luz ao refletirem as imagens, pois as telas normais possuem reflexão difusa, despolarizando as imagens. Nos sistemas de polarização linear, como o empregado no presente trabalho, o espectador deve ficar posicionado de forma perpendicular e centralizado em relação à tela de projeção e de maneira “praticamente” estática, a fim de se obter a visualização das imagens 3D.

Uma etapa crucial na implementação do sistema 3D por meio polarização de luz é o ajuste dos projetores. É importante que ambos sejam da mesma marca e modelo para que não haja diferenças tanto na intensidade como nas cores, pois, do contrário, poderá causar estresse nos olhos dos usuários além de outros possíveis efeitos colaterais como enjoo, dor de cabeça e até desmaios (AMORIM *et al.*, 2010).

A técnica de polarização de luz possui uma excelente razão custo benefício (AMORIM *et al.*, 2006; AMORIM *et al.*, 2010; CLIBURN, 2004), no entanto, apesar de estes autores mencionarem que o método apresenta bons resultados, não foi disponibilizada qualquer métrica sobre isso. Dessa forma, algumas medidas de utilidade do uso de RV são necessárias devido à necessidade de que este consiga mimetizar de

maneira adequada uma condição da vida real (SANCHEZ-VIVES & SLATER, 2005). Uma abordagem que talvez permita a inferência da efetividade de um sistema de RV seria a verificação da percepção de presença pelos usuários do sistema de RV. Considerando que sistemas de RV possuem um objetivo primário de servir como um tipo de ferramenta para simular eventos do mundo real, a validade de um sistema RV estaria associada com a percepção de presença obtida pelo usuário (KOBBER *et al.*, 2012). Os autores acreditam que quanto maior o nível de presença, maior seria a chance de os usuários do sistema de RV terem as mesmas percepções, ou bastante similares, às aquelas que teriam numa situação semelhante no mundo real.

2.4 ELETROENCEFALOGRAMA (EEG)

2.4.1 HISTÓRIA DA TÉCNICA

As raízes do eletroencefalograma (EEG) são oriundas nos trabalhos feitos pelo fisiologista inglês Richard Caton em 1875, registrando a atividade elétrica no escalpo de coelhos e cães (BEAR, CONNORS, & PARADISO, 2007), tendo sido o primeiro a descrever a medida pela primeira vez em humanos nesse mesmo ano (SANEI & CHAMBERS, 2007). Há também registros posteriores da atividade elétrica cerebral em humanos pelo psiquiatra austríaco Hans Berger em 1929, registrando diferenças no sinal EEG entre indivíduos com estado de vigília ou sono (BEAR, CONNORS, & PARADISO, 2007). O termo eletroencefalograma é composto pelos conceitos eletro, referindo-se ao registro da atividade elétrica do cérebro, encéfalo, referindo-se aos sinais emitidos oriundos da cabeça, grama (ou grafia) que significa desenhar ou escrever.

O EEG representa uma combinação de potenciais, representados pelas excitações sinápticas de inúmeros neurônios no córtex cerebral e registrados por múltiplos eletrodos na superfície do escalpo (BEAR, CONNORS, & PARADISO, 2007, Kandel, 2013 MACK & KANDEL, 2013, SANEI & CHAMBERS, 2007). Dessa forma, como o sinal EEG reflete predominantemente a atividade dos neurônios corticais localizados próximo a um dado eletrodo, a atividade de estruturas mais profundas como hipocampo, tálamo, tronco cerebral e até mesmo o cerebelo não contribuem diretamente para o EEG de superfície. Considerando, então, que a atividade elétrica origina-se nos neurônios localizados no tecido cortical, onde o registro das ondas depende da orientação e distância entre a fonte geradora do sinal e o eletrodo previamente colocado

no escalpo, ainda que esta relação seja adequada, o sinal EEG é atenuado pelas camadas intervenientes formadas por tecidos e osso, fazendo com que o sinal EEG medido em microvolts (μV) seja menor que a variação de tensão em um único neurônio, na ordem de milivolts (MACK & KANDEL, 2013).

2.4.2 CONCEITOS FUNDAMENTAIS

O registro temporal do sinal EEG é caracterizado por atividades em diferentes bandas de frequências (delta: 0,1 – 4 Hz, teta: 4 – 8 Hz, alfa: 8 – 12 Hz, beta 12 – 30 Hz, gama: acima de 30 Hz) e amplitudes que variam com estados comportamentais, como níveis de atenção, sono e vigília, bem como condições patológicas. A figura 6 ilustra os principais ritmos EEG. Dentre as bandas citadas, a banda alfa apresenta-se mais proeminente na parte posterior do córtex, mais especificamente no córtex occipital (SANEI & CHAMBERS, 2007), no entanto pode ser detectada em todas as outras regiões corticais. O registro da onda alfa parece ser melhor visualizado quando o avaliado se encontra de olhos fechados, e em condição de relaxamento físico e baixa atividade mental. A sua amplitude é variada mas parece manifestar-se abaixo de 50 μV em adultos (NIEDERMEYER & LOPES DA SILVA, 2005). Já a onda beta parece ser melhor registrada com o avaliado em estado de vigília, pois ela está associada com processos de atenção, foco no mundo exterior ou na solução de problemas concretos (SANEI & CHAMBERS, 2007). A sua amplitude possui, normalmente, amplitudes menores que 30 μV . Ela parece também ser encontrada essencialmente nas regiões centrais e frontais onde, parece estar relacionada com a onda *mu*, a qual pode ser bloqueada pela atividade motora ou estimulação tátil (NIEDERMEYER & LOPES DA SILVA, 2005).

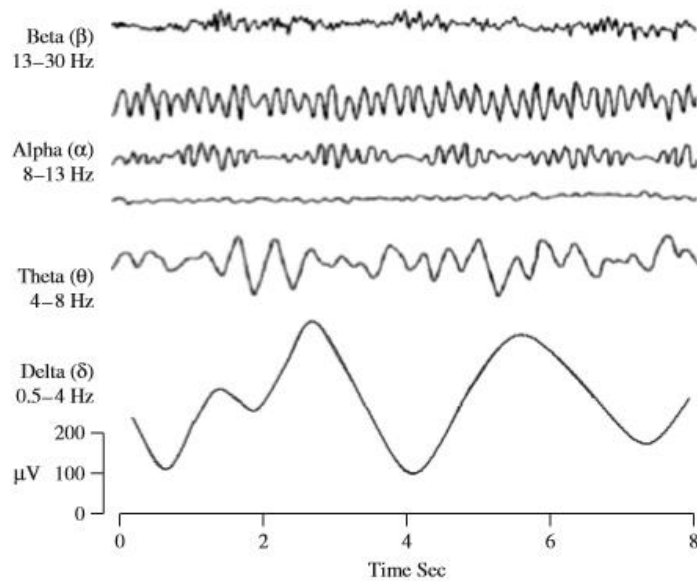


Figura 6. Ilustração dos principais ritmos cerebrais. (Modificado de SANEI & CHAMBERS, 2007).

A colocação dos eletrodos, usualmente, segue o sistema internacional 10-20, proposto pela *International Federation of Societies for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, o qual divide o escalpo em proporções de 10 a 20% do comprimento das distâncias entre os pontos anatômicos de referência, como a glabella (*nasion*), *vertex* e a protuberância occipital (*inion*) (JASPER, 1958). Na figura 7, é possível visualizar a representação da posição dos eletrodos. A nomenclatura dada aos pontos onde se localizam os eletrodos está relacionada com a região cortical na qual estão localizados: frontopolar (Fp), frontal (F), temporal (T), central (C), parietal (P) e occipital (O) e auricular (A). Os números identificam os hemisférios direito (pares) e o esquerdo (ímpares), enquanto os eletrodos sobre a linha média são identificados pela letra “Z”.

Os eletrodos a serem utilizados na aquisição do sinal EEG são fixados no escalpo por meio de gel ou pasta eletrolítica e, normalmente, são do tipo prata – cloreto de prata (Ag/AgCl) em formato de disco. O ambiente onde o exame for realizado deve ser silencioso e adequadamente iluminado de forma a permitir com que os avaliados mantenham-se calmos e confortavelmente acomodados. Todos esses procedimentos objetivam a aquisição de sinais EEG com: (1) um baixo nível de artefatos causados tanto por fontes eletromagnéticas quanto de movimento; (2) uma boa razão sinal/ruído.

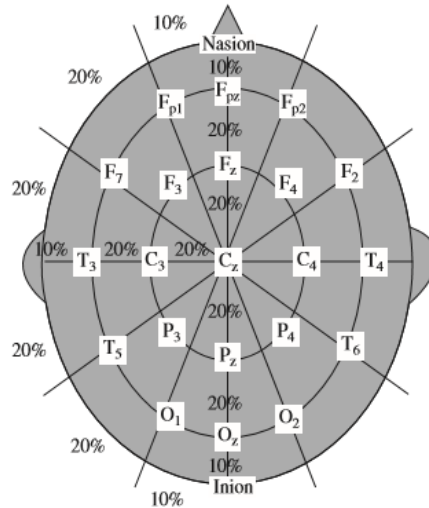


Figura 7 – Representação da posição dos eletrodos sob o escalpo no sistema internacional 10-20.

2.5 TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DIGITAIS DE SINAIS

2.5.1 MÉDIA COERENTE

Segundo o modelo linear apresentado abaixo (figura 8) (DA SILVA, 2014), o sinal coletado $y[k]$ é composto pelo ruído $r[k]$ representado pelo EEG espontâneo (EEGe), que é aleatório de média zero, e a resposta ao estímulo $s[k]$, que é determinística. Dessa forma, então, a média coerente pode ser calculada a partir da equação 1:

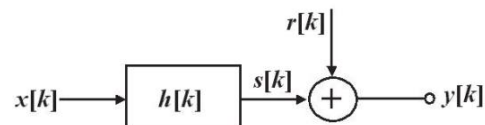


Figura 8 - Modelo linear aditivo para geração de potenciais evocados: $x[k]$ é o sinal de estimulação, $h[k]$ é a função de transferência representada pelo córtex cerebral, $s[k]$ é a resposta ao estímulo, $r[k]$ é o EEG espontâneo e $y[k]$ é o sinal medido.

Equação 1

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

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 (por suposição, igual a $s[k]$ em todas as

épocas), $r_i[k]$ seria o ruído de fundo composto pelo EEGe e M o número de épocas. Considerando então que o EEGe ($r[k]$) segue uma distribuição de probabilidade de média zero, e que a resposta ao estímulo $s[k]$ é um padrão determinístico não variável ao longo das épocas então:

$$E\{y[k]\} = E\{s[k] + r[k]\} = E\{s[k]\} + E\{r[k]\} = s[k] \quad \text{Equação 2}$$

Vale ressaltar também que, se $r[k]$ é estacionário e descorrelacionado entre as épocas, a variância da média coerente (equação 3) será apenas função do ruído.

$$\text{var}\{\hat{s}[k]\} = E \left[\left(\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M y_i[k] \right)^2 \right] = \frac{1}{M^2} \sum_{i=1}^M \text{var}[y_i[k]] = \frac{1}{M} \text{var}[r[k]] = \frac{\sigma^2}{M} \quad \text{Equação 3}$$

A razão sinal/ruído na promediação aumenta à medida que $M \rightarrow \infty$, resultando, então, que

$$E\{\hat{s}[k]\} = E\{y[k]\} = s[k]. \quad \text{Equação 4}$$

2.5.2 TESTE F-ESPECTRAL

Para um dado sinal EEG, assumido como um processo estocástico com média zero, $x[n]$, a densidade espectral de potência (PSD) pode ser obtida pela média dos periodogramas baseados na Transformada Discreta de Fourier (DFT) para esse sinal (MIRANDA DE SÁ, LAZAREV, INFANTOSI, 2007). O estimador Teste F-espectral, que compara a PSD de dois desses sinais, $x[n]$ e $y[n]$, pode ser definido baseado como:

$$TFE = \hat{\phi}_{yx}(f) = \frac{\sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2}{\sum_{i=1}^M |X_{i(f)}|^2}, \quad \text{Equação 5}$$

onde $X_i(f)$ e $Y_i(f)$, são, respectivamente, a Transformada de Fourier da m -ésima época dos sinais obtidos no protocolo experimental, segmentados em M trechos para realização da estimação espectral, e f é a frequência. Dessa forma, o TFE segue uma distribuição F central com $2M_y$, $2M_x$ graus de liberdade:

$$\hat{\phi}_{yx}(f) \sim F_{2My, 2Mx}$$

Equação 6

Dessa forma, para a hipótese nula (H_0) de igualdade entre as PSDs (ausência de resposta), nas duas condições em uma dada frequência f , o valor crítico do teste pode ser obtido:

$$\hat{\phi}_{yx}(f)_{\text{critico}} \sim F_{2M, 2M, \alpha}$$

Equação 7

onde α é o nível de significância do teste. Entretanto, como não há garantia de que a potência do numerador da equação (5) seja sempre maior que o denominador, a hipótese nula de ausência de resposta deve ser testada com base em teste bi-caudal (Silva, 2010). Então, H_0 só poderá ser rejeitada se $TFE(f) < f_{\text{CRÍTICO INF}}$ ou $TFE(f) > f_{\text{CRÍTICO SUP}}$, respectivamente os valores críticos dos limites inferior e superior. No entanto, se o teste de hipóteses for realizado em uma dada banda de frequências com n harmônicos (ou múltiplos da frequência de estimulação), é necessário aplicar a correção de Bonferroni à equação (7), dividindo-se o valor de α pelo número de harmônicos n estabelecendo-se assim novos valores de $f_{\text{CRÍTICO}}$.

2.5.2.1 ÍNDICE DE DESSINCRONIZAÇÃO / SINCRONIZAÇÃO (ERD / ERS)

O índice de sincronização (ERS) e dessincronização (ERD) relacionado a evento objetiva investigar as mudanças na atividade do EEG que são sincronizadas no tempo, mas não na fase, com um evento cognitivo ou sensorial e pode ser estimado por meio de análises no domínio da frequência (MIRANDA DE SÁ, LAZAREV, INFANTOSI, 2007, TZAGARAKIS, *et al.* 2010). A estimativa do índice ERD/ERS por meio do método clássico de análise das bandas de potência requer respostas evocadas sincronizadas em fase, para estímulos não sincronizados em fase nas diferentes bandas de frequência (KALCHER & PFURTSCHELLER 1995). KALCHER E PFURTSCHELLER (1995) propuseram o método de variância interestímulos com vistas a obter o índice ERD/ERS que é independente dos estímulos sincronizadas em fase. Sendo assim, um método alternativo, o qual permite que um critério estatístico seja usado, foi aplicado (MIRANDA DE SÁ, LAZAREV, INFANTOSI, 2007). Esse

método, baseado no teste TFE, é mais seletivo em avaliar as alterações espectrais que podem ocorrer sincronizadas no tempo mas não em frequência a uma estimulação externa. Adicionalmente, vale ressaltar que o TFE é uma técnica estatística que avalia se duas amostras espectrais pertencem a uma população com o mesmo espectro teórico de potência.

O índice ERD foi obtido a partir do Teste F-espectral como descrito por MIRANDA DE SÁ (2007), como abaixo:

$$ERD/ERS = \frac{\sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2}{\sum_{i=1}^M |X_{i(f)}|^2} - 1 = \hat{\phi}_{yx}(f) - 1 \quad \text{Equação 8}$$

Sendo assim, um valor negativo na equação (8) indica redução de potência durante a estimulação e, portanto, dessincronização e, caso a equação (8) obtenha valor positivo, indica sincronização.

Os valores críticos assim como os intervalos de confiança foram obtidos com base na equação (7). Sendo assim, o valor de 0,05 foi adotado para α na distribuição amostral obtida pela equação (8) e os valores críticos para o índice ERD foram calculados a partir de

$$ERD/ERS_{\text{critico}} = \hat{\phi}_{yx}(f)_{\text{critico}} - 1 \quad \text{Equação 9}$$

2.5.3 MEDIDAS DE COMPLEXIDADE

O termo entropia refere-se a uma medida largamente usada no campo da termodinâmica a fim de descrever a distribuição de probabilidade das moléculas num sistema fluido. Não obstante, este mesmo termo é também empregado em Teoria da Informação, chamada entropia da informação (SHANNON, 1948) como uma medida de complexidade ou regularidade de um sistema ou processo gerador de informação, no qual sistemas com comportamento mais regulares ou menos complexos seriam menos entrópicos e vice-versa (SINGH, 2013). Baseada na teoria da informação, a entropia é uma medida de conteúdo ou novidade trazida por uma mensagem (ou evento), refletindo assim, o nível de incerteza de uma série de dados ou série temporal. Claude

Shannon definiu entropia como a probabilidade (p_k) de cada possível evento multiplicado pelo logaritmo do inverso da probabilidade de cada evento:

$$\left(\log \left(\frac{1}{p_k} \right) \right) \text{ (SHANNON, 1948)}$$

Equação 10

$$H = \sum_{i=1}^N p_k \log \left(\frac{1}{p_k} \right)$$

Dessa forma, considerando a natureza estocástica dos processos biológicos, são necessárias técnicas que estimem tais probabilidades. Algumas técnicas têm sido relatadas na literatura especializada, entre elas a entropia amostral (E_{am}) (RICHMAN & MOORMAN, 2000). Desenvolvida por RICHMAN E MORMAN (2000), a E_{am} é uma adaptação da técnica de entropia aproximada (PINCUS, 1991) e traz como vantagem a menor dependência do tamanho da série de dados e relativa consistência quanto aos possíveis valores atribuídos aos parâmetros de entrada (m, r, N). Dado um sinal $x[n]$ com N amostras, o parâmetro m é denominado “dimensão embutida”. Assim, definem-se os $N-m$ vetores de comprimento m : $X_m[i] = \{x_i, x_{i+1}, x_{i+2}, \dots, x_{i+m-1}\}$, para $i = 0, 1, \dots, N-m-1$. Definindo-se $D(X_m[i], X_m[j])$ como uma medida de distância entre sequências distintas ($i \neq j$) (a distância Euclidiana será empregada neste trabalho) e r como critério de similaridade, o valor da Entropia amostral é dado pela seguinte equação:

Equação 11

$$E_{am}(m, r, N) = -\ln \left(\frac{A^m(r)}{B^m(r)} \right)$$

onde $A^m(r)$ é o número de pares de vetores X_{m+1} tais que $D(X_{m+1}[i], X_{m+1}[j]) < r$ e $B^m(r)$ é o número de pares de vetores X_m tais que $D(X_m[i], X_m[j]) < r$.

CAPÍTULO 3

REVISÃO DA LITERATURA

Diversos processos de aprendizagem estão associados à habilidade individual em alcançar e pegar um objeto de interesse (PORTELLA *et al.*, 2007; UNGERLEIDER, *et al.*, 2002). Dessa maneira, considerando a capacidade cortical de realizar um contínuo processamento do ambiente e da maneira de ele se relacionar com o indivíduo (VELASQUES *et al.*, 2007), essa habilidade dependeria de uma adequada integração sensório-motora, a qual envolveria o processamento e interpretação de informações sensoriais que teriam um papel fundamental no planejamento do ato motor. Algumas áreas corticais estão sabidamente envolvidas nessa integração, sendo assim responsáveis pela integração entre estímulos sensoriais e centros motores (PORTELLA *et al.*, 2007; ROLAND *et al.*, 1980). Nesse contexto, a área pré-frontal, compreende a região anterior não-motora e recebe projeções vindas de todas as áreas associativas do córtex cerebral (MACK & KANDEL, 2013).

Parte da literatura especializada interessa-se pela interceptação de objetos que estejam em movimento, principalmente no que diz respeito aos mecanismos neurofisiológicos envolvidos (CESQUI *et al.*, 2012; DESSING *et al.*, 2005; SARTORI *et al.*, 2011; SILVA *et al.*, 2012; VELASQUES *et al.*, 2007). De maneira mais aplicada ao presente estudo, a tarefa de interceptar uma bola em movimento é um exemplo que envolve essa relação visuo-motora entre a percepção espacial do objeto que viaja em direção ao interceptador e a resposta motora necessária (SCHMIDT & LEE, 2014). De forma adicional, uma outra área de literatura associada a esse campo interessa-se no controle neural, visto de forma integrada, dessa demanda em questão.

Diversos trabalhos já foram realizados a fim de investigar as respostas corticais envolvidas durante a integração sensório-motora na realização de uma tarefa de pegar uma bola em queda livre. Uma série de técnicas já foi utilizada, no entanto será dada maior atenção àquelas voltadas ao uso da eletroencefalografia. Algumas técnicas são bastante utilizadas; entre elas, estão as análises de potência absoluta de diferentes bandas de frequência (PORTELLA, *et al.* 2006, MACHADO, *et al.* 2007), assimetria cortical (VELASQUES, *et al.* 2007), índice de sincronização e dessincronização relacionado a evento (DA SILVA, *et al.* 2010, DA SILVA, 2012). Alguns desses estudos focaram na fase do planejamento motor, onde, por exemplo, VELASQUES, *et*

al. (2007) investigaram a assimetria no córtex frontal com o argumento de que essa poderia estar relacionada com o planejamento motor e encontraram efeito principal para tempo e região. Mais especificamente, foi encontrada queda na assimetria na região do córtex frontal, que lida diretamente com planejamento e seleção da resposta, no momento em que os sujeitos esperavam a queda da bola, e vale ressaltar que também foi encontrada diferença entre os hemisférios para a mesma região, mostrando que o hemisfério esquerdo parece engajar-se diferentemente em relação às outras regiões quando o SNC necessita preparar-se para uma ação motora. Os autores relatam também um aumento da assimetria na região parieto-occipital no hemisfério direito, a qual estaria envolvida com processos de atenção, implicando, assim, uma participação dessa área em estratégias cognitivas para uma tarefa em particular. Esses autores também utilizaram a análise de assimetria cortical em outro estudo (VELASQUES *et al.*, 2007) tentando investigar a integração sensório-motora durante tarefa semelhante ao do estudo anterior. No entanto, nesse estudo, os autores investigaram algumas bandas de frequência com o argumento, por exemplo, de que medidas de assimetria da banda beta, pré e pós uma tarefa na qual se observariam mecanismos de integração sensório-motora permitiriam verificar possíveis diferenças na ativação em diferentes regiões corticais entre os dois hemisférios por meio da comparação absoluta das amplitudes entre eletrodos homólogos. Os autores relatam que, como principal resultado tanto nas regiões Central e Parietal, a assimetria de Beta diminuiu tanto para os fatores tempo (pré-pós) quanto para o local (eletrodo).

Uma medida que permite investigar a resposta cortical a um dado estímulo são os potenciais relacionados a evento (PRE), que são alterações no traçado do EEG de fundo gerados por estruturas corticais em resposta a eventos específicos ou estímulos (SUR & SINHA, 2009). Dentre uma série de potenciais já descritos na literatura (KORNHUBER & DEECKE, 2016, SUR & SINHA, 2009), podemos destacar aqueles principais potenciais relacionados a resposta motora, o potencial *Bereitschafts* (BP) e a variação contingente negativa (CNV). O BP, chamado também de potencial pré-motor ou “*readiness potential*” (HAMANO *et al.*, 1997; KORNHUBER & DEECKE, 2016) é uma medida da atividade do comando motor, sendo uma manifestação da contribuição cortical do planejamento motor do movimento voluntário (KORNHUBER & DEECKE, 2016). Ele pode iniciar-se cerca de 2 s antes da execução do movimento voluntário (Figura 9).

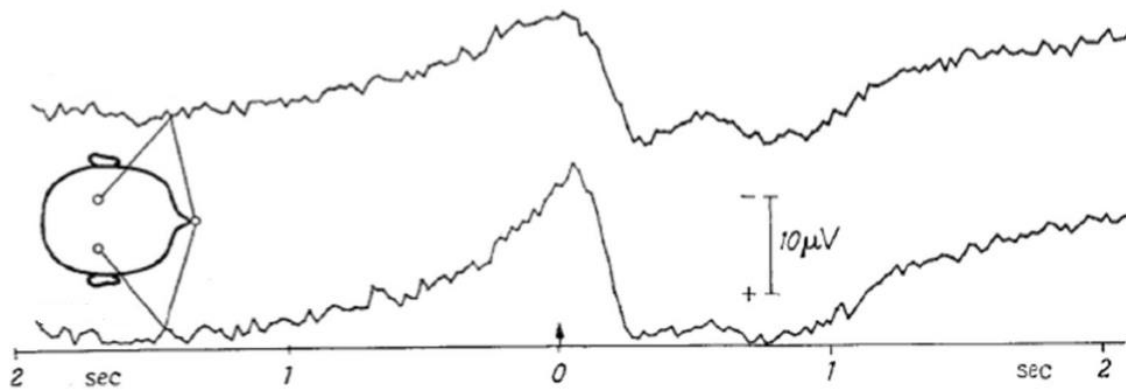


Figura 9: Morfologia do *Bereitschaftspotential* (BP) em resposta a um movimento voluntário realizado com a mão esquerda. A seta localizada em t_0 é indicadora do início do movimento e a amplitude do potencial à medida que se aproxima da deflagração do movimento e maior no hemisfério direito, contralateral ao movimento. Adaptado de (KORNHUBER & DEECKE, 2016).

A morfologia do potencial pré-motor é caracterizada por apresentar dois componentes, o inicial e tardio: o primeiro tem sido associado aos ajustes posturais de preparação do movimento na área motora suplementar (AMS), e o componente tardio, com maior inclinação, tem sido associado também à atividade cortical da área motora (M1). No entanto, dados prévios (HAMANO *et al.*, 1997) relatam não terem encontrado a ocorrência de BP's em múltiplos estímulos nos eletrodos localizados nas áreas temporais ou occipitais. Adicionalmente, vale ressaltar que a magnitude do padrão BP parece refletir os aspectos da execução motora assim como a complexidade da tarefa (KUKLETA, TURAK, & LOUVEL, 2012).

Outro indicador do planejamento motor é a Variação Contingente Negativa (CNV), descrita pela primeira vez por WALTER *et al* (1964). Os pesquisadores realizaram um protocolo experimental (Figura 10) no qual estímulos únicos (clique auditivo) deflagravam um pico de baixa latência seguido por um vale também de baixa latência. Foi demonstrado também que, quando os indivíduos recebiam estímulos intermitentes (*flashes*), era percebido o mesmo padrão de resposta; no entanto, à medida que os estímulos eram realizados repetitivamente, os potenciais se tornavam indistinguíveis ao ruído. Entretanto, quando os pesquisadores aplicaram um outro tipo de estímulo, um clique único seguido por *flashes* repetitivos que eram interrompidos pelo pressionamento de um botão, era encontrado um grande vale, que era a variação contingente negativa.

Fica claro, então, que a ocorrência de um ou outro potencial (BP ou CNV) está associada ao tipo de tarefa a ser realizada (STADLER, *et al.*, 2006). No caso do BP, o movimento é realizado de maneira voluntária, dispondo o indivíduo de livre arbítrio para iniciar o movimento. Já nas tarefas em que ocorre a CNV, existem dois estímulos sucessivos; o primeiro (S1), que indica um aviso de preparação / alerta (que pode ser visual ou auditivo), e o segundo (S2), que, normalmente, direciona o indivíduo para uma resposta, representa a imperatividade de realização da tarefa. Dessa forma, então, há dois momentos a serem objetos de interesse nesse modelo de tarefa: 1) o tempo compreendido entre os estímulos S1 e S2, chamado de *foreperiod* e o tempo compreendido entre S2 e a resposta motora, sendo chamado de tempo de reação.

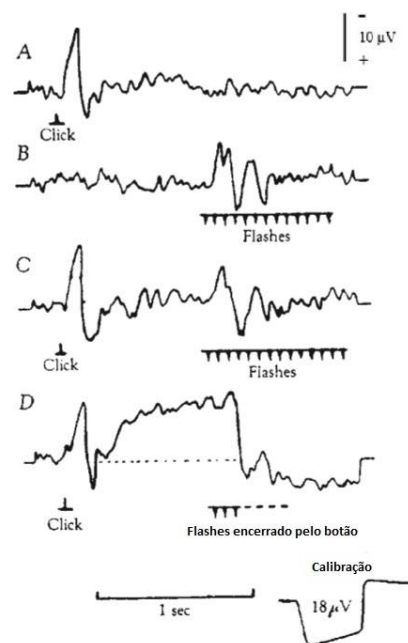


Figura 10: A – resposta a um clique; B – resposta a estímulo luminoso (*flash*); C – resposta a cliques seguido de *flashes*; D – Resposta de um clique seguido de *flashes* que eram interrompidos pelo avaliado ao pressionar um botão conforme instrução. A CNV aparece seguida do comando condicional e submerge em um componente negativo que precedia o comando imperativo. Nesta figura (adaptada de WALTER, *et al.*, 1964), a linha de base apresenta-se sob a forma de polo negativo invertido, como era apresentado remotamente na literatura.

O CNV, normalmente, é subdividido em dois componentes, o precoce e o tardio (HAMANO *et al.*, 1997, TRAVIS, *et al.*, 2002). O componente precoce, normalmente, ocorre entre 500 ms e 1 s após S1 e é gerado em regiões de planejamento motor como a

AMS, e parece refletir uma resposta automática do SNC a um processo orientado. Já o componente tardio ocorre cerca 500 ms antes de S2 e parece estar associado à atividade de áreas centrais do escalpo, mais especificamente M1 (MAEDA & FUJIWARA, 2007), podendo, assim, ser considerado um indicador direto da mobilização de estruturas para a execução de tarefas motoras, cognitivas ou de atenção (TRAVIS *et al.*, 2002). No entanto, alguns dados apontam para uma melhor ocorrência da CNV em tarefas motoras que mentais (BAREŠ, NESTRAŠIL, & REKTOR, 2007). A simulação mental de gestos ou tarefas motoras por meio de imagética motora, muitas vezes, utiliza a análise da CNV objetivando investigar a ativação de regiões associadas ao planejamento e execução do movimento. Dados prévios que objetivaram investigar se o conhecimento prévio da tarefa imaginada influenciaria na resposta da CNV não encontraram diferenças entre atletas e não atletas de voleibol durante a imaginação de um movimento de ataque (STECKLOW, CAGY, & INFANTOSI, 2012).

Outra abordagem que vem largamente sendo usada pela literatura especializada, é o uso de medidas de complexidade. O argumento para o seu uso seria que, diariamente, o corpo humano é colocado à frente de diferentes modelos de perturbação. O processamento de um estímulo sensorial com vistas à realização de uma adequada resposta motora causa tais perturbações nas respectivas áreas corticais responsáveis pelo processamento de tal informação. A partir da teoria de sistemas dinâmicos, mais especificamente do conceito de complexidade, a presença de variações nas respostas de dados sistemas fisiológicos representa a flexibilidade deles em adaptar-se a essas adaptações naturais (LIPSITZ & GOLDBERGER, 1992). Nesse sentido, é possível que o sistema nervoso central (SNC) apresente respostas eletrofisiológicas que se manifestem de forma complexa, ou caótica, o que resultaria numa grande possibilidade de adaptações (FAURE & KORN, 2001), caracterizando assim, um sistema flexível a adaptações imprevisíveis em um ambiente que se modifica momento a momento. Considerando, então, a importância de se quantificar a complexidade da atividade cortical, é razoável a utilização de métodos dinâmicos não lineares, como, por exemplo, a entropia. A evidência para o uso da entropia para essas aplicações tem sido observada em diferentes sistemas fisiológicos. Dentre esses, tem sido demonstrada uma clara associação entre a redução da variabilidade (entropia) da frequência cardíaca e uma variedade de cardiopatias (PINCUS 1991, LIPSITZ & GOLDBERGER, 1992, PINCUS, 2001), assim como redução na entropia da marcha estaria também associada a um aumento no risco de quedas (BIZOVSKA, *et al.* 2016, FINO, *et al.* 2016). Esses

dois exemplos suportam a ideia de que a perda de complexidade está associada com a redução da habilidade dos sistemas fisiológicos em se adaptar as variações do ambiente. Outro sistema fisiológico sujeito a variações na complexidade é o sistema neuromuscular. O sistema SNC tem sido associado a um comportamento eletrofisiológico com elevado nível de complexidade, que seria necessário para se adaptar as perturbações induzidas pelas quase contínuas alterações do ambiente (HOGAN *et al.*, 2015). Nesse sentido, é importante ressaltar a ideia de que todo movimento humano possui um relacionamento dinâmico de aceleração-desaceleração (MERFELD *et al.*, 1999), dessa forma, o nível de complexidade do comportamento motor poderia indicar a habilidade do SNC em adaptar-se as demandas impostas por uma tarefa motora. Nesse sentido, HONG & NEWELL (2008) verificaram que a entropia de um dado movimento seria função da complexidade da tarefa e do *feedback* fornecido por ela para o seu executor.

Uma abordagem também usada por alguns autores com o intuito de investigar as respostas corticais durante a integração sensorio-motora, é a análise de potências absolutas de determinadas bandas de frequência. As principais bandas de frequência analisadas são alfa (8-12 Hz) e teta (4-7 Hz). Esta tem sido relacionada com processos de atenção (PORTELLA *et al.*, 2006), particularmente de atenção sustentada, tendo sido mostrado, inclusive, haver uma associação inversa entre essa banda de frequência e atividade cognitiva em tarefas visuo-espaciais (CAPLAN *et al.*, 2003). Usando esse tipo de tarefa, mais especificamente de pegar uma bola em queda livre, dados prévios mostraram que a potência absoluta de teta aumentou tanto no córtex frontal (eletrodos F3 e F4) como no córtex pré-frontal (eletrodos F7 e F8) (MACHADO *et al.*, 2007), quando comparados os momentos pré e pós a visualização e interceptação da queda da bola. Os autores concluíram que esses resultados indicariam que, no momento antes da queda da bola, havia um aumento na atividade neural em áreas responsáveis pelo planejamento e seleção de repertório motores, que poderia estar relacionado com um aumento de expectativa e prontidão. Adicionalmente, vale ressaltar que os resultados relatados estão relacionados a uma diminuição da atividade neural em áreas não relevantes ao planejamento motor no hemisfério ipsilateral do membro ativo e um aumento na atividade nessas mesmas áreas no hemisfério contralateral. Um outro estudo (NADER *et al.*, 2008) investigou a relação da banda alfa na atividade cortical durante a integração sensorio-motora, a qual estaria relacionada com mecanismos cognitivos e sensorio-motores (BASTIAANSEN *et al.*, 2001; PFURTSCHELLER, 1999). Foi

encontrada uma queda da potência absoluta da banda alfa no momento anterior a um estímulo visual (o qual deflagraria uma resposta motora) no córtex parietal posterior contra-lateral ao membro ativo, indicando um aumento na atividade neural assim. Assim como ocorreu com a banda teta, houve também um aumento na potência absoluta da banda alfa no momento pós. É possível inferir que esses fenômenos relacionados a evento estariam associados a determinadas alterações nas respostas do sinal EEG, como por exemplo, diminuição ou aumento na(s) potência (s) de determinadas(s) bandas de frequência, dessa forma recebendo respectivamente (PFURTSCHELLER & LOPES DA SILVA, 1999), os nomes de Dessincronização relacionada a evento (ERD) e Sincronização relacionada a evento (ERS). É comum observar a ERD nas bandas alfa e beta no córtex sensório-motor contralateral durante as fases de preparação e execução de um movimento unilateral, entretanto em algumas situações é possível observar no córtex sensório-motor ipsilateral ao movimento, o ERS (PFURTSCHELLER & LOPES DA SILVA, 1999). A investigação da sincronização em uma tarefa de levantar-se da cadeira demonstrou que para a casuística avaliada, o ERD inicia-se durante a fase de planejamento motor e perdura até a estabilização da posição ortostática, com a banda alfa apresentando valores maiores que os encontrados na banda beta nas derivações estudadas (C3, Cz e C4) (DA SILVA & INFANTOSI, 2012). Os mesmos autores avaliaram em outro trabalho, por meio de estimulação visual realizada em diferentes condições de movimentação de um cenário construído em um ambiente de realidade virtual, a resposta cortical por meio do sincronismo. Os autores relataram ERD durante a estimulação dinâmica (cenário movimentando-se) em relação a estimulação estática (cenário imóvel), na banda alfa em mais da metade dos avaliados. Para a realização de tais observações, as potências do sinal antes e durante a estimulação sensorial são comparadas visando estabelecer alterações em uma ou mais bandas de frequência que não estejam sincronizadas com tal estimulação, mas que sejam provocadas por estas (DA SILVA *et al.* 2010, DA SILVA & INFANTOSI, 2012). Dessa forma, as atividades síncronas ou não, não podem ser separadas quando estão em uma mesma banda de frequência.

CAPÍTULO 4

MÉTODOS

Neste capítulo, serão apresentados, inicialmente, a casuística que compôs a presente tese assim como os critérios de inclusão e exclusão adotados. Na sequência, serão descritos o protocolo e a configuração experimentais utilizados. Considerando que foi usado um sistema de estimulação visual estereoscópica, foi avaliado o nível de imersão assim como a resposta de presença provocada pelo cenário virtual. Por último, serão descritos os procedimentos realizados, no processamento dos sinais EEG, sinais do acelerômetro bem como as análises estatísticas usadas.

4.1 SELEÇÃO DA CASUÍSTICA

Foram avaliados 31 indivíduos destes, os quais 24 homens e 7 mulheres com idade média $28 \pm 6,4$ anos (média e desvio padrão), estatura média de $170 \pm 9,8$ cm e massa corporal média de $74 \pm 17,2$ kg. A lateralidade foi verificada por meio do Inventário de Edinburgo (OLDFIELD, 1971), e somente participaram do experimento, os voluntários que possuíssem pelo menos 60% de tendência a lateralidade destra. Foi realizada também uma anamnese para obter informações sobre o participante, que serviriam como critério de exclusão do estudo, entre elas: presença de dores osteomioarticulares de origens diversas que pudessem influenciar na resposta motora, fadiga muscular, distúrbios neurológicos, cefaleia, vertigem e patologias que acometessem e limitassem a capacidade visual do participante, assim também como informações sobre o uso de drogas que influenciem o funcionamento do SNC. A fim de se controlarem eventuais limitações por fadiga muscular, foi requerido que os participantes não realizassem atividades físicas e não consumissem bebidas alcólicas num período que antecedessem 24 horas prévias ao experimento.

Todos os indivíduos que participaram deste estudo preencheram voluntariamente a ficha de anamnese e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, no qual constava que, em nenhum momento, ocorreria, em hipótese alguma, qualquer tipo de pagamento, e que estariam livres para desistir da participação nos experimentos a qualquer momento. Os dados obtidos nos estudos foram codificados para garantir o anonimato dos participantes. Este protocolo de pesquisa foi aprovado por comitê de ética em junho de 2016, conforme parecer nº 1.574.564, CAAE 56246116.2.0000.5257.

4.2 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Os experimentos foram realizados no Laboratório de Processamento de Imagens e Sinais (LAPIS) do Programa de Engenharia Biomédica (COPPE), da Universidade Federal do Rio de Janeiro. As instalações do LAPIS permitiram o controle das condições ambientais apropriadas para a execução dos testes. A tarefa consistiu na simulação, feita a partir de um ambiente em realidade virtual 3D, do procedimento de captura de bola similar à defesa de pênalti na visão em primeira pessoa do goleiro e em função de diferentes estímulos. Mimetizando uma cobrança real de pênalti do futebol, um primeiro estímulo auditivo (S1) foi composto por um clássico apito dado por um árbitro autorizando a cobrança. Um segundo estímulo auditivo (S1.1), que reproduzia o barulho de chute quando o pênalti é cobrado pelo jogador, era dado 4 s após o S1. Esse tempo de 4 s é o tempo médio que um atleta corre até a bola e executa o chute. A partir de S1.1, a bola viaja na direção do avaliado com trajetória parabólica e em orientação desconhecida por ele, podendo ser direita, esquerda ou centro, distribuídas de maneira pseudo-aleatória. Os componentes que determinavam a trajetória da bola (velocidade inicial de 155 m/s e ângulo inicial de 65 graus) foram determinados a fim de se minimizar o artefato de movimento, mesmo que se distanciassem da tarefa real de defesa de pênalti, uma vez que configurações de trajetória que resultassem em uma resposta motora mais veloz resultaram, em geral, em mais artefato de movimento. Adicionalmente, vale ressaltar que o *software* de estimulação permite alterar os parâmetros utilizados, como intervalos entre cada *trigger* (S1 e S1.1) bem como a velocidade e ângulos iniciais da bola. Isso permite investigação futura do efeito da variação desses parâmetros nas respostas corticais e motoras, com vistas a se estabelecerem melhorias em protocolos experimentais como o usado nesta tese.

O estímulo S1 e S1.1 representaram, para o participante do estudo, sinais de atenção, alerta e preparação; no entanto, acredita-se que S1.1 tem um significado de alerta e preparação para o movimento ainda mais forte, representando o planejamento do movimento que será realizado subsequentemente. Este protocolo experimental não possui um clássico comando imperativo para realização do movimento (S2), que, na verdade, foi representado pela percepção e identificação da trajetória adotada pela bola, entre o S1.1 e o início do movimento (MOV).

Após o participante identificar o ponto no espaço de interceptação da bola, ele devia fazê-lo por meio de uma espécie de luva de goleiro virtual (Figura 11) que

interagia com seus movimentos, detectados pelo Kinect (Microsoft, EUA). A resposta motora ao estímulo visual foi realizada com o segmento ipsilateral ao sentido no qual a bola foi chutada (exemplo: bola chutada à direita, a resposta motora devia ser feita com o segmento direito). Nos casos em que a bola tinha a trajetória central, a resposta motora devia ser realizada com as duas mãos.

Após a realização de S1.1, houve uma janela temporal aleatória que variava entre 8 a 12 s, até a ocorrência de um novo S1. Essa janela temporal aleatória entre um S1 até a ocorrência do próximo S1 foi utilizada objetivando criar uma sensação de surpresa entre os estímulos, potencializando, hipoteticamente, o estado de atenção e preparação do movimento.



Figura 11. Imagem do cenário virtual com as luvas que permitiram a interação com o participante. Ao centro é possível ver a bola já em curso após ser chutada, com a trajetória central.

Os eventos compreendidos entre cada intervalo S1-S1 compõem um estímulo. O experimento foi composto por 5 blocos, onde o chamado bloco 0 serviu para familiarização seguido de 4 blocos do experimento, sendo cada bloco será composto por 7 estímulos de cada direção (bola à esquerda, ao centro e à direita), totalizando, assim, 21 estímulos em cada bloco. Vale ressaltar que o bloco de familiarização teve o objetivo

de permitir ao participante conhecer o protocolo experimental, bem como os apropriados posicionamento corporal e resposta motora. A fim de evitar ou retardar os processos de fadiga periférica e mental, que resultaria num eventual desengajamento da tarefa, houve um intervalo de 2 minutos entre blocos sucessivos. A figura 12 apresenta uma linha temporal dos eventos que ocorrerão durante o estímulo e a 12.1 apresenta o canal do *trigger* com alguns desses eventos em sequência.

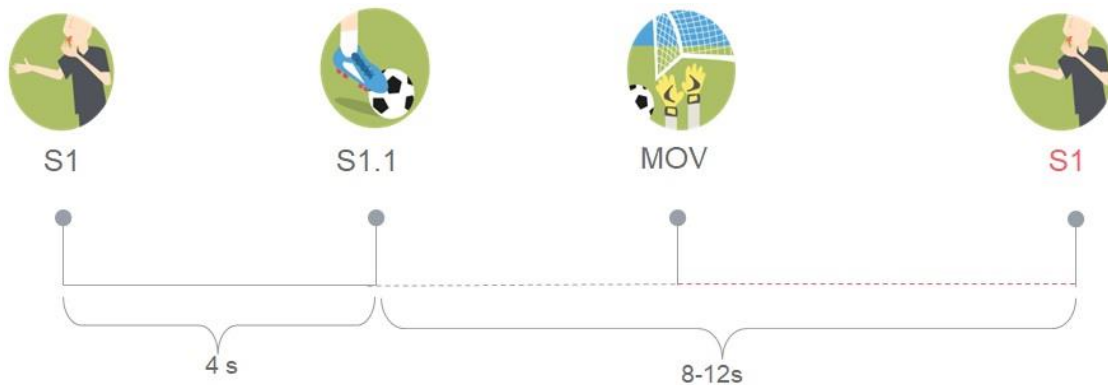


Figura 12: Linha temporal, com os eventos compreendidos entre S1-S1 do protocolo experimental.

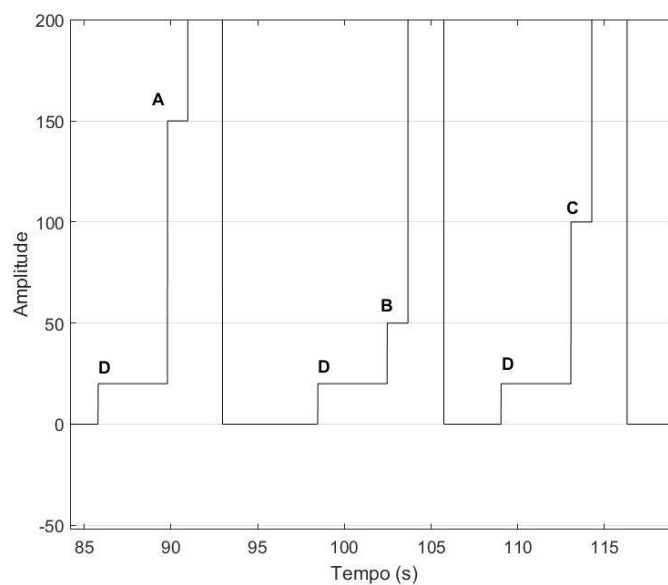


Figura 12.1: Trecho do sinal de *trigger*, com três estímulos, identificando o S1 ou som do apito (D), além dos três diferentes tipos de estímulos aplicados no protocolo, chute à direita (A), chute à esquerda (B) e chute ao centro (C).

A figura 13 apresenta a posição adotada pelo participante durante o experimento. O participante permaneceu, durante o experimento, sobre uma plataforma de força portátil (400 × 400 mm), que foi usada na aquisição dos sinais de estabilometria a partir de 4 células de carga modelo BC-200 (Excel Sensores, São Paulo). Ele ficou na posição ortostática com os pés abduzidos a 30° e aproximadamente 2 cm de distância entre eles, com os braços alinhados com o tronco e os cotovelos flexionados a 45°.



Figura 13. Posição adotada pelo participante durante o protocolo experimental.

4.3 CONFIGURAÇÃO EXPERIMENTAL

A figura 14 ilustra o esquema de configuração experimental. A coleta simultânea dos sinais EEG, de estabilometria e da atividade eletromiográfica foi realizada por meio do equipamento BrainNet – BNT 36 (EMSA, Rio de Janeiro). Neste, foram utilizados 20 canais para as derivações do EEG, quatro canais DC para os sinais das células de carga da plataforma de força, dois para o EMG e um para o sinal de *trigger*. Os sinais EEG foram previamente filtrados por um filtro passa-baixas *Butterworth* de 4ª ordem com frequência de corte em 100 Hz (*anti-aliasing*) e um passa-altas *Butterworth* de 0,1 Hz. Os sinais EEG, juntamente com os da plataforma de força e EMG, foram amostrados a 600 Hz por meio de um conversor A/D com resolução de 16 bits e faixa dinâmica de +/- 10 V, para que, em seguida, fossem armazenados em disco rígido a fim de possibilitar a posterior análise dos dados. Apesar de terem sido feitas as aquisições

dos sinais EEG, EMG e de estabilometria, a presente Tese tratará apenas da análise dos sinais EEG, ficando os outros sinais destinados a análises de estudos posteriores.

Todo o processamento digital dos sinais adquiridos foi realizado com o aplicativo Matlab (*The Mathworks*, EUA). Os sinais EEG dos voluntários foram registrados por meio de 20 eletrodos individuais configurados em montagem monopolar (derivações Fp1, Fp2, Fz, F7, F3, F4, F8, Cz, T3, C3, C4, T4, Pz, T5, P3, P4, T6, Oz, O1, O2), colocados de acordo com o sistema internacional de posicionamento 10-20, com referência média dos lóbulos auriculares, e o eletrodo de aterramento colocado em Fpz.

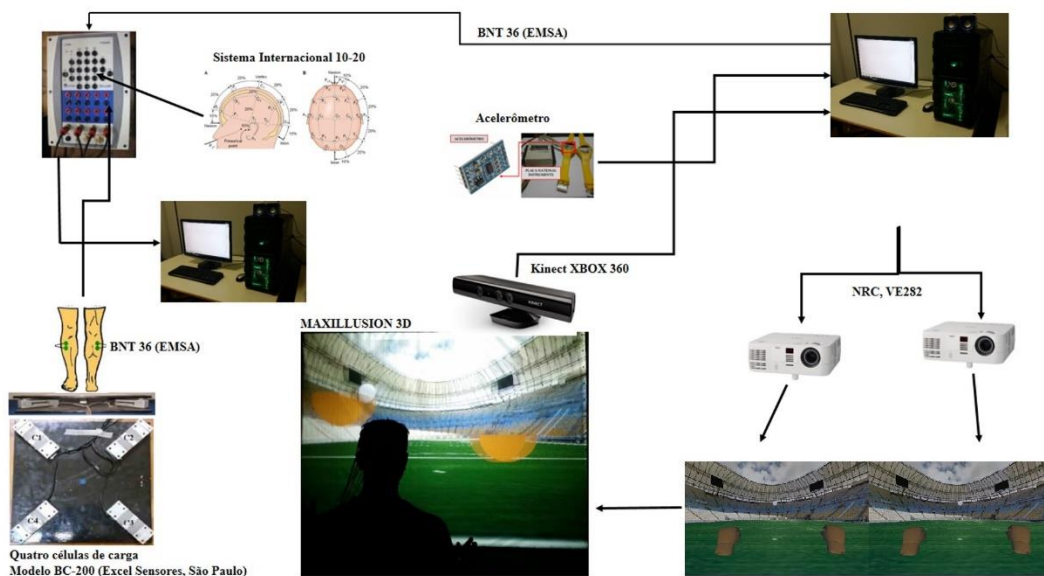


Figura 14. Esquema da configuração experimental.

Uma plataforma de força portátil (400 × 400 mm) foi usada para a aquisição das posições do centro de pressão (CP). Ela é composta por quatro células de carga (capacidade: 200 kgf), modelo BC-200 (Excel Sensores, São Paulo).

Para identificar o início do movimento (MOV) foram usados os sinais de acelerometria. Foram usados dois acelerômetros, sendo cada um afixado em uma pulseira de borracha, mimetizando uma “pulseira de relógio”, posicionados um em cada punho (processo estilóide do rádio) do voluntário, mantendo-se o mesmo posicionamento durante todo o experimento, assim como realizado em BRANCO, 2015. O acelerômetro tri-axial (Figura 15) modelo MMA 7361 (*Freescale*, EUA) possui três elementos sensores em posições ortogonais, um para cada eixo de orientação X, Y, Z

com opção de faixa dinâmica de 1,5 g com sensibilidade de 800 mV/g ($1\text{ g} = 9,8\text{ m/s}^2$). O sensor ainda apresenta uma banda passante de 300 Hz para o eixo Z e 400 Hz para os eixos X e Y, com alimentação de 3,3 V (fornecidos pelo sistema de aquisição). Cada eixo do acelerômetro foi conectado a um canal analógico do sistema de aquisição de sinais NI USB – 6009 (*National instruments, EUA*) 14 bits, com faixa dinâmica de $\pm 10\text{ V}$.



Figura 15. Acelerômetro tri-axial modelo MMA 7361 (Freescale, EUA) acoplado a um suporte, sob a forma de pulseira de relógio e conectado à Placa de aquisição da *National Instruments* (NI USB - 6009). (Adaptado de BRANCO, 2015)

A interação do voluntário com o cenário virtual foi viabilizada pelo Kinect XBOX 360 (Microsoft, EUA). Apesar de os sinais gerados por esse equipamento terem sido armazenados, eles não foram utilizados para análise posterior, pois a finalidade do uso do equipamento na configuração experimental é permitir a integração do participante com o sistema de estimulação visual.

A Figura 16 permite a visualização dos principais componentes geradores de imagem do Kinect Xbox 360, que são:

- Uma câmera RGB, que registra dados de imagem em cada uma dessas cores primitivas, combinando-os, numa resolução de 1280×960 .
- Um emissor de infravermelho e seu respectivo receptor. O emissor emite os feixes de infravermelho e o sensor lê os feixes refletidos de volta. Os feixes refletidos de volta são convertidos em informação de profundidade por meio da medição da distância entre o objeto e o sensor. Isto permite que a captura de imagem de profundidade seja possível.
- Um acelerômetro triaxial que permite determinar a orientação atual do equipamento.

- O equipamento possui o ângulo do campo de visão de 43° na vertical e 57° na horizontal.
- Amplitude de orientação vertical de $\pm 27^\circ$.
- Taxa de aquisição de 30 quadros por segundo.

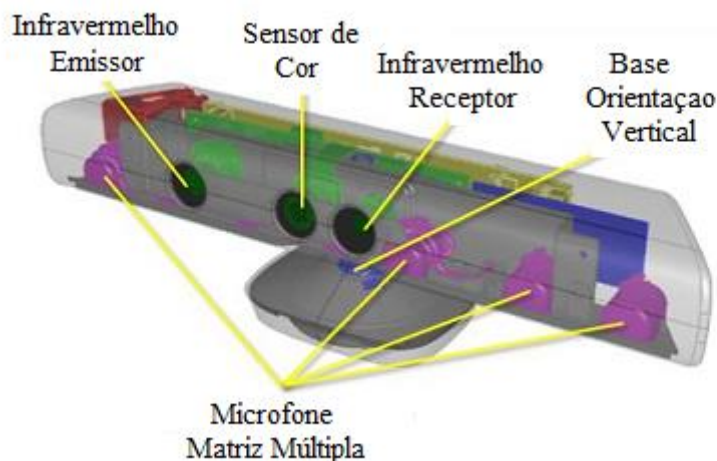


Figura 16. Visualização dos principais componentes do Kinect Xbox 360

O fabricante recomenda que o usuário se posicione a uma distância que pode variar entre 1,5 m e 4,5 m do equipamento. A partir do uso do sistema de infravermelhos, o equipamento utiliza pontos de referência, enumerando pontos no esqueleto humano, a fim de construir um esqueleto virtual, para, assim, interpretar os movimentos captados. A interface de saída do equipamento fornece o sinal composto pelos valores de posição / tempo para cada referência (Tabela 1). Dessa forma, pode-se investigar o comportamento temporal da articulação ou ponto corporal desejado.

Tabela 1. Pontos de referência corporais e seus respectivos números de identificação

Ponto corporal	Número da referência
Base da coluna	0
Meio da coluna	1
Pescoço	2
Cabeça	3
Ombro esquerdo	4
Cotovelo esquerdo	5
Punho esquerdo	6

Mão Esquerda	7
Ombro direito	8
Cotovelo direito	9
Punho direito	10
Mão direita	11
Quadril esquerdo	12
Joelho Esquerdo	13
Tornozelo Esquerdo	14
Pé esquerdo	15
Quadril direito	16
Joelho direito	17
Tornozelo direito	18
Pé direito	19
Coluna na altura dos ombros	20
Ponto extremo da mao esquerda	21
Polegar esquerdo	22
Ponto extremo da mao direita	23
Polegar direito	24

Para a geração de ambiente de Realidade Virtual (PORTELLA et al., 2006) com imagem 3D, foi usada a técnica de estereoscopia passiva com polarização de luz. Para isso, foram empregados dois projetores (NEC, VE282 2800 Lumens), sendo que cada um projeta uma imagem diferente para cada olho. A fim de gerar a polarização da imagem, filtros de polarização linear de luz com orientações ortogonais foram colocados sobre a lente de cada projetor. Para conservar a polarização da luz ao refletir as imagens, foi utilizada uma tela de projeção metalizada (MAXILLUSION 3D). O participante ficou posicionado em postura ortostática, em frente à tela de projeção. Para direcionar adequadamente as imagens emitidas pelos projetores a cada olho, os participantes usaram óculos com as lentes também polarizadas de forma correspondente às do projetor, permitindo, assim, que cada olho enxergasse somente a imagem correta.

4.4 AVALIAÇÃO DA IMERSÃO E PRESENÇA DO SISTEMA DE REALIDADE VIRTUAL ESTEREOSCÓPICA

O uso de um sistema de estimulação visual estereoscópica é sustentado pelo argumento de causar uma maior imersão ao participante. Dessa forma, algumas medidas de utilidade do uso de RV são necessárias para se avaliar a capacidade de mimetização adequada de uma condição da vida real (SANCHEZ-VIVES & SLATER, 2005). Nesse

sentido, a imersão experimentada no sistema de RV foi verificada por meio da percepção de presença pelos usuários do sistema de RV.

Considerando que sistemas de RV possuem um objetivo primário de servir como um tipo de ferramenta para simular eventos do mundo real, a validade de um sistema RV estaria associada com a percepção de presença obtida pelo usuário (KOBBER et al., 2012). Os autores acreditam que, quanto maior o nível de presença, maior seria a chance de os usuários do sistema de RV terem as mesmas percepções, ou bastante similares, àquelas que teriam numa situação semelhante no mundo real.

Neste sentido, após a realização do protocolo experimental, foram aplicados aos participantes, a fim de medir a sensação de presença provocada pelo ambiente em RV, dois instrumentos: o “*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 encontram-se nos ANEXOS 1 e 2, respectivamente.

O SAM objetiva estudar a experiência da resposta emocional, uma vez que é livre de influências culturais (MONTEIRO, 2015), permitindo, assim, a avaliação de três dimensões: valência, intensidade e controle, por meio de uma escala pictográfica com figuras humanóides (Figura 17). Neste, cada resposta é avaliada numa escala graduada de 9 níveis variando entre o extremo mínimo (1 = pouco presente) até ao extremo máximo (9 = muito presente).

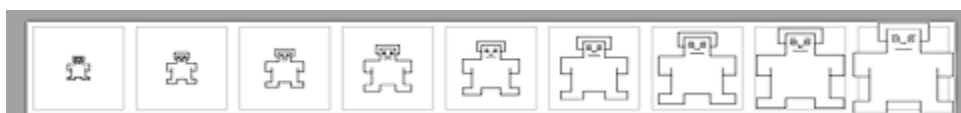


Figura 17. Escala presença SAM

No SUS, o avaliado responde a seis questões, sendo que cada uma das respostas compreende valores de 1 a 7, variando entre o extremo mínimo (1 = baixa presença) até ao extremo máximo (7 = elevada presença).

4.5 PROCESSAMENTO DE SINAIS EEG

As análises dos sinais EEG concentraram-se nas regiões visual, associativa, motora e cognitiva. Apesar de terem sido avaliados 31 participantes, 4 destes foram descartados devido à elevada quantidade de artefatos em seus sinais, detectados por

meio de inspeção visual. Dessa maneira, foram, posteriormente, processados somente trechos de EEG livres de artefatos de 27 avaliados. Adicionalmente, vale ressaltar que alguns trechos de sinais EEG livres de artefatos foram também descartados devido à presença de artefatos nos seus correspondentes trechos de sinais do acelerômetro. Os sinais considerados de boa qualidade para processamento foram submetidos a filtragem do tipo passa-banda com um filtro *Butterworth* de 2ª ordem com frequências de corte inferior e superior de 1 e 40 Hz respectivamente, para, posteriormente, os sinais serem segmentados em diferentes trechos de acordo com a análise a ser realizada.

A Figura 18 ilustra um trecho de sinal EEG, filtrado, do voluntário #29 na derivação O_Z adquirido durante a realização do protocolo experimental. Todo o processamento de sinais foi realizado usando o programa Matlab (*The Mathworks*, EUA).

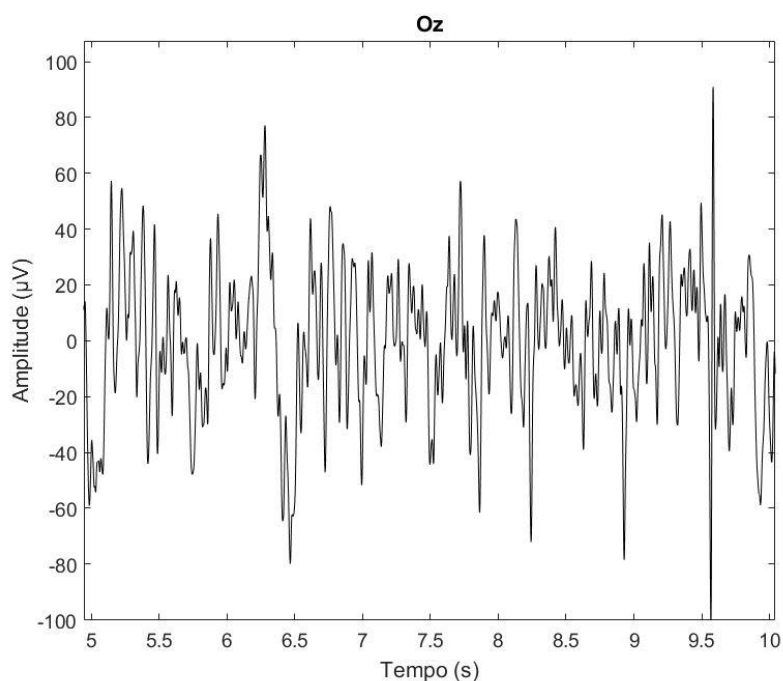


Figura 18. Trecho de sinal EEG, filtrado de 1 a 40 Hz, do voluntário #29 na derivação OZ durante a realização do protocolo experimental.

4.5.1 ESTIMAÇÃO DO POTENCIAL DE EXPECTATIVA (CNV)

A estimativa da CNV foi realizada em dois trechos de sinais EEG: (1) 2 s antes do MOV e (2) entre S1 até S1.1 (expectativa). Ambas as estimativas, foram realizadas para as derivações localizadas na área motora, C3, Cz e C4. A média coerente foi

aplicada a dois grupos de $M = 28$ épocas referentes ao trecho 1 (para chutes à direita e à esquerda) e $M = 84$ épocas referentes ao trecho 2. Foram obtidas mais épocas para o trecho 2 devido ao fato de o trecho ser puramente de expectativa, no qual o participante não recebia qualquer estímulo direcional referente ao chute da bola. Dessa maneira, foram usados os trechos anteriores aos chutes à direita, à esquerda e ao centro.

Após os sinais serem segmentados e promediados, considerando-se individualmente cada derivação de cada indivíduo, foram, então, filtrados com um filtro *Butterworth* passa-baixas, de 2ª ordem e frequência de corte de 2 Hz (MOREIRA, 2016), buscando realçar as características de baixa frequência, obtendo-se assim, as estimativas de CNV. Para testar a diferença na amplitude entre as estimativas (1 e 2) da CNV, foi aplicado o teste *Wilcoxon* pareado, considerando o $\alpha = 5\%$, a partir das estimativas de integral (área sob a curva), obtidas, por meio do método trapezoidal, das amostras negativas consecutivas que compõem a CNV.

4.5.2 ESTIMAÇÃO DA ENTROPIA DO SINAL EEG

Foram obtidos três diferentes segmentos de sinais EEG, e a entropia amostral foi aplicada em cada um deles. Ao longo dos segmentos compostos por (1) 2 s antes do MOV e (2) 1 s antes de S1.1 até 1 s após S1.1, empregou-se uma janela deslizante de 1 s com sobreposição de 10 amostras; dessa maneira, a E_{am} foi avaliada para cada posição da janela. Para cada um dos trechos de sinal avaliado, obteve-se o curso temporal da E_{am} com 2 s de duração. Essas duas segmentações foram compostas por $M = 28$ épocas. A terceira estratégia de análise da complexidade do sinal EEG por meio da estimativa da E_{am} foi feita com (3) um par de trechos de 0,5 s cada, onde um foi composto por 0,5 s antes do início do MOV (PRE_{MOV}) e o outro, o trecho entre -1 e -0,5 s antes de S1.1 (PRE_{CHUTE}). Nesses trechos não foi usado o curso temporal da E_{am} ao longo do segmento; dessa forma, obteve-se um valor único de E_{am} para todo o segmento analisado. Nas segmentações 1 e 2, a estimativa da E_{am} foi realizada a partir do sinal EEG filtrado conforme descrito na seção 4.5 desta tese, entretanto, na estratégia, de segmentação 3, foi ainda realizada uma estratégia adicional, na qual os segmentos foram filtrados com um filtro passa-banda *Butterworth* de 2ª ordem para as frequências alfa (8 – 12 Hz), beta (12 – 30 Hz) e gama (acima de 30 Hz).

Para o parâmetro r , que é o critério de similaridade, foi adotado o valor padrão de 0,1 (YENTES, *et al.* 2013). Para a adoção de um valor ótimo para a dimensão embutida m , foi aplicado o método dos falsos vizinhos próximos. Esse algoritmo foi

aplicado em alguns trechos escolhidos para cada uma das estratégias de segmentações (1, 2 e 3). A Figura 19 apresenta o resultado do parâmetro m escolhido como ótimo, que foi o valor 3.

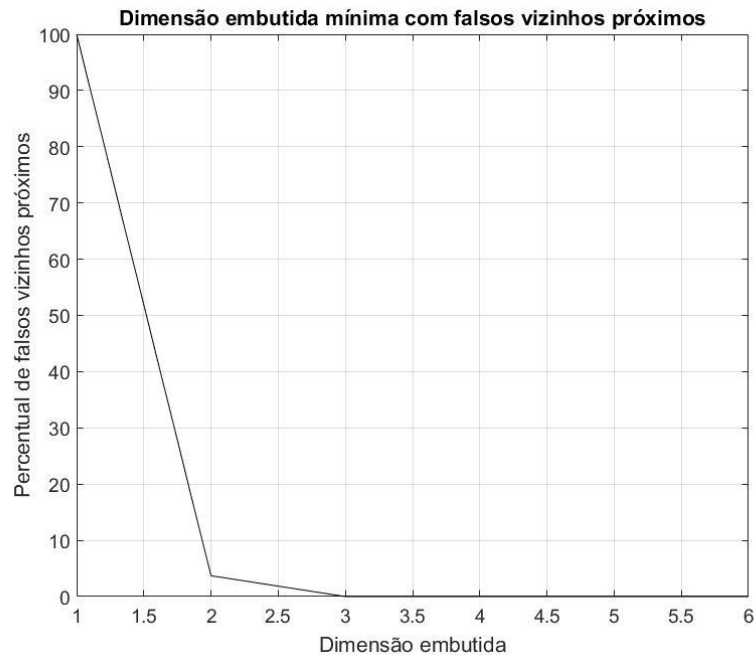


Figura 19: Percentual de falsos vizinhos mais próximos para um trecho de sinal EEG, composto por 1 s antes de S1.1 até 1 s após S1.1, na derivação O2.

Para a análise estatística, nas estratégias de segmentação 1 e 2, foram realizadas ANOVA com três fatores: momento, derivações do EEG e direção da bola. Para a segmentação 1, os momentos foram os trechos de sinais compreendidos entre: $-2 \text{ s} \leq \Delta t \leq -1,5 \text{ s}$ (Pmov1), $-1,25 \text{ s} \leq \Delta t \leq -0,75 \text{ s}$ (Pmov2) e $-0,75 \text{ s} \leq \Delta t \leq -0,25 \text{ s}$ (Pmov3) anteriores ao início do movimento. Para a segmentação 2, os momentos foram os trechos de sinais compreendidos entre: $-1,0 \text{ s} \leq \Delta t \leq -0,5 \text{ s}$ (prechute), $-0,25 \text{ s} \leq \Delta t \leq 0,25 \text{ s}$ (durchute) e $0,5 \text{ s} \leq \Delta t \leq 1 \text{ s}$ (poschute). Nas estratégias 1 e 2 foram avaliadas as derivações O1, O2, T5, P3, P4, T6, T3, C3, C4, T4, F3 e F4, o que permitiu a avaliação das respostas corticais visuais, temporais, associativas, motoras e cognitivas.

Para a estratégia de segmentação 3, também foi realizada uma ANOVA de medidas repetidas levando em consideração três fatores: momentos PRECHUTE e PREMOV, derivações do EEG e direção da bola, esquerda e direita. Nessa estratégia, foram avaliadas as derivações F3, Fz, F4, C3, Cz, C4, P3, Pz, P4, O1, Oz, O2, permitindo, assim, a avaliação das mesmas áreas corticais avaliadas nas estratégias de segmentação 1 e 2, com exceção das regiões do córtex temporal.

4.5.3 ESTIMATIVA DO ÍNDICE ERD / ERS

O índice *ERD / ERS* foi estimado para um par de trechos de 0,5 s cada, onde um foi composto por 0,5 s antes do início do MOV e o outro, o trecho entre -1 até -0,5 s antes de S1.1. O valor da PSD para cada seção foi estimado com base na média dos periodogramas (resolução espectral 2Hz) obtidos a partir da DFT de épocas de com 0,5 s. Com vistas a investigar o sincronismo resultante da resposta motora da interceptação da bola, o índice *ERD* e seus valores críticos foram obtidos respectivamente de acordo com as equações (5) e (6). Dessa forma, para cada participante e para cada derivação, a sincronização foi inferida quando o índice *ERD* ultrapassasse o valor crítico superior e o índice de dessincronização, quando o índice *ERD* fosse menor que o valor crítico inferior. Os valores de ocorrência de sincronização e dessincronização foram obtidos para cada uma das bandas de frequência, por meio da média de ocorrência das frequências relacionadas. O teste McNemar foi, então, aplicado com vistas a comparar ($\alpha = 0,05$) as proporções de ocorrência de sincronização entre os tipos de estímulos, bola à direita (BD) e à esquerda (BE), para as derivações F3, Fz, F4, C3, Cz, C4, P3, Pz, P4, O1, Oz, O2 nas bandas de frequência alfa, beta e gama. Dessa forma, foi possível inferir sobre a assimetria da sincronização entre derivações homólogas.

4.5.4 PROCESSAMENTO DOS SINAIS DE ACELERÔMETRO

Os sinais gerados pelo acelerômetro foram usados na detecção do início do movimento. Para isso, foram usados os sinais dos três eixos (*x*, *y* e *z*) do acelerômetro, pois se considerou que a resposta motora de defesa do pênalti pudesse atravessar os diferentes eixos. Para isso, então, obteve-se a raiz quadrada da soma dos quadrados de cada um desses sinais. Este novo sinal foi submetido a uma filtragem do tipo passa-baixas, por meio de um filtro *Butterworth* de 2ª ordem com fase nula, com frequência de corte em 5 Hz, e, posteriormente, subtraído de sua linha de base. Esse sinal filtrado, foi, então, segmentado, a partir do canal do trigger (figura 12.1), em trechos referentes aos diferentes chutes, à esquerda, à direita e ao centro, sendo que estes últimos não foram utilizados para as análises. Com vistas a detectar o início do movimento, foi detectado o mínimo local do trecho, sendo determinado, assim, o ponto em que se considerou o início do movimento (Figura 20). Apesar de o algoritmo detectar esse ponto automaticamente, cada um dos trechos foi avaliado visualmente.

O tempo de cada resposta motora foi agrupado em dois grandes grupos, BD e BE, com objetivo de testar a hipótese de que a resposta motora realizada com o segmento contralateral a dominância do participante seria mais lenta. Para isso foi realizado um teste- t pareado entre os valores de resposta motora referentes a BE e BD.

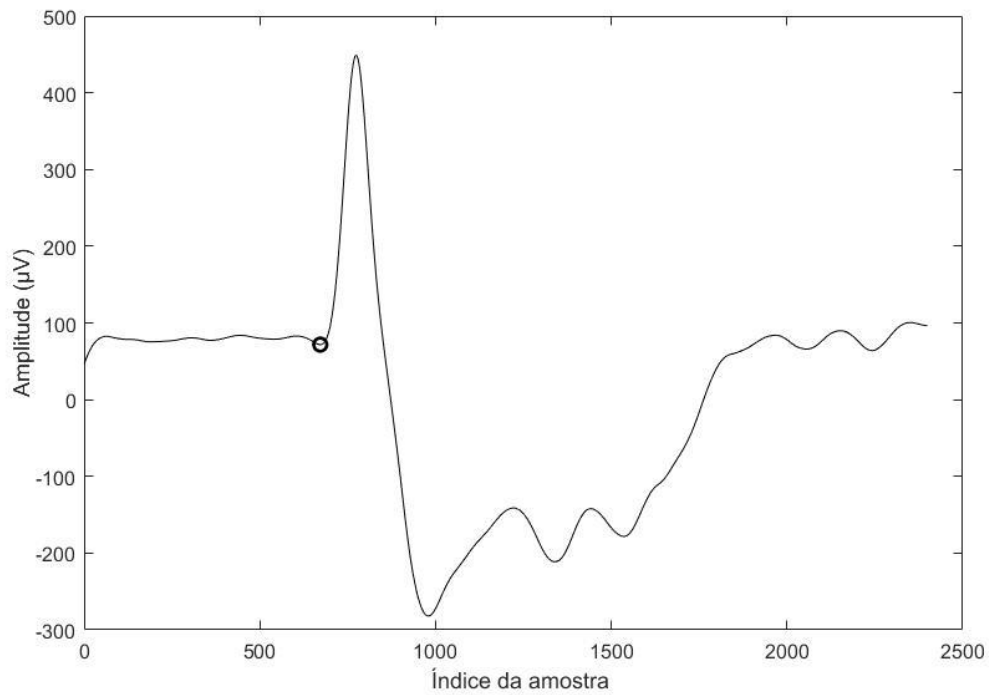


Figura 20: Trecho do sinal do acelerômetro do avaliado #29, obtido em um dos estímulos do protocolo experimental. O círculo preto identifica o primeiro mínimo local identificado no sinal, considerado o ponto de início do movimento.

CAPÍTULO 5

RESULTADOS

Inicialmente, serão apresentados os resultados de presença e imersão dos participantes frente ao sistema de estimulação 3D em realidade virtual e os resultados de desempenho das respostas motoras para cada um dos tipos de estímulos BD e BE (chute à direita e à esquerda respectivamente). Em seguida, serão apresentados os resultados de três medidas obtidas por meio de técnicas de processamento digital de sinais aplicadas aos sinais EEG. Cada uma dessas medidas foi aplicada a diferentes trechos de sinais EEG.

A primeira medida utilizada foi a estimativa da média coerente a fim de verificar a presença de um potencial de expectativa, CNV, em dois diferentes trechos de sinais, diferenciados pelo *trigger* usado: um deles sendo o trecho de 2 s antes do início do movimento, no qual foi esperado que a percepção visual do deslocamento da bola deflagraria a CNV; o outro, composto pelos 4 s que compreendiam o intervalo entre S1 e S1.1.

A segunda medida usada foi a medida de complexidade do sinal EEG obtida por meio da Entropia Amostral (E_{am}), que foi calculada para três diferentes trechos de sinais. Os resultados serão apresentados em seção subsequente de maneira detalhada.

A terceira medida usada foi o índice *ERD/ERS*, objetivando também verificar o comportamento de diferentes bandas de frequência em condições de expectativa e preparação do movimento.

Todos os resultados apresentados serão dos trechos de sinais EEG processados relativos aos 27 participantes considerados no estudo.

5.1 – ESTEREOSCOPIA E PRESENÇA

As figuras 21 e 22 apresentam o nível de presença dos participantes do estudo ao sistema de estimulação 3D. Os participantes relataram ao questionário SAM a resposta mediana (quartil 1, quartil 3) de 7 (6, 8), e, ao questionário SUS, 5 (5, 6), 5 (3, 6), 5 (4, 6), 5 (4, 6), 6 (4, 7), 5 (3, 6) respectivamente para as questões 1,2,3,4,5,6.

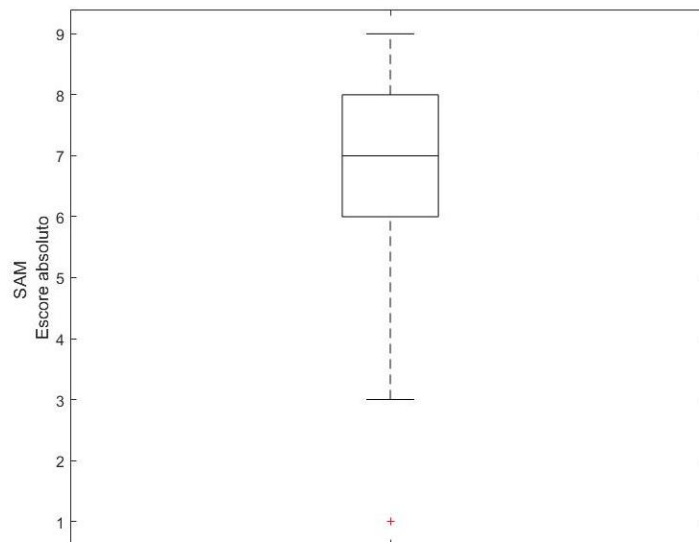


Figura 21. Escore mediano e quartis obtidos no questionário SAM

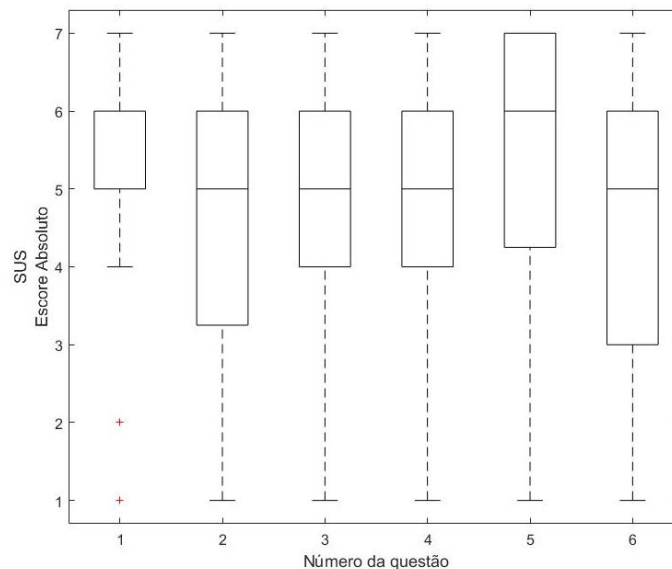


Figura 22. Escore mediano e quartis obtidos em cada uma das questões do questionário SUS.

5.2 – TEMPO DA RESPOSTA MOTORA

A Tabela 2 descreve, para a casuística, o tempo médio de intervalo de tempo entre o S1.1 e o início do movimento detectado pelo acelerômetro.

Tabela 2. Tempo de resposta médio, em milissegundos (ms), entre S1.1 e o início do movimento.

	Média	Desvio Padrão
Bola a esquerda (ms)	999,2	150,8
Bola a direita (ms)	1002,6	134,1

O teste-*t* pareado não detectou diferença ($p > 0,05$) entre os tempos de resposta motora para os estímulos BE e BD.

5.3 – POTENCIAL DE EXPECTATIVA – CNV

A figura 23 ilustra o *Grand Average* resultante da média coerente ($M=28$), para cada uma das condições, BD e BE, nas derivações localizadas na região motora, C3, CZ e C4, nos 2 s anteriores ao movimento. Os trechos relacionados aos estímulos BD parecem apresentar uma maior amplitude que a observada em BE. Contudo, vale ressaltar que, apesar dessas diferenças aparentes entre as respostas aos estímulos BE e BD, os sinais EEG referentes a esse trecho não revelaram a presença da CNV.

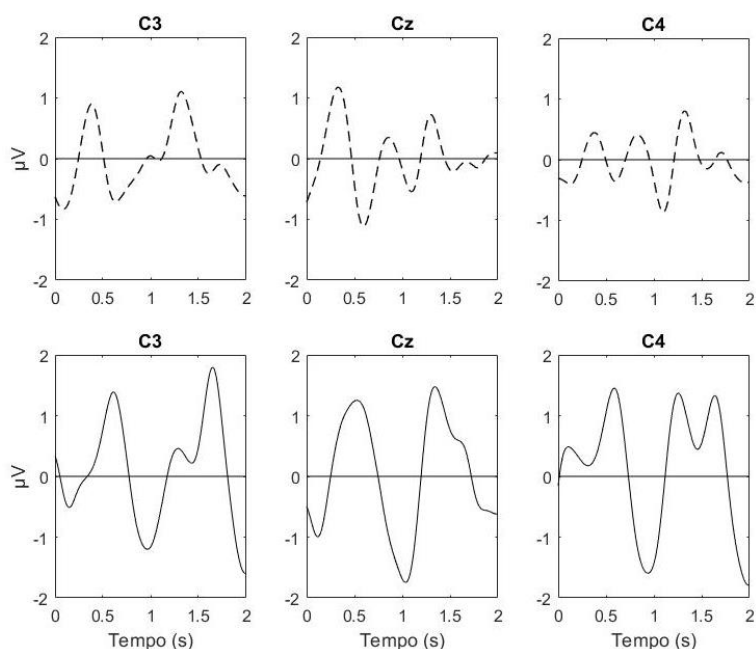


Figura 23. *Grand Average* da Média coerente do trecho de sinal EEG de 2 s antes do início do movimento. Os gráficos superiores com a linha tracejada, representam a resposta do EEG ao estímulo BE, e os gráficos inferiores com a linha sólida representam a resposta do EEG ao estímulo BD.

Entretanto, a figura 24 mostra o contrário. O *Grand Average* da estimativa da média coerente referente ao trecho 2 ($M = 84$), ilustrado na figura 24, revelou a presença da CNV para este trecho. As respostas nessa figura evidenciam a clássica negatividade do sinal EEG, encontrada principalmente nas áreas motoras, durante uma condição de expectativa. É possível inferir que a maior similaridade da CNV obtida no trecho de 4 s entre S1 e S1.1 poderia ser atribuída a um maior componente de expectativa presente nesse trecho.

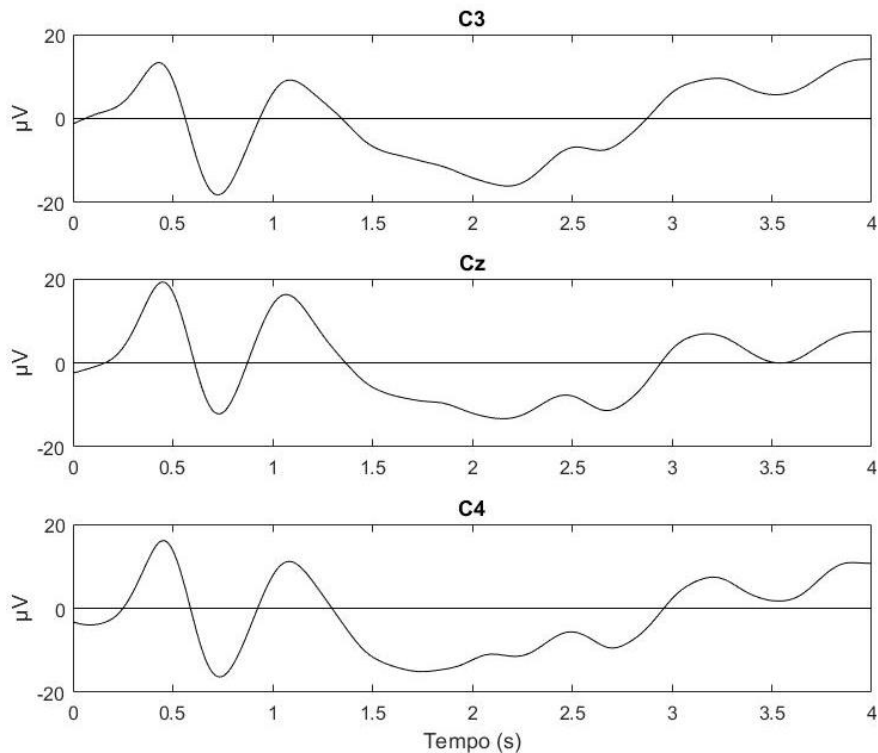


Figura 24. *Grand Average* da estimativa da média coerente referente aos trechos de sinais EEG com duração de 4 s entre S1 e S1.1.

As épocas obtidas a partir do trigger usado na estimativa (2) apresentou uma maior amplitude da CNV ($p < 0,001$) nos canais C3, Cz e C4, quando comparados com as épocas obtidas a partir do trigger usado na estimativa (1). Dessa forma, esses resultados indicam que a determinação do trigger a partir do estímulo sensorial determinado (estímulo auditivo), ao invés do uso do início do movimento detectado pelo acelerômetro, representou uma melhor estratégia para estimar a CNV.

5.4 – MEDIDAS DE COMPLEXIDADE – ENTROPIA

Os resultados referentes às medidas de complexidade serão exibidos para os trechos descritos na seção 4.5.2. Primeiramente, serão exibidos os resultados referentes ao trecho de 2 s antes do MOV (figura 25). A ANOVA para esse trecho não apresentou efeito principal para a direção da bola ($p = 0,63$). Entretanto, foi detectado efeito principal para momento ($p < 0,001$) e para derivação ($p < 0,001$). Adicionalmente, vale ressaltar que não foram encontradas interações para direção \times momento ($p = 0,44$) e direção \times derivação ($p = 0,15$), entretanto foi detectada a interação para momento derivação ($p = 0,03$), que é ilustrada na figura 26.

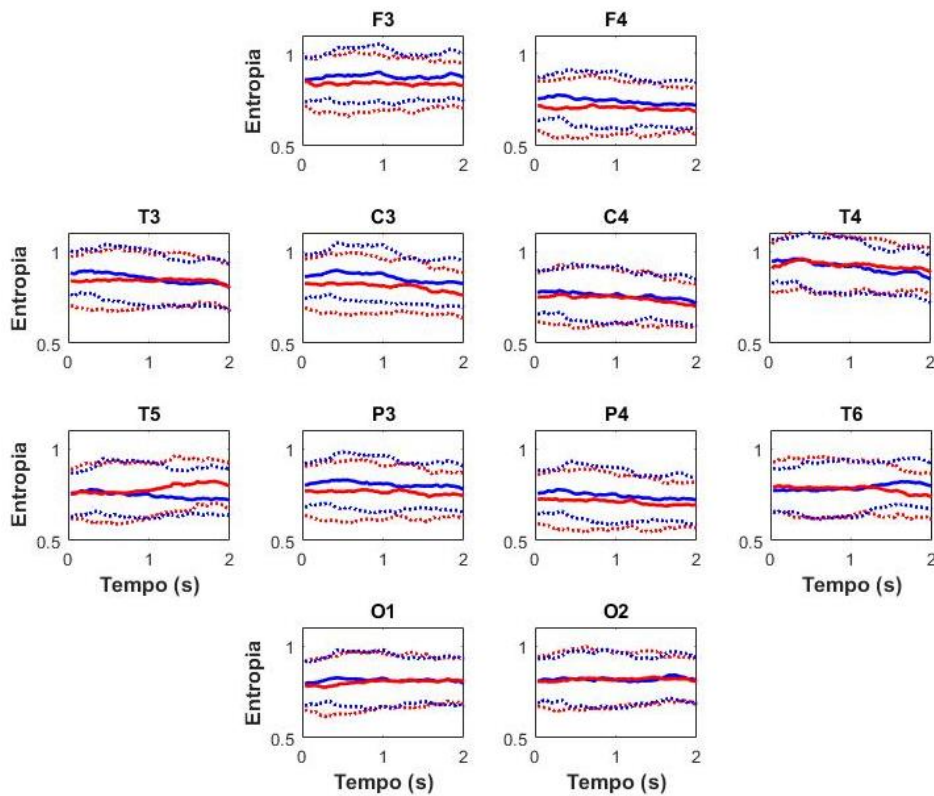


Figura 25. E_{am} ao longo dos 2 s anteriores ao MOV. As linhas sólidas são os valores do *Grand Average* da entropia ao longo do trecho e as linhas pontilhadas representam seus respectivos desvios-padrões. A cor azul está associada às respostas referentes a BE e a cor vermelha a BD.

Em algumas derivações analisadas, a entropia média parece diminuir à medida que se aproxima do MOV, principalmente as localizadas nas regiões centrais. Na Figura 26, é possível observar que, em nenhuma das derivações vistas de forma isolada, houve diferença entre os momentos ($p > 0,05$) e que, de maneira generalizada, nas derivações localizadas nas regiões parietais, centrais e frontais, os valores exibidos de E_{am} foram menores que os das regiões occipitais e temporais ($p < 0,05$).

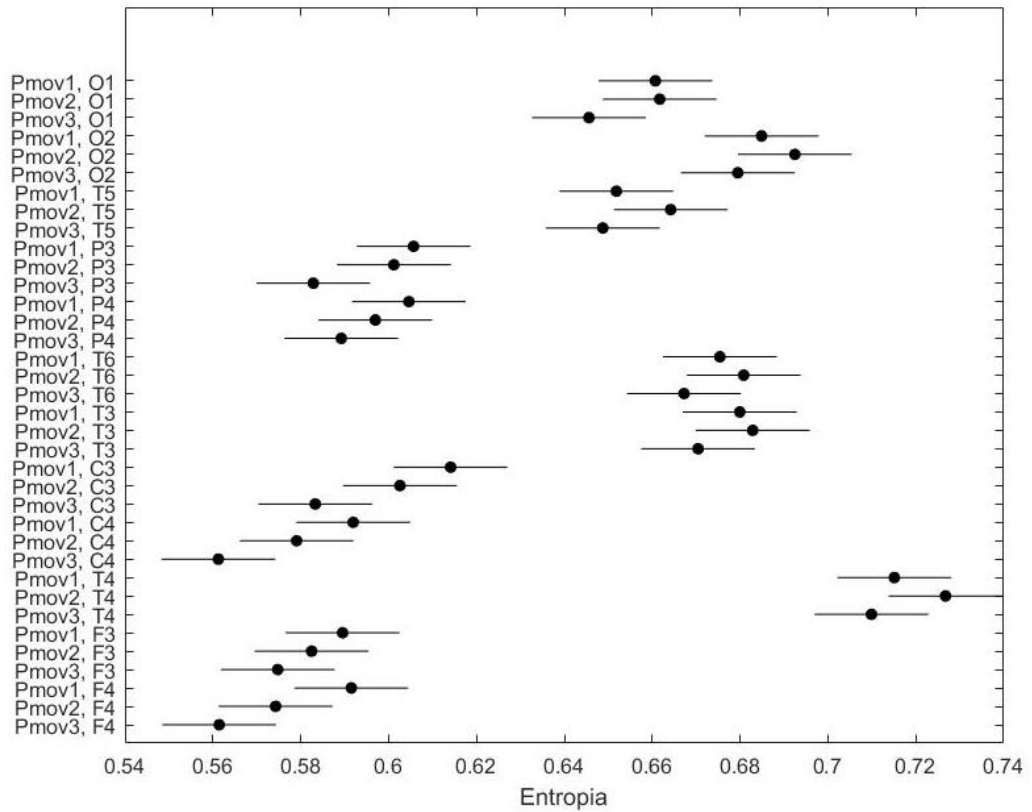


Figura 26. Interação derivação x momento para o trecho de 2 s antes do MOV. Cada uma das interações está exibida com seu valor médio estimado e seu respectivo intervalo de confiança.

A Figura 27 apresenta o *Grand Average* para a reposta de E_{am} da estratégia de segmentação 2. A ANOVA mostrou haver efeito principal para o fator direção ($p < 0,001$), momento ($p < 0,001$) e derivação ($p < 0,001$). Foi detectada, também, como ilustrado na figura 28, a interação direção \times momento ($p = 0,001$). O fator direção, BE \times BD, não apresentou diferença no momento prechute ($p > 0,05$). Entretanto, essa diferença existiu ($p < 0,001$) quando se avaliou o fator direção para os momentos durchute e poschute. Adicionalmente, vale ressaltar que, em ambos os momentos durchute e poschute, o fator direção BD apresentou menor valor de E_{am} ($p < 0,001$).

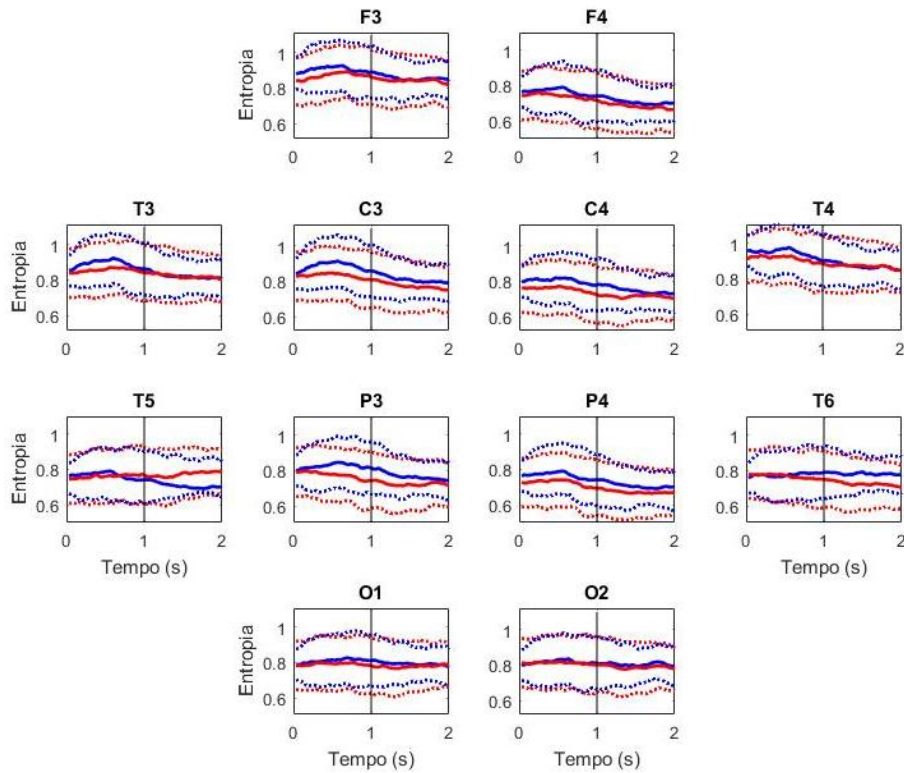


Figura 27. E_{am} ao longo do trecho de 2 s (1 s antes de S1.1 até 1 s após). As linhas sólidas são os valores do *Grand Average* da entropia ao longo do trecho, e as linhas pontilhadas representam seus respectivos desvios-padrões. A cor azul está associada às respostas referentes a BE, e a cor vermelha, a BD.

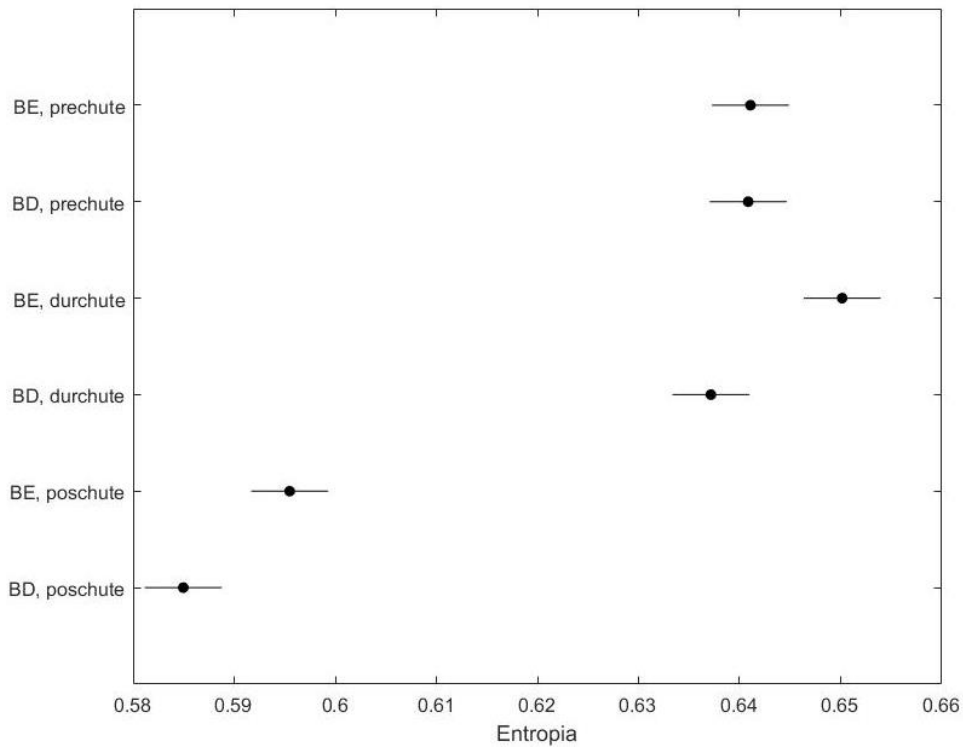


Figura 28. Interação direção \times momento, no trecho de 2 s (1 s antes de S1.1 até 1 s após). Cada uma das interações está exibida com seu valor médio estimado e seu respectivo intervalo de confiança.

A Figura 29 ilustra a interação direção × derivação ($p < 0,001$). As derivações parietais, centrais e frontais, de maneira geral, não parecem diferir em relação à direção da bola ($p > 0,05$), com exceção da derivação C3, que apresentou um valor estimado de E_{am} maior ($p < 0,05$) na BE, comparado à derivação C4 em ambas as direções, BD e BE. Vale ressaltar também que, de forma generalizada, as derivações parietais, centrais e frontais parecem exibir valores de E_{am} menores que as derivações occipitais e temporais ($p < 0,05$).

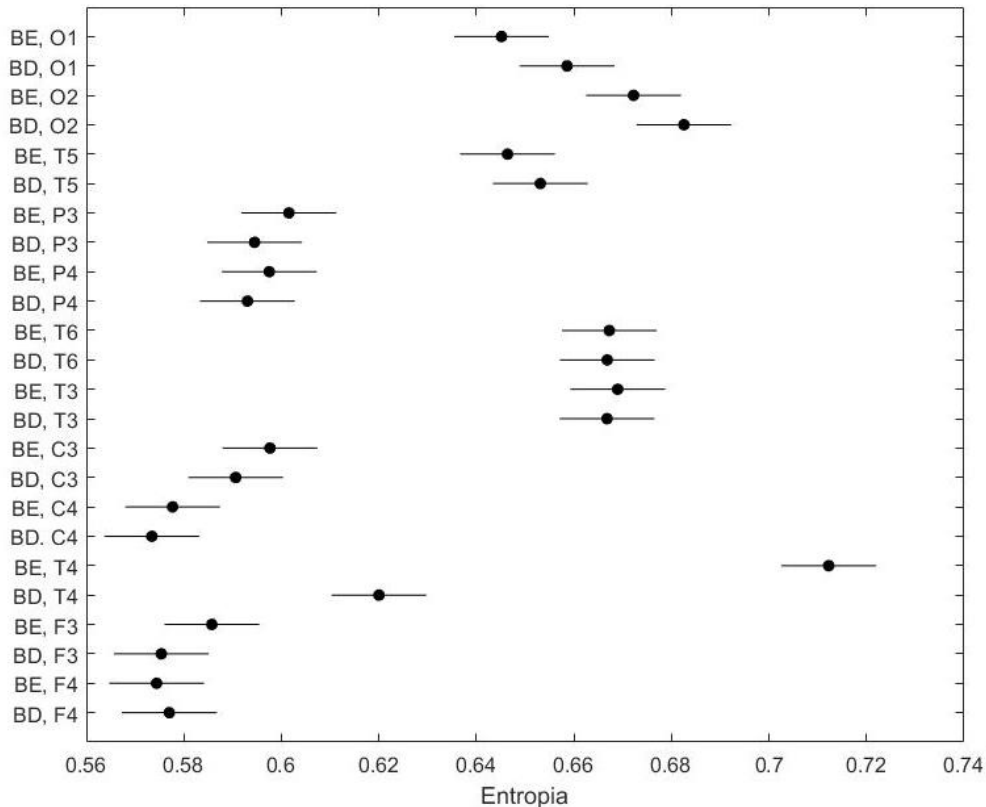


Figura 29. Interação direção x derivação, no trecho de 2 s (1 s antes de S1.1 até 1 s após). Cada uma das interações está exibida com seu valor médio estimado e seu respectivo intervalo de confiança.

A Figura 30 ilustra a interação momento × derivação ($p < 0,001$). O valor estimado de E_{am} do momento poschute foi menor ($p < 0,05$) que os exibidos nos momentos prechute e durchute em todas as derivações analisadas. É possível observar também que, em nenhuma das derivações analisadas, foram observadas diferenças entre os momentos prechute e durchute ($p > 0,05$).

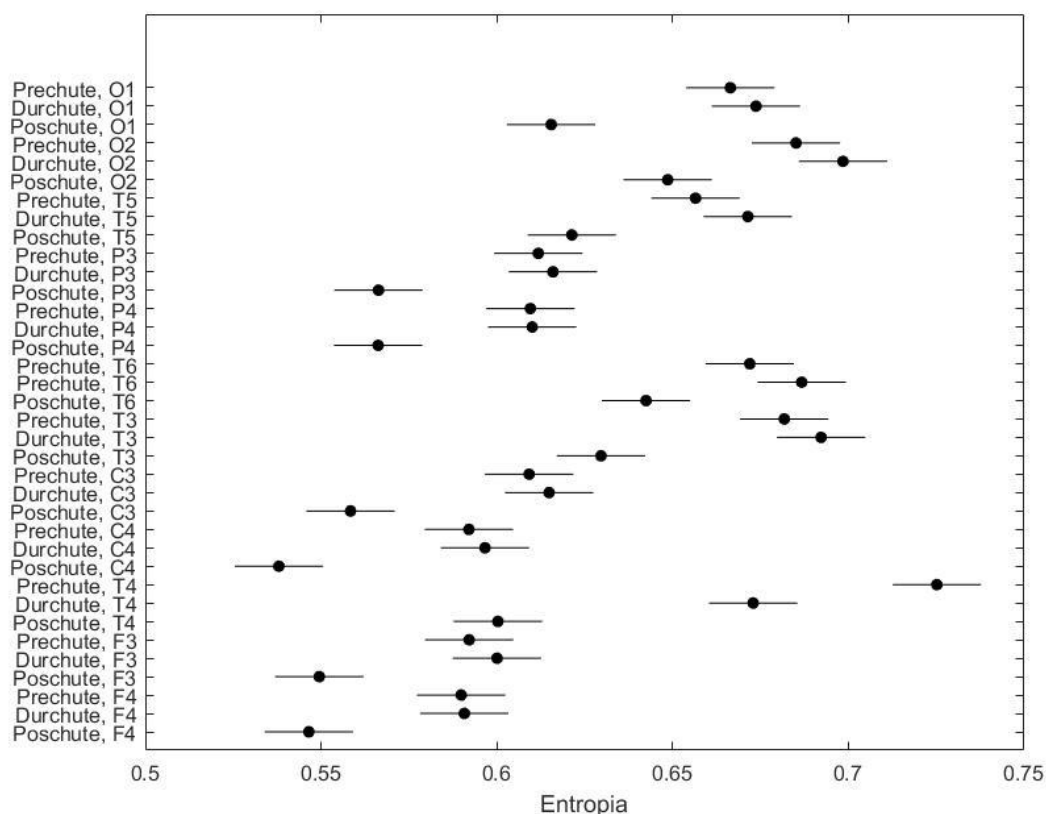


Figura 30. Interação momento \times derivação, no trecho de 2 s (1 s antes de S1.1 até 1 s após). Cada uma das interações está exibida com seu valor médio estimado e seu respectivo intervalo de confiança.

Na estratégia de segmentação 3, quando usado o sinal integral (Figura 31) e não filtrado nas bandas de interesse, não foi detectado efeito principal para a direção da bola ($p = 0,377$), no entanto foi detectado para o momento ($p < 0,001$) e para derivação ($p < 0,001$). Apesar de terem sido encontrados efeitos principais para dois dos fatores analisados, não foram detectadas interações para direção \times momento ($p = 0,173$), direção \times derivação ($p = 0,248$) e momento \times derivação ($p = 0,121$).

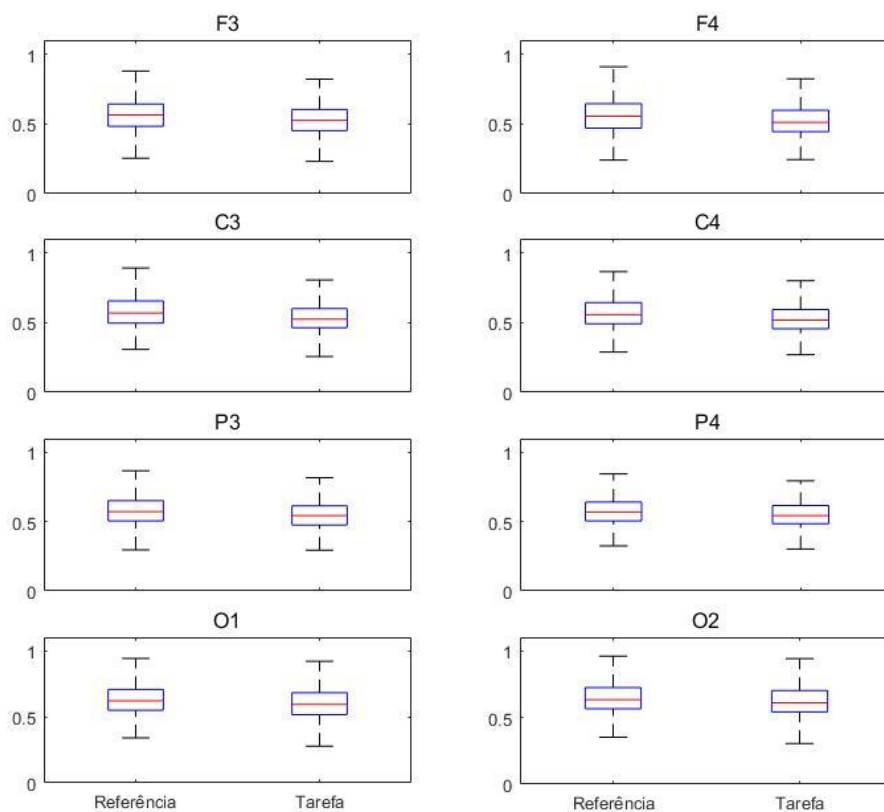


Figura 31. *Grand average* dos valores de entropia média entre as direções, bola à esquerda e à direita, para o trecho de referência e o trecho de pré-movimento (tarefa), nas derivações O1, O2, P3, P4, C3, C4, F3 e F4.

Usando os sinais filtrados na banda alfa (8 a 12 Hz), não foi detectado efeito principal para direção da bola ($p = 0,544$) mas foi encontrado tanto para momento ($p < 0,001$) quanto para derivação ($p < 0,001$). Foi detectada também interação para os fatores momento \times derivação ($p = 0,006$), independentemente da direção, mais especificamente para as derivações P4, C3, C4 e F4 (Figura 32). Apesar disso, não foram detectadas interações para direção \times momento ($p = 0,770$) e direção \times derivação ($p = 0,654$).

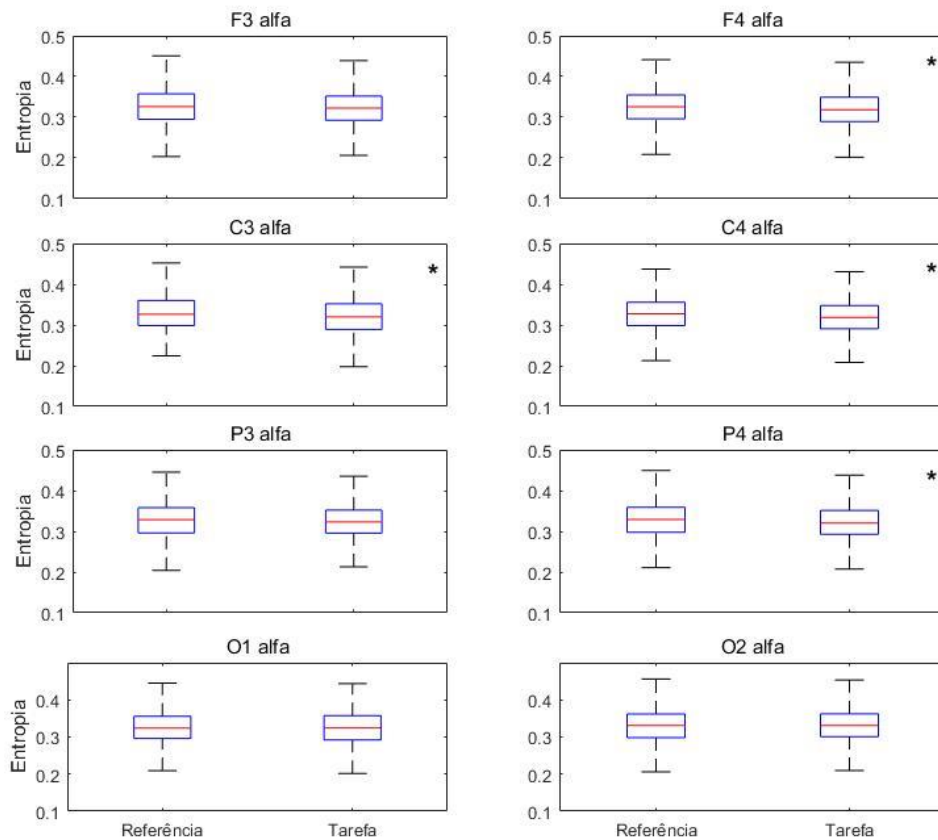


Figura 32. *Grand average* dos valores de entropia média entre as direções, bola à esquerda e à direita, na banda alfa para o trecho de referência e o trecho de pré-movimento (tarefa), nas derivações O1, O2, P3, P4, C3, C4, F3 e F4. O símbolo (*) indica que houve interação ($p < 0,05$), nos quais os trechos de referência apresentaram maiores valores de entropia que os da tarefa.

Usando os sinais filtrados na banda beta (12 a 30 Hz), não foi detectado efeito principal para direção da bola ($p = 0,154$) mas foi encontrado tanto para momento ($p < 0,01$) quanto para derivação ($p = 0,023$). Adicionalmente, não foi detectada interação para os fatores avaliados. A Figura 33 apresenta os valores de entropia média entre as direções, bola a esquerda e a direita, para as derivações O1, O2, P3, P4, C3, C4, F3 e F4.

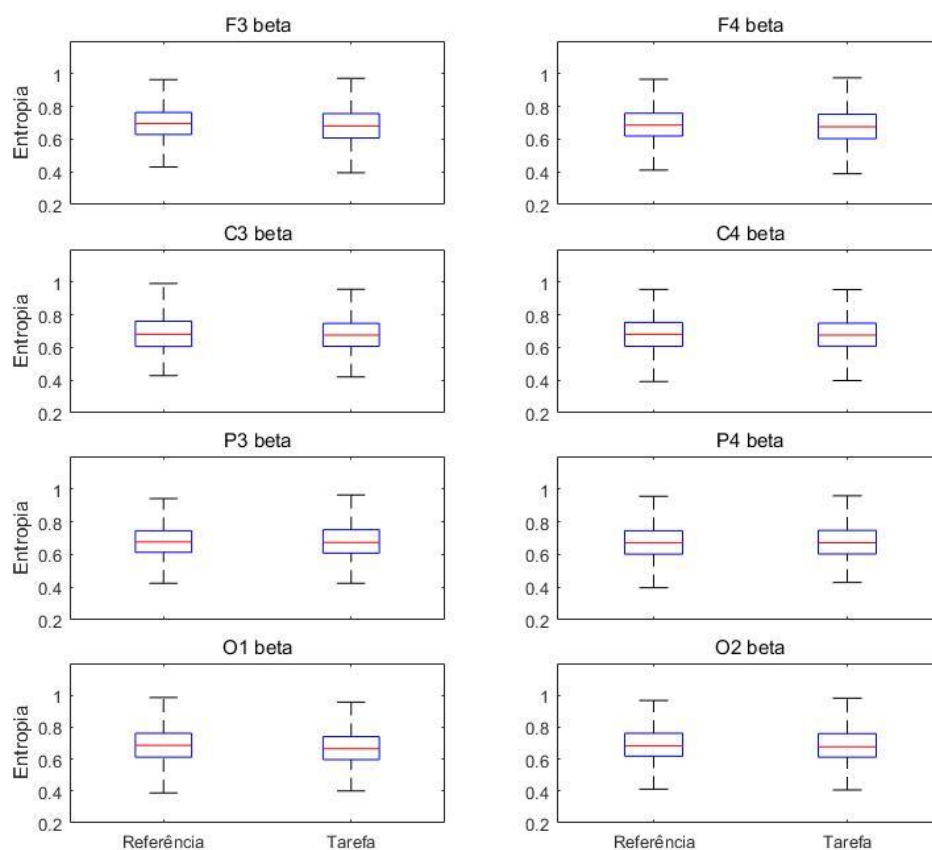


Figura 33. *Grand average* dos valores de entropia média entre as direções, bola à esquerda e à direita, na banda beta para o trecho de referência e o trecho de pré-movimento (tarefa), nas derivações O1, O2, P3, P4, C3, C4, F3 e F4.

Os sinais filtrados na banda Gama (30 a 100 Hz) exibiram os maiores valores de E_{am} entre as bandas avaliadas (Figura 34). A ANOVA aplicada nesses trechos apresentou, diferentemente das outras bandas, efeito principal para a direção da bola ($p = 0,044$), à esquerda ou à direita. Além disso, apresentou também efeito principal para o momento ($p < 0,001$) e para a derivação ($p < 0,001$). Vale ressaltar também que os resultados indicaram interação entre momento \times derivação ($p < 0,001$).

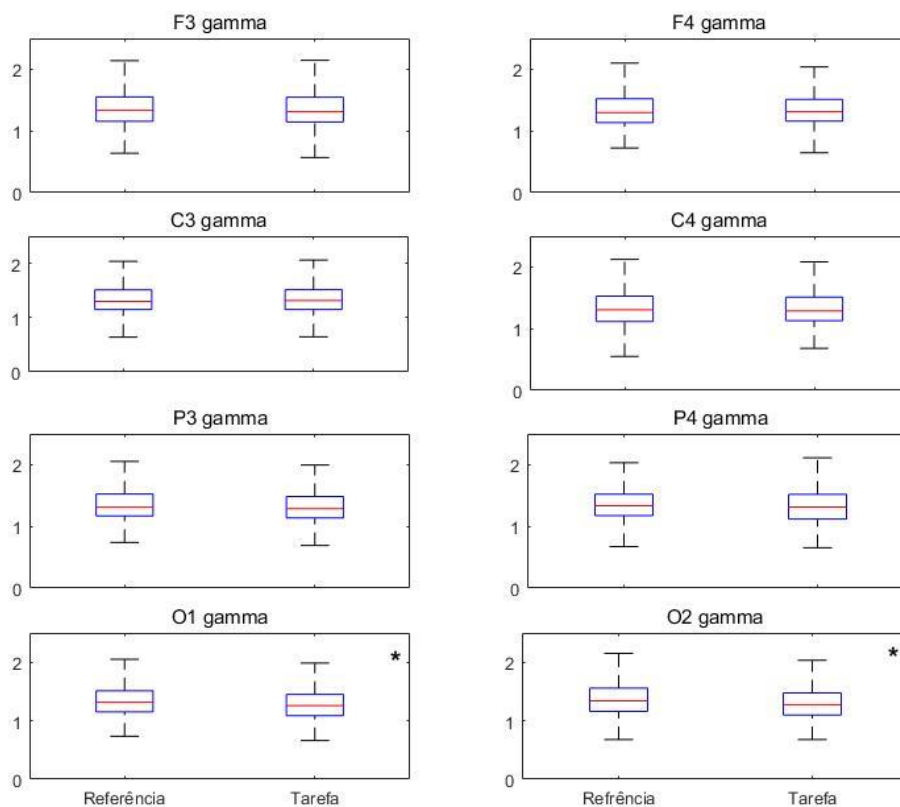


Figura 34. *Grand average* dos valores de entropia média entre as direções, bola à esquerda e à direita, na banda gama para o trecho de referência e o trecho de pré-movimento (tarefa), nas derivações O1, O2, P3, P4, C3, C4, F3 e F4. O símbolo (*) indica que houve interação entre momento \times derivação ($p < 0,05$), nos quais os trechos de referência apresentaram maiores valores de entropia que os da tarefa.

5.5 – ÍNDICE ERD/ERS

A Figura 35 ilustra o percentual de ocorrência de sincronização ou dessincronização em uma dada banda de frequência ou eletrodo. Para todos os canais e bandas de frequência testadas, a ocorrência do sincronismo foi maior que o dessincronismo, exceto para o eletrodo P3 nas bandas alfa e na condição BD, ipsilateral à dominância lateral dos participantes. Vale ressaltar que tais ocorrências não foram consistentes para toda a casuística, pois a ocorrência de sincronização foi maior que a de dessincronização, e, além disso, a maior parte da casuística não apresentou mudanças significativas no ERD/ERS.

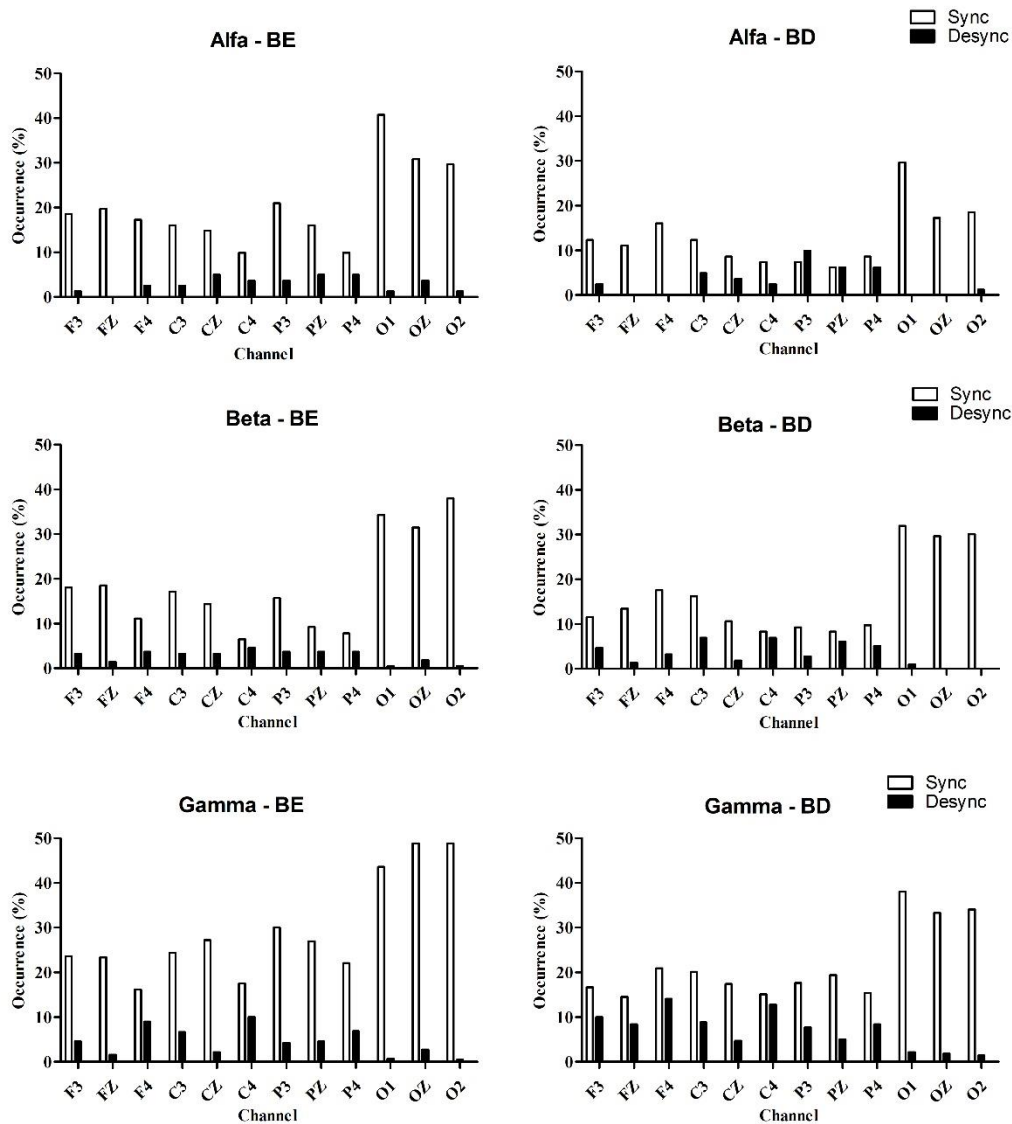


Figura 35. Percentuais de ocorrência de sincronização e dessincronização (27 participantes), relacionados as derivações, bandas de frequência e tipo de estímulo, BE e BD.

Mesmo assim, a diferença visual da ocorrência de sincronização comparando as condições BE e BD foi demonstrada pelo teste de McNemar ($p < 0,05$) em alguns canais, particularmente na banda gama (Fz, Cz, P3, O1, Oz e O2) e na banda beta (O1), como pode ser visto na figura 36, que representa os valores- p obtidos no teste de McNemar aplicado para acessar a assimetria da ocorrência de sincronização entre as condições BE e BD nesses eletrodos. A Tabela 3 apresenta a tabela de contingência para a derivação Oz e O1, nas quais a assimetria apresentou maiores diferenças.

Tabela 3. Tabela de contingência McNemar para a derivação O1 em 38 Hz e Oz em 76 Hz.

BE / BD (O1)	Sincronização	Não-sincronização
Sincronização	4	3
Não-sincronização	12	8
Valor-p	0,0389	

BE / BD (Oz)	Sincronização	Não-sincronização
Sincronização	4	0
Não-sincronização	9	14
Valor-p	0,0077	

As principais diferenças sobre os valores dos índices ERD/ERS foram encontradas nas respostas dos eletrodos da região occipital do córtex, que está relacionada ao processamento visual, tanto para as condições BE e BD. Outras regiões do córtex apresentaram alguns casos de dessincronismo, apesar de o sincronismo ter sido mais frequente. As respostas dos eletrodos localizados no processamento cognitivo (F3, Fz e F4) apresentaram mais ocorrências de sincronização para ambas as condições BE e BD em quase todas as bandas de frequência, exceto para a banda gama na condição BD, onde foi encontrada uma pequena diferença entre a ocorrência de sincronização e dessincronização. As respostas dos eletrodos localizados no processamento cognitivo (P3, Pz e P4) apresentaram uma maior ocorrência de sincronização para a condição BE, principalmente na banda gama. As respostas oriundas da condição BD pareceram ser menores que as da condição bola a esquerda, principalmente na banda alfa. Resultados similares foram encontrados nas respostas dos eletrodos localizados em regiões envolvidas no processamento motor (C3, Cz e C4), que apresentaram uma maior ocorrência de sincronização na banda gama durante a condição BE, e as menores diferenças entre a ocorrência de sincronização foram encontradas principalmente nas respostas oriundas da condição bola à direita nas bandas alfa e beta.

Vale mencionar que, apesar de os resultados demonstrarem que alguns canais e bandas de frequência exibiram diferentes ocorrências de sincronização comparando as respostas para as condições BE e BD, estes valores ainda representam menos de 50% da ocorrência para a presente casuística: para Oz e O2 na banda gama e condição BE, pouco menos de 50%; para todos os outros resultados, a ocorrência foi entre 10 a 20%, e, em alguns casos (gama – BE) entre 20 e 30%. Para a dessincronização, os valores de

ocorrência foram ainda menores que 10 %, exceto em alguns eletrodos dentro da banda gama na condição BD (10 a 20%).

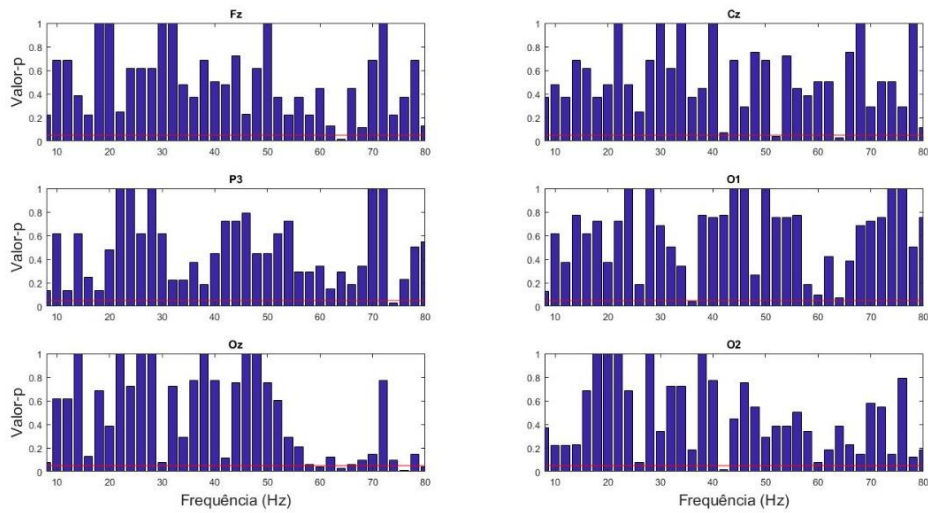


Figura 36. Exemplo dos valores- p (barras azuis) obtidos da comparação entre a frequência de ocorrência da sincronização entre as condições bola à esquerda e bola à direita, com o α ajustado para 5 % (linha vermelha).

CAPÍTULO 6

DISCUSSÃO

No presente estudo, investigaram-se as respostas corticais envolvidas na resposta motora a uma tarefa de interceptação de bola que viaja em trajetória desconhecida. Essas respostas foram baseadas no sinal EEG, adquirido em um protocolo experimental realizado em um ambiente de realidade virtual que simulava a defesa de um pênalti do futebol com o avaliado sendo o goleiro em primeira pessoa. Foram avaliados os níveis de presença (SANCHEZ-VIVES & SLATER, 2005) percebidos pelos avaliados, e, sendo assim, os resultados obtidos foram satisfatórios para garantir que o ambiente em realidade virtual simulasse adequadamente a situação de defesa de pênalti a partir de uma condição real, assegurando um alto nível de presença relatado pelos avaliados. Para o questionário SAM, obteve-se o escore absoluto mediano de 7 (Figura 21), para uma escala de 1 a 9, sendo 1 pouco presente e 9 muito presente. Para o questionário SUS, das 6 questões avaliadas, 5 delas obtiveram o escore absoluto mediano de 5, e 1 delas, o escore absoluto mediano de 6 (Figura 22). Diferentemente da aplicação usada no presente estudo, resultados prévios de presença, relatados por outros trabalhos buscaram comparar o nível de presença obtido em diferentes ambientes virtuais, por exemplo, comparação da presença entre cenários com diferentes níveis de complexidade (BAUMGARTNER *et al.* 2008), imagem 2D × 3D (KOBBER *et al.* 2012) e tipo de ambiente virtual (BOHIL, *et al.* 2011).

O protocolo desenvolvido buscou acrescentar ao estímulo usado um componente de incerteza, envolvido no desconhecimento sobre a direção da trajetória da bola, resultando numa maior demanda cognitiva durante as respostas motoras. Isso pode ser sustentado pela idéia de que a incerteza sobre a direção da trajetória da bola não permite o estabelecimento claro de um estímulo ou comando imperativo sobre a execução do movimento. O tempo de resposta médio para a execução da resposta motora, que foi considerado o tempo necessário entre a S1.1 e o início do MOV detectado pelo acelerômetro, foi de (média ± desvio-padrão) $999,2 \pm 150,8$ ms e $1002,6 \pm 134,1$ ms para os estímulos BE e BD respectivamente. Em um trabalho publicado previamente, os autores investigaram o efeito do nível de incerteza da localização espacial do ponto em uma tela na qual o avaliado deveria mover um cursor (resposta motora) sobre o nível de dessincronização da banda beta durante a preparação motora (TZAGARAKIS, *et al.* 2010). O tempo de reação foi considerado pelos autores como o tempo compreendido

entre o estímulo e o início do movimento do cursor. Os autores consideraram como aceitáveis os tempos de reação obtidos entre 100 ms e 1000 ms e encontraram um aumento no tempo de reação na condição com mais possibilidades de resposta motora (mais incerteza) *versus* a condição com menos possibilidades (menos incerteza).

Protocolos que buscam investigar integração sensório-motora possuem comandos semelhantes, que são, muitas das vezes, um primeiro comando de preparação, ou S1, no qual o avaliado deve-se preparar para a resposta motora a ser executada imediatamente após um segundo estímulo, ou S2, que possui um papel imperativo de execução do movimento (TZAGARAKIS *et al.* 2010). Esses comandos são, tradicionalmente, usados como *trigger*, com vistas a permitir sincronizar no domínio do tempo a resposta cortical com o estímulo (DA SILVA & INFANTOSI 2012, STECKLOW *et al.*, 2012, GAO *et al.*, 2013, MENTO *et al.*, 2013, JANG *et al.*, 2016). Dessa maneira, nosso protocolo experimental investigou a resposta motora de maneira diferente de trabalhos anteriores (TZAGARAKIS *et al.*, 2010, DA SILVA & INFANTOSI, 2012, GAO *et al.*, 2013, NAKAYASHIKI *et al.*, 2014), pois não possuímos um claro e previamente estabelecido comando S2. Isso é sustentado pelo argumento de que, após o sinal do apito, S1, o comando representado pelo som do chute não foi imperativo, representando, então, um segundo comando de preparação (S1.1), esse mais forte que o primeiro. Nesse sentido, o estímulo imperativo para execução motora seria representado pela percepção visual da trajetória da bola, que deflagraria, assim, a resposta motora adequada (ex. bola a direita sendo interceptada pelo segmento direito). Nesse sentido, foi proposta a investigação das respostas corticais sincronizadas com dois diferentes *triggers*: (1) o início do MOV detectado pelo acelerômetro e (2) o som do chute (S1.1).

Considerando que o protocolo experimental possui um período de expectativa, buscou-se, inicialmente, avaliar a presença de um potencial relacionado a evento que estivesse associado à expectativa, nesse caso a CNV. Dessa forma, foram avaliados dois trechos descritos na seção 4.5.1 do presente estudo. A CNV, descrita inicialmente em 1964 (WALTER *et al.*, 1964), pode ser eliciada pelo paradigma associado à resposta motora (S1-S2-resposta motora) (SUR & SINHA, 2009). Ela pode ser definida como uma variação negativa de baixa frequência que ocorre no EEG no intervalo entre dois estímulos, o primeiro de preparação/alerta (S1) e um segundo de execução de tarefas cognitivas ou motoras (S2) (STECKLOW *et al.*, 2012). Sendo assim, investigou-se, inicialmente, a presença da CNV no trecho de sinal EEG, compreendido entre o início

do MOV e 2 s anteriores. Nessa abordagem, a hipótese foi de que, considerando que a percepção do deslocamento da bola deflagraria o movimento, então seria possível que houvesse a presença de CNV no referido trecho. Entretanto, a figura 23 pareceu não demonstrar a presença da CNV nesse trecho. Esse resultado poderia ser explicado pela falta de sincronismo das condições geradoras do potencial, inter-sujeitos, uma vez que cada resposta motora e em cada indivíduo foi realizada em um ponto temporal diferente. Além disso, o ponto temporal no qual ocorreu a percepção do deslocamento e direção da bola é desconhecido, portanto é provável que tenha dificultado ainda mais a verificação da presença da CNV. Foi investigada também a presença da CNV usando uma segunda abordagem de segmentação, que foi usando o trecho de 4 s entre o S1 e S1.1, que foi considerado um trecho puramente de expectativa. Esse resultado, que pode ser observado na figura 24, pareceu sim demonstrar uma variação negativa claramente de acordo com a demonstrada pela literatura (WALTER *et al.*, 1964, DUSHANOVA, 2001, BICKEL *et al.*, 2012, RAWLE, *et al.*, 2012, STECKLOW *et al.*, 2012, MENTO, *et al.* 2013). Foi investigada no presente estudo apenas a existência ou não da CNV nas diferentes estratégias de segmentação, entretanto outros trabalhos prévios (STECKLOW *et al.*, 2012) investigaram também a amplitude e latência da CNV em diferentes condições. Além disso, a CNV tem usualmente sido subdividida em dois componentes (MAEDA AND FUJIWARA, 2007, STECKLOW, *et al.* 2012), um precoce (pCNV), que ocorre entre 500 ms e 1000 ms após o S1, e outro tardio (tCNV), no intervalo de 500 ms antes de S2. Enquanto o pCNV parece ser gerado em áreas motoras suplementares, e reflete uma resposta automática do SNC a um processo orientado, o tCNV está associado ao córtex motor primário (M1) (MAEDA AND FUJIWARA, 2007), indicando a mobilização para a execução de tarefas motoras, cognitivas ou de atenção (TRAVIS *et al.* 2002). Dessa forma, a presença da CNV foi verificada em ambas as abordagens de segmentação, apenas nas derivações relacionadas às áreas motoras.

O comportamento dinâmico de diferentes áreas corticais foi investigado por meio do uso da E_{am} . Essa técnica foi aplicada de diferentes maneiras no presente estudo em trechos de sinais que refletissem as etapas de expectativa, planejamento e preparação motoras. A estimação da E_{am} , aplicada em uma janela deslizante foi aplicada em dois trechos de sinais: em um trecho de 2 s anterior ao início do MOV e um outro com 2 s envolvendo 1 s anterior ao S.1.1 até 1 s após. Resultados prévios correlacionaram a entropia de um sinal EEG por meio de uma outra técnica, a entropia

de *Kolmogorov*, com sincronização/dessincronização relacionada a evento (GAO, *et al.* 2013), mostrando, assim, uma relação entre a entropia de um sinal e a ativação cortical de uma dada área. Outros autores identificaram uma diminuição da entropia do sinal EEG, principalmente na banda Beta-2 (20-30 Hz) das áreas motoras cerca de 2 s antes da execução de um movimento voluntário (AMORIM *et al.*, 2015). O emprego da E_{am} no trecho de 2 s anterior ao movimento também mostrou resultado semelhante, no qual foi encontrado efeito principal para momento ($p < 0,001$) e que pode ser observado, com destaque para as derivações centrais, na Figura 25.

Foi encontrado também efeito principal para o fator derivação ($p < 0,001$), pois, em um processo de integração sensório-motora, cada uma das derivações representam diferentes áreas corticais, que realizam diferentes processamentos, por isso seria natural que a E_{am} fosse diferente ao longo trecho analisado. Nesse sentido, foi encontrada interação momento \times derivação ($p = 0,03$). Essa interação encontrada pode reforçar os achados de AMORIM *et al* (2015), pois, em todas as derivações usadas no presente estudo, a E_{am} encontrada no momento mais próximo à realização do movimento (Pmov3) exibiu os menores valores (Figura 26). Apesar de resultados prévios apontarem para uma relação entre a complexidade da atividade cortical e o nível de incerteza sobre a direção da resposta motora a ser realizada subsequentemente (TZAGARAKIS *et al.* 2010), nossos resultados não apresentaram efeito principal para a direção da bola quando analisados o trecho composto por 2 s antes do MOV ($p = 0,63$). Adicionalmente, vale ressaltar que também não foram encontradas interações direção \times momento ($p = 0,44$) e direção \times derivação ($p = 0,15$). Nesse caso, apesar de terem sido avaliados apenas indivíduos destros, a resposta cortical aos estímulos ipsi e contralaterais à dominância motora dos avaliados não diferiu. Outros autores (AMORIM *et al.*, 2015) que também analisaram os 2 s prévios ao movimento também não encontraram diferença nas respostas corticais usando a entropia do sinal EEG, para as áreas corticais motoras ipsi e contralateral à dominância motora dos avaliados. Vale ressaltar também que esses autores avaliaram indivíduos canhotos e destros em seus experimentos.

A partir desses resultados, é possível inferir que o uso da estimativa da entropia de um sinal EEG poderia avaliar o comportamento dinâmico de um sinal, como observado por LIQUORI *et al* (2016), que investigou a entropia do sinal EEG quando os avaliados eram estimulados visualmente por um cenário visual que se deslocava

ântero-posteriormente de maneira aleatória. Os autores relataram que a análise da entropia aplicada aos sinais EEG com os avaliados na posição ortostática evidenciou um processamento cortical mais complexo durante a estimulação visual de um cenário dinâmico que com este estático. Dessa forma, se a quantificação da complexidade do sinal por meio da estimativa da entropia foi capaz de detectar a modificação do estado cortical entre a estimulação visual de um cenário estático para um dinâmico, seria possível, então, essa aplicação para o estímulo visual do presente experimento, que se tratava do deslocamento da bola. Sendo assim, nessa abordagem de segmentação, usando como *trigger* o início do deslocamento da bola (S1.1) em vez de usar o início do MOV, foi detectado efeito principal ($p < 0,001$) para os fatores direção, momento e derivação.

Em relação ao fator direção, esses resultados podem ser corroborados por outros resultados da literatura que investigaram as respostas corticais associadas à direção do movimento em uma resposta motora por meio de técnicas de análises do sinal EEG (HAMMON *et al.*, 2008, WALDERT, *et al.* 2008, TZAGARAKIS *et al.* 2010, AHMADIAN *et al.*, 2013). Esses resultados complementam os resultados encontrados por LIQUORI *et al* (2016), que identificou alterações na entropia do sinal EEG em condições de cenário em movimento \times cenário estático, mas não conseguiu detectar diferenças na entropia obtida nos sinais EEG entre tipos de movimento do cenário (afastamento \times aproximação). Os mesmo autores também usaram a técnica de estimativa da entropia em uma janela deslizante, a fim de investigar o comportamento dinâmico ao longo de três momentos, assim como também realizado no presente estudo: pré estimulação, durante a estimulação e pós estimulação. Os autores relataram que os valores de entropia aumentam de forma sincronizada com o início do estímulo visual, tendo o momento ao final da estimulação (durante a estimulação) os maiores valores de entropia. Os resultados do presente estudo também corroboram tais achados, pois foi identificada interação direção \times momento ($p = 0,001$), na qual encontramos diferença apenas entre as direções BE \times BD para os momentos *durchute* e *poschute*.

Vale ressaltar que o fator direção BD, independente da derivação, apresentou menor valor de E_{am} para os momentos *durchute* e *poschute*. Complementarmente a isso, quando se analisa a interação entre os fatores direção \times derivação ($p < 0,001$), em todas as derivações analisadas, o valor de E_{am} apresentou o menor no momento *poschute*. Os resultados referentes ao trecho de 2 s (1 s antes de S1.1 até 1 s após) apresentaram ainda

interação direção × derivação ($p < 0,001$). Essa interação mostrou que as derivações parietais, centrais e frontais não diferiram de maneira geral em relação à direção da bola, com exceção da derivação C3, que apresentou maior entropia na direção BE, comparado à derivação C4 em ambas as direções, BD e BE. Vale ressaltar que a derivação C3 é contralateral à dominância lateral dos avaliados, no entanto apresentou maior entropia na direção BE, ipsilateral a sua localização cortical e ao movimento produzido.

É classicamente relatada pela literatura uma maior atividade cortical na região motora contralateral ao movimento produzido (HAMMON *et al.*, 2008, WALDERT, *et al.* 2008, TZAGARAKIS *et al.* 2010, AHMADIAN *et al.*, 2013), contrariando esse resultado encontrado na derivação C3. Entretanto, AMORIM *et al.* (2015) não encontrou diferenças na entropia do sinal EEG quando analisou indivíduos destros entre a derivação C3 com movimentação de membro dominante e a derivação C4 na tarefa de membro não-dominante. Adicionalmente, vale ressaltar ainda que, na interação direção × derivação desse mesmo trecho de 2 s (1 s antes de S1.1 até 1 s após), de maneira generalizada, as derivações parietais, centrais e frontais exibiram menores valores de E_{am} que as derivações occipitais e temporais. Essa maior E_{am} exibida pelas áreas occipitais e parietais poderia ser inferida pelo processamento paralelo, que se espalha sobre essas regiões corticais, sobre as informações visuais a serem processadas (deslocamento da bola, formato, espaço, profundidade, etc) (BEAR, CONNORS, & PARADISO, 2007). Sustentando ainda essa informação, de acordo com Kuba *et al.* (2007), essa resposta cortical aumentada na região occipito-parietal está associada ao processamento do movimento do ambiente, por meio da ativação da via magno-celular.

Além das duas estratégias já mencionadas nessa discussão, uma terceira estratégia de segmentação foi utilizada, também relacionada a trechos de expectativa, planejamento e preparação motoras. Foi usado um par de trechos de 0,5 s cada, onde um foi composto por 0,5 s antes do início do MOV (PRE_{MOV}) e o outro, entre -1 s e -0,5 s antes de S1.1 (PRE_{CHUTE}). Nesses trechos, não foi usado o curso temporal da E_{am} ao longo do segmento; dessa forma, obteve-se um valor único de E_{am} para todo o segmento analisado. Vale ressaltar que, na segmentação 3, foi realizada uma estratégia adicional de filtragem, na qual os segmentos foram filtrados com um filtro passa-banda *Butterworth* 2ª ordem para as frequências alfa (8 – 12 Hz), beta (12 – 30 Hz) e gama (acima de 30 Hz). Foi usada uma ANOVA de três fatores, sendo direção (BE × BD),

momento ($PRE_{CHUTE} \times PRE_{MOV}$) e derivação. Assim como na estratégia de segmentação 1, nessa estratégia de segmentação 3, em um dos sinais usados (PRE_{MOV}), foi adotado o início do MOV como *trigger*, e, assim como na estratégia de segmentação 1, a E_{am} não diferiu ($p = 0,377$) entre as possíveis direções da bola (BE \times BD) quando analisado o sinal com filtragem entre 1 e 40 Hz. Adicionalmente a isso, quando analisados os sinais filtrados na banda alfa, o fator direção também não apresentou efeito principal para o fator direção da bola ($p = 0,544$), assim como para os sinais filtrados na banda beta ($p = 0,154$). Em nenhuma das estratégias de filtragem foram detectadas interações envolvendo o fator direção como, direção \times momento e direção \times derivação ($p > 0,05$).

Esses resultados referentes à detecção da direção do estímulo difere da literatura especializada, pois diversos outros trabalhos demonstraram, previamente, ser possível a identificação da direção do movimento por meio técnicas de processamento digital do sinal EEG (LAKANY & CONWAY, 2007, HAMMON *et al.*, 2008, WALDERT, *et al.* 2008, TZAGARAKIS *et al.* 2010, AHMADIAN *et al.*, 2013), entretanto foram usadas outras técnicas que não a estimativa de entropia do sinal. Diferentemente dos resultados encontrados em relação ao fator direção nos sinais filtrados entre 1 e 40 Hz e nas bandas alfa e beta, os sinais filtrados na banda gama apresentaram efeito principal para direção ($p = 0,044$). Contrariamente, os resultados apresentados por WALDERT *et al.* (2008) não foram positivos em conseguir extrair das bandas beta e gama informação sobre a direção do movimento a ser realizado, entretanto, em estudos similares usando a técnica de *local field potentials*, a banda gama pareceu ser mais informativa (RICKERT, *et al.* 2005, WALDERT *et al.* 2008).

Resultados prévios (TZAGARAKIS *et al.*, 2010) mostraram que o ERD encontrado na banda beta durante a fase de preparação motora estaria relacionado à incerteza direcional de um estímulo visuomotor, assim como presente em nosso experimento. É possível que a não detecção de diferença entre os valores de E_{am} para o fator direção da bola, nos sinais filtrados na banda alfa, possa ser justificado por uma baixa sensibilidade da técnica em relação a diferentes estímulos, mas não em detectar mudanças no comportamento, como demonstrado por LIQUORI *et al.* (2016). Os autores encontraram diferenças no fator tempo (pré, durante e pós estímulo), mas não no tipo de estímulo (aproximação ou afastamento do cenário). Isso pode ser corroborado pelos resultados do fator momento (PRE_{CHUTE} e PRE_{MOV}), que complementam os resultados aqui apresentados referentes ao fator direção da bola. Dessa forma, vale

ressaltar que foi encontrado efeito principal para o fator momento nas estimativas de E_{am} obtidas com os sinais filtrados de 1 a 40 Hz ($p < 0,001$), filtrados na banda alfa ($p < 0,001$), na banda beta ($p < 0,001$) e também na banda gama ($p < 0,001$). No presente estudo, com os pares de sinais usados na segmentação 3, o trecho de sinal chamado PRE_{CHUTE} foi considerado um trecho de expectativa e serviu como referência, e o trecho chamado PRE_{MOV} foi considerado um trecho de preparação do movimento. Dessa maneira, é provável que, durante o curso de 0,5 s que compôs o trecho de sinal PRE_{MOV} , tenham ocorrido os processamentos corticais envolvendo o processamento visual de deslocamento da bola. Uma série de evidências na literatura apontam para que essa maior condição de processamento cortical, observada no trecho PRE_{CHUTE} , estivesse relacionada com um aumento dos valores de entropia.

GAO *et al.* (2013) demonstrou em seus resultados que a entropia do sinal EEG aumentava de forma sincronizada com o início do movimento no córtex motor contralateral, e que a transição do planejamento para a execução motora aumentaria os processos dinâmicos relacionados ao ERD/ERS. Os autores concluem que a estimativa da entropia do sinal EEG seria uma forma de quantificar esse comportamento dinâmico. Complementando ainda esses resultados referentes à relação entre entropia de um sinal EEG e nível de processamento cortical, diversos outros resultados (YUN *et al.*, 2012, THUL *et al.*, 2016, MATEOS *et al.* 2018) indicam uma perda de entropia dos sinais EEG durante estados inconscientes ou em estados de baixo nível de alerta ou prontidão. Os autores complementam isso concluindo que, em um estado no qual o indivíduo esteja acordado e com alto nível de consciência e que a quantidade de informação a ser processada seja alta, a entropia do sinal EEG tende a ser maior que na ausência de consciência. Entretanto, considerando o *trigger* usado na segmentação 3, e levando em consideração a comparação entre os momentos PRE_{CHUTE} e PRE_{MOV} , os resultados encontrados vão no sentido contrário, pois, no efeito principal detectado para o fator momento, a E_{am} do momento PRE_{MOV} apresentou menor valor de entropia em todas as bandas de frequências testadas.

Adicionalmente ao efeito principal para momento, na estratégia de segmentação 3, foi detectado também interação para momento \times derivação ($p = 0,006$) para as estimativas de E_{am} obtidas nos sinais filtrados na banda alfa, independentemente da direção da bola. Vale ressaltar que essa interação foi encontrada principalmente nas derivações relacionadas às regiões associativas (P4) e motoras (C3 e C4) e cognitiva (F4). Sendo assim, foram encontrados menores valores de entropia no momento

PRE_{MOV} nessas derivações. Complementando esses resultados, a mesma interação momento \times derivação ($p < 0,001$) foi encontrada quando analisadas as estimativas de E_{am} obtidas nos sinais filtrados na banda gama. Essa interação foi encontrada nas derivações occipitais (O1 e O2), nas quais os valores de E_{am} foram menores no momento PRE_{MOV}. Dessa forma, é possível que essa diminuição nos valores de entropia esteja associada a um estreitamento de banda, possivelmente sustentado por uma atividade focal realizada pelas células neuronais responsáveis pelos processamentos visuais de identificação e trajetória da bola e planejamento da adequada resposta motora.

No presente estudo também foi realizada a investigação sobre o índice ERD/ERS do sinal EEG, usando o mesmo par de sinais analisados na estratégia de segmentação 3 da E_{am} . Foi usado um par de trechos de 0,5 s cada, onde um foi composto por 0,5 s antes do início do MOV (PRE_{MOV}) e o outro, o trecho entre -1 s e $-0,5$ s antes de S1.1 (PRE_{CHUTE}). O índice ERD/ERS foi investigado no presente estudo nas bandas de frequência alfa, beta e gama, as quais estão relacionadas com o planejamento e execução do movimento (PFURTSCHELLER & LOPES DA SILVA, 1999, DA SILVA & INFANTOSI, 2012). De acordo com PFURTSCHELLER E LOPES DA SILVA (1999), quando são comparados trechos de sinais relacionados à execução motora com trechos relacionados ao planejamento motor, é esperado que haja o dessincronismo nas bandas alfa e beta nas derivações localizadas em áreas motoras. Adicionalmente, estudos prévios consistentemente relatam a ocorrência do dessincronismo nas bandas alfa e beta nas derivações relacionadas a regiões sensório-motoras após um estímulo de preparação (S1) (DEIBER *et al.*, 2012), assim como o dessincronismo na banda alfa antes da execução do movimento (PFURTSCHELLER & LOPES DA SILVA, 1999, DA SILVA & INFANTOSI, 2012). Esses mesmos autores reportaram que, antes e durante a execução de movimentos unilaterais, é observado o dessincronismo das bandas alfa e beta nas regiões sensório-motoras contralaterais ao segmento que produz o movimento. Esse dessincronismo lateralizado nas bandas alfa e beta sobre as regiões sensório-motoras tem sido observado também na avaliação do índice de assimetria, entre a atividade cortical contra e ipsilateral ao movimento, quando o avaliado possui o conhecimento do comando imperativo da sua execução. Diferentemente do encontrado por boa parte da literatura (PFURTSCHELLER & LOPES DA SILVA, 1999, DA SILVA *et al.* 2010, TZAGARAKIS *et al.* 2010, DA SILVA & INFANTOSI, 2012, GAO *et al.*, 2013), os resultados do presente estudo

apresentaram uma ocorrência de sincronismo maior que o dessincronismo entre os indivíduos que apresentaram resposta. Dessa maneira, enquanto grande parte da literatura obtém o índice ERD/ERS comparando trechos de sinais de planejamento com execução motora, o presente estudo investigou esse índice, usando a comparação de trechos de sinais de expectativa com os de planejamento. Conseqüentemente, é possível que a escolha desses trechos para análise do índice ERD/ERS tenha mascarado um possível dessincronismo que possivelmente tenha ocorrido entre S1, que representaria o *trigger* para a preparação motora, e o MOV, que representaria o *trigger* para o início do movimento. De fato, como apresentado na figura 36, a dessincronização em uma mesma derivação e banda de frequência foi encontrada em uma pequena fração das amostras avaliada (< 50 %). A maior ocorrência de sincronismo foi encontrada ao longo da derivação occipital, entretanto a menor ocorrência ocorreu nas derivações parietais ao longo das bandas de frequência. Apesar de os resultados do presente estudo indicarem uma maior ocorrência de sincronismo para todas as derivações em todas as bandas de frequência, isso não ocorreu com a derivação P3 na banda alfa e na direção BD, que é ipsilateral à dominância lateral dos avaliados. Esse dessincronismo encontrado na região associativa na banda alfa pode estar associado aos processos de atenção envolvidos na tarefa de interceptação da bola (NEUPER & PFURTSCHELLER 2001). Adicionalmente, TZAGARAKIS *et al.* (2010) propuseram a incerteza direcional sobre a resposta motora de um estímulo sensorial, como determinante da potência obtida na banda beta durante a preparação motora. Os autores relataram um comportamento inversamente proporcional entre a redução da banda beta (16-28 Hz) e o nível de incerteza referente a resposta motora a ser realizada. Isto sugere que a atividade neural do córtex sensório-motor durante a preparação motora covaria com a incerteza direcional (TZAGARAKIS *et al.* 2010). É importante ressaltar também uma aparente maior ocorrência de sincronismo encontrada na banda gama em relação às bandas alfa e beta, indicadas na figura 35, em especial nas derivações occipitais (O1, Oz e O2). Corroborando nossos resultados, SALENIUS *et al.* (1996) relataram a ocorrência de sincronismo na banda gama logo antes e durante a realização do movimento, e que, por análise de fonte (HÄMÄLÄINEN *et al.*, 1993), essa atividade foi localizada no córtex motor primário (M1). Os autores concluem que a atividade da banda gama estaria correlacionada com a atividade muscular, realizada pela resposta motora e quantificada pelo eletromiograma. Os resultados de elevada frequência de ocorrência de sincronização encontrados nos eletrodos occipitais poderiam ser corroborados pelo fato

de essa banda de frequência ter também importante papel no processamento de representação e identificação visual de objetos, atenção e memória (SHAPIRA *et al.*, 2017). Esses mesmos autores sugerem que a análise espectral da banda gama em potenciais relacionados a evento pode ser útil na avaliação da percepção visual. Esses resultados encontrados a respeito da ocorrência do sincronismo observado na banda gama nas derivações occipitais pode, em certa medida, complementar os resultados encontrados na interação momento \times derivação, observada a partir dos valores de E_{am} estimadas a partir dos sinais filtrados na mesma banda nas derivações O1 e O2. Os valores de E_{am} observadas no trecho PRE_{MOV} foram menores que os apresentados no trecho PRE_{CHUTE} , que poderia ser explicado pelo possível estreitamento de banda observado em outras partes dessa mesma discussão e que estaria associada a um aumento da atividade focal das células neuronais participantes desse processamento. Nesse caso, trata-se do processamento visual da direção e velocidade da bola, assim como do ponto no espaço em que ela será interceptada (CESQUI *et al.*, 2012). De acordo com resultados prévios (KUBA *et al.* 2007, MERCIER *et al.* 2009), a resposta cortical aumentada na região occipito-parietal estaria associada ao processamento do movimento de certos componentes do cenário visual, importante na orientação espacial.

CAPÍTULO 7

CONCLUSÃO

A avaliação da estimação do potencial evocado relacionado a expectativa, a CNV, mostrou uma melhor estimativa desse potencial usando o trecho de sinal EEG compreendido entre o som do apito e o do chute, condição essa puramente de expectativa, não recebendo qualquer influência de direcionalidade da trajetória da bola. Dessa maneira, concluímos em relação a isso que a escolha do trigger influencia a estimativa da CNV e que o uso do estímulo auditivo, como trigger ao invés do uso do início do movimento identificado pelo acelerômetro, permite uma melhor análise de um dos componentes da CNV, que seria a amplitude, relacionada com os processos corticais de atenção e expectativa durante o paradigma tempo de reação / resposta motora.

O uso do índice ERD/ERS indicaram uma consistente, mas não geral, ocorrência de ERS na banda gama do EEG durante o tempo do planejamento motor para a tarefa de interceptar a bola. Por outro lado, as bandas alfa e beta, não apresentaram tal consistência, exibindo ocorrências, tanto, de sincronização como de dessincronização. Adicionalmente, a ocorrência de sincronização parece diferir dependendo da direção da bola, particularmente na banda gama. Creditou-se a isso, o uso da comparação entre trechos de planejamento X expectativa, diferentemente de outros estudos na literatura que compararam planejamento X execução do movimento.

A análise da complexidade do sinal EEG foi realizada em diferentes trechos, refletindo condições de expectativa, planejamento do movimento. Quando analisados os trechos compostos por 2 s anteriores ao início do movimento foi encontrada uma queda da entropia a medida que o sinal se aproximava do início do movimento, independente da direção da bola. Na condição de -1 s a +1 s do som do chute, a direção da bola resultou em diferentes respostas corticais após a bola iniciar seu movimento. Adicionalmente, os canais temporais e occipitais apresentaram maiores valores de entropia que os canais parietais, centrais e frontais. Complementando também que o efeito da direção da bola foi detectado pela entropia, apenas na banda gama e que foi essa banda também que apresentou os maiores valores de entropia.

Dessa forma, são necessários futuros estudos, que possam avaliar as respostas investigadas nesse estudo, entretanto a partir do uso deste protocolo experimental, usando diferentes configurações de velocidade e angulação da trajetória da bola. Uma

outra perspectiva futura que pode ser apontada também, seria a análise que pudesse fornecer a evolução temporal do índice ERD/ERS ao longo do estímulo, permitindo assim a obtenção de importantes parâmetros da atividade neural durante a preparação motora.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Alegre, M., Gurtubay, I. G., Labarga, A., Iriarte, J., Valencia, M., Artieda, J.: Frontal and central oscillatory changes related to different aspects of the motor process: a study in go/no-go paradigms. *Experimental Brain Research* 159, 14–22 (2004).
- Ahmadian, P., S. Cagnoni and L. Ascari. How capable is non-invasive EEG data of predicting the next movement? A mini review. *Frontiers in Human Neuroscience* (2013).7: 124-124.
- Amorim, A. C., R.D., A., S.T., K., & Costa, A. H. R. (2006). *Virtual Reality: Stereoscopic Imaging for Educational Institutions*. Paper presented at the Conference ICBL2007, Florianópolis.
- Amorim, A. C. O., Arnaut, R. D., Kofuji, S. T., & Costa, A. H. R. (2010). Realidade Virtual: Estereoscopia na Educação. . *Revista Técnico Científica do IFSC*, 1(1), 94-102.
- Amorim, F. E., P. J. G. Da-Silva, M. Cagy and A. F. C. Infantosi (2015). Análise da complexidade de EEG usando entropia de permutação durante movimento voluntário. VII Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas (SIIM) / VI Simpósio de Processamento de Sinais (SPS - UNICAMP). Campinas. 2: 46-49.
- Baccalá, L. A., & Sameshima, K. (2001). Partial directed coherence: a new concept in neural structure determination. *Biological Cybernetics*, 84(6), 463-474.
- Badash, I., Burt, K., Solorzano, C. A., & Carey, J. N. (2016). Innovations in surgery simulation: a review of past, current and future techniques. *Annals of Translational Medicine*, 4(23), 453.
- Barela, J. A. (2000). Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural. *Revista paulista de Educação física, supl.3.*, 79-88.
- Bareš, M., Nestršil, I., & Rektor, I. (2007). The effect of response type (motor output versus mental counting) on the intracerebral distribution of the slow cortical potentials in an externally cued (CNV) paradigm. *Brain Research Bulletin*, 71(4), 428-435.
- Barry, R. J., Clarke, A. R., McCarthy, R., Selikowitz, M., & Johnstone, S. J. (2005). EEG coherence adjusted for inter-electrode distance in children with attention-

- deficit/hyperactivity disorder. *International Journal of Psychophysiology*, 58(1), 12-20.
- Barry, R. J., Clarke, A. R., McCarthy, R., Selikowitz, M., Johnstone, S. J., Hsu, C.-I., . . . Magee, C. A. (2005). Age and gender effects in EEG coherence: II. Boys with attention deficit/hyperactivity disorder. *Clinical Neurophysiology*, 116(4), 977-984.
- Bastiaansen, M. C. M., Böcker, K. B. E., Brunia, C. H. M., de Munck, J. C., & Spekreijse, H. (2001). Event-related desynchronization during anticipatory attention for an upcoming stimulus: a comparative EEG/MEG study. *Clinical Neurophysiology*, 112(2), 393-403.
- Baumgartner, T., Speck, D., Wettstein, D., Masnari, O., Beeli, G., & Jäncke, L. (2008). Feeling present in arousing virtual reality worlds: prefrontal brain regions differentially orchestrate presence experience in adults and children. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2(8).
- Bear, M. F., Connors, B. W., & Paradiso, M. A. (2007). *Neuroscience : exploring the brain*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Bickel, S., E. C. Dias, M. L. Epstein and D. C. Javitt. Expectancy-related modulations of neural oscillations in continuous performance tasks. *Neuroimage* (2012).62(3): 1867-1876.
- Bizovska, L., Z. Svoboda, N. Vuillerme and M. Janura. Multiscale and Shannon entropies during gait as fall risk predictors. A prospective study. *Gait & Posture* (2016).52: 5-10.
- Bradley, M. M., & Lang, P. J. (1994). Measuring emotion: the self-assessment manikin and the semantic differential *J. Behav. & Exp. Psychiat*, 25(1).
- Branco, R. S. (2015). *A Dominância Cortical no Potencial Pré-Motor em Tarefa Voluntária Unilateral. Dissertação de M.Sc.*, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- Bohil, C. J., B. Alicea and F. A. Biocca. Virtual reality in neuroscience research and therapy. *Nature Reviews Neuroscience* (2011).12: 752.
- Cameirão, M. S., Badia, S. B. i., Oller, E. D., & Verschure, P. F. (2010). Neurorehabilitation using the virtual reality based Rehabilitation Gaming System: methodology, design, psychometrics, usability and validation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 7(1), 48.

- Campanini I., Merlo A., Degola P., Merletti R., G., V., & D., F. (2007). Effect of electrode location on EMG signal envelope in leg muscles during gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(4).
- Caplan, J. B., Madsen, J. R., Schulze-Bonhage, A., Aschenbrenner-Scheibe, R., Newman, E. L., & Kahana, M. J. (2003). Human θ Oscillations Related to Sensorimotor Integration and Spatial Learning. *The Journal of Neuroscience*, 23(11), 4726-4736.
- Cesqui, B., d'Avella, A., Portone, A., & Lacquaniti, F. (2012). Catching a ball at the right time and place: individual factors matter. *PLoS One*, 7(2), e31770.
- Chouinard, G., Annable, L., Dubrovsky, B., & Dongier, M. (1975). Postimperative negative variation (PINV) in ambulatory schizophrenic patients. *Comprehensive Psychiatry*, 16(5), 457-460.
- Cliburn, D. C. (2004). Virtual reality for small colleges. *J. Comput. Sci. Coll.*, 19(4), 28-38.
- Croxson, P. L., Johansen-Berg, H., Behrens, T. E. J., Robson, M. D., Pinsk, M. A., Gross, C. G., . . . Rushworth, M. F. S. (2005). Quantitative Investigation of Connections of the Prefrontal Cortex in the Human and Macaque using Probabilistic Diffusion Tractography. *The Journal of Neuroscience*, 25(39), 8854-8866.
- Da-Silva, P. J. G. & Infantosi, A. F. C.: O Sincronismo Cortical Durante o Movimento Voluntário. In: XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2012, Porto de Galinhas. 1948–1952 (2012).
- Da-Silva, P. J. G., Cagy, M., & Infantosi, A. F. C. (2016). Developing a dynamic virtual stimulation protocol to induce linear egomotion during orthostatic posture control test. *Research on Biomedical Engineering*, 32(3) 273-282.
- Da Silva, P. J. G., Rosa, B. P., Cagy, M., & Infantosi, A. F. C. (2014). Motion-Related VEPs Elicited by Dynamic Virtual Stimulation. In L. M. Roa Romero (Ed.), *XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013: MEDICON 2013, 25-28 September 2013, Seville, Spain* (pp. 1809-1812). Cham: Springer International Publishing.
- de Luca, C. J., LeFever, R. S., McCue, M. P., & Xenakis, A. P. (1982). Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions. *The Journal of Physiology*, 329, 129-142.

- Deeny, S. P., Haufler, A. J., Saffer, M., & Hatfield, B. D. (2009). Electroencephalographic Coherence During Visuomotor Performance: A Comparison of Cortico-Cortical Communication in Experts and Novices. *Journal of Motor Behavior*, 41(2), 106-116
- Deiber, M.-P., E. Sallard, C. Ludwig, C. Ghezzi, J. Barral and V. Ibanez "EEG alpha activity reflects motor preparation rather than the mode of action selection." *Frontiers in Integrative Neuroscience* (2012).6(59).
- Dessing, J. C., Peper, C. E., Bullock, D., & Beek, P. J. (2005). How Position, Velocity, and Temporal Information Combine in the Prospective Control of Catching: Data and Model. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 17(4), 668-686.
- Drongelen, W. v. (2007). *Signal processing for neuroscientists : introduction to the analysis of physiological signals*. Burlington, Mass.: Academic Press.
- Dushanova, J. "Does the Kolmogorov entropy give more information about the organization of the voluntary movement?" *Acta Physiol Pharmacol Bulg.* (2001).26(1-2): 93-96.
- Faure, P., & Korn, H. (2001). Is there chaos in the brain? I. Concepts of nonlinear dynamics and methods of investigation. *Comptes Rendus de l'Académie des Sciences - Series III - Sciences de la Vie*, 324(9), 773-793.
- Ferdig, R., Blank, J., Kratcoski, A., & Clements, R. (2015). Using stereoscopy to teach complex biological concepts. *Advances in Physiology Education*, 39(3), 205-208.
- Fino, P. C., M. A. Nussbaum and P. G. Brolinson "Decreased high-frequency center-of-pressure complexity in recently concussed asymptomatic athletes." *Gait & Posture* (2016).50: 69-74.
- Gao, J., Wang, W., & Zhang, J. (2016). Explore Interregional EEG Correlations Changed by Sport Training Using Feature Selection. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2016, 10.
- Gao, L., J. Wang and L. Chen "Event-related desynchronization and synchronization quantification in motor-related EEG by Kolmogorov entropy." *J Neural Eng* (2013).10(3): 036023.
- Granger, C. W. J.. Investigating Causal Relations by Econometric Models and Cross-spectral Methods. *ECONOMETRICA*, (1969) 37(3), 424-438.
- Grünewald, G., Grünewald-Zuberbier, E., Netz, J., Hömberg, V., & Sander, G.. Relationships between the late component of the contingent negative variation

- and the Bereitschaftspotential. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, (1979) 46(5), 538-545.
- Hämäläinen, M., R. Hari, R. J. Ilmoniemi, J. Knuutila and O. V. Lounasmaa Magnetoencephalography---theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain. *Reviews of Modern Physics* (1993).65(2): 413-497.
- Hamano, T., Lüders, H. O., Ikeda, A., Collura, T. F., Comair, Y. G., & Shibasaki, H.. The cortical generators of the contingent negative variation in humans: a study with subdural electrodes. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, (1997)104(3), 257-268.
- Hammon, P. S., S. Makeig, H. Poizner, E. Todorov and V. R. De Sa "Predicting Reaching Targets from Human EEG." *IEEE Signal Processing Magazine* (2008).vol. 25,(no. 1,): 69-77.
- Hogan, M. J., D. O'Hara, M. Kiefer, S. Kubesch, L. Kilmartin, P. Collins and J. Dimitrova. The effects of cardiorespiratory fitness and acute aerobic exercise on executive functioning and EEG entropy in adolescents. *Frontiers in Human Neuroscience* (2015) 9(538).
- Hong, S. L. and K. M. Newell. Entropy compensation in human motor adaptation. *Chaos* (2008).18(1): 013108.
- 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.
- Jang, J., M. Jones, E. Milne, D. Wilson and K.-H. Lee Contingent negative variation (CNV) associated with sensorimotor timing error correction. *Neuroimage* (2016).127: 58-66.
- Jasper, H. H. Report of the committee on methods of clinical examination in electroencephalography. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. (1958) 10 (2): 370–375.
- Kalcher, J. and G. Pfurtscheller Discrimination between phase-locked and non-phase-locked event-related EEG activity. *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*. (1995).94(5): 381-384.

- Kaminski, M. J., & Blinowska, K. J. A new method of the description of the information flow in the brain structures. *Biological Cybernetics*, (1991) 65(3), 203-210.
- Khor, W. S., Baker, B., Amin, K., Chan, A., Patel, K., & Wong, J. (2016). Augmented and virtual reality in surgery—the digital surgical environment: applications, limitations and legal pitfalls. *Annals of Translational Medicine*, 4(23), 454.
- Knoch, D., Pascual-Leone, A., Meyer, K., Treyer, V., & Fehr, E. (2006). Diminishing Reciprocal Fairness by Disrupting the Right Prefrontal Cortex. *Science*, 314(5800), 829-832.
- 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.
- Koechlin, E., & Hyafil, A. (2007). Anterior Prefrontal Function and the Limits of Human Decision-Making. *Science*, 318(5850), 594-598.
- Kornhuber, H. H., & Deecke, L. (2016). Brain potential changes in voluntary and passive movements in humans: readiness potential and reafferent potentials. *Pflügers Archiv - European Journal of Physiology*, 468(7), 1115-1124.
- Kuba, M., Z. Kubová, J. Kremláček and J. Langrová. Motion-onset VEPs: Characteristics, methods, and diagnostic use. *Vision Research* (2007).47(2): 189-202.
- Kukleta, M., Turak, B., & Louvel, J. (2012). Intracerebral recordings of the Bereitschaftspotential demonstrate the heterogeneity of its components. *International Journal of Psychophysiology*, 83(1), 65-70
- Lacourse, M. G., Orr, E. L. R., Cramer, S. C., & Cohen, M. J. (2005). Brain activation during execution and motor imagery of novel and skilled sequential hand movements. *Neuroimage*, 27(3), 505-519.
- Lakany, H. and B. A. Conway. Understanding intention of movement from electroencephalograms. *Expert Systems* (2007).24(5): 295-304.
- Lawton, G. W., Hung, T. M., Saarela, P., & Hatfield, B. D. (1998). Electroencephalography and Mental States Associated with Elite Performance. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 20(1), 35-53.
- Lewis, C. H., & Griffin, M. J. (1997). Human Factors Consideration in Clinical Applications of Virtual Reality. *Studies in health technology and informatics*(44), 35-58.

- Li, X., Ong, S. H., Pan, Y., & Ang, K. K. (2013, 16-19 April 2013). *Connectivity pattern modeling of motor imagery EEG*. Paper presented at the 2013 IEEE Symposium on Computational Intelligence, Cognitive Algorithms, Mind, and Brain (CCMB).
- Lipsitz, L. A., & Goldberger, A. L. (1992). Loss of complexity and aging: Potential applications of fractals and chaos theory to senescence. *JAMA*, *267*(13), 1806-1809.
- Liquori, D. M. S., B. F. Viana, F. E. Amorim, P. J. G. Da Silva, M. Cagy and A. F. C. Infantosi (2016). ANÁLISE DE ENTROPIA DURANTE ESTIMULAÇÃO VISUAL DINÂMICA. XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica Foz do Iguaçu.
- Machado, S., Portella, C. E., Silva, J. G., Velasques, B., Terra, P., Vorkapic, C. F., . . . Ribeiro, P. (2007). Changes in quantitative EEG absolute power during the task of catching an object in free fall. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, *65*, 633-636.
- Mack, S., & Kandel, E. R. (2013). *Principles of neural science*. New York: McGraw-Hill medical.
- Maeda, K., & Fujiwara, K. Effects of preparatory period on anticipatory postural control and contingent negative variation associated with rapid arm movement in standing posture. *Gait & Posture*, (2007) *25*(1), 78-85
- Mateos, D. M., R. Guevara Erra, R. Wennberg and J. L. Perez Velazquez "Measures of entropy and complexity in altered states of consciousness." *Cognitive Neurodynamics* (2018).*12*(1): 73-84
- Mento, G., V. Tarantino, M. Sarlo and P. S. Bisiacchi "Automatic Temporal Expectancy: A High-Density Event-Related Potential Study." *PLoS One* (2013).*8*(5): e62896.
- Mercier, M., S. Schwartz, C. M. Michel and O. Blanke "Motion direction tuning in human visual cortex." *European Journal of Neuroscience* (2009).*29*(2): 424-434.
- Merfeld, D. M., L. Zupan and R. J. Peterka. Humans use internal models to estimate gravity and linear acceleration. *Nature* (1999).*398*(6728): 615-618.
- Miranda de Sá, A. M. F. L., Lazarev, V. V., Infantosi, A. F. C.: Evaluating the Event-Related Synchronization and Desynchronization by means of a Statistical Frequency Test. In: 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale, Lyon, France, August 23-26, (2007).

- Monteiro, L. R., A;. (2015). A indução afetiva em cenários de realidade virtual: avaliação da sensação de presença. *Psicologia Clínica*, 27, 139-160
- Moreira, Rafael da Silva (2016). Identificação da Variação Negativa Pós -Imperativa em Imagética Motora. *Dissertação de M.Sc.*, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- Nader, S., Machado, S., Cunha, M., Portella, C. E., Silva, J. G., Velasques, B., . . . Ribeiro, P. (2008). Posterior parietal cortex role in a sensorimotor task performance. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, 66, 341-343.
- Nakayashiki, K., M. Saeki, Y. Takata, Y. Hayashi and T. Kondo "Modulation of event-related desynchronization during kinematic and kinetic hand movements." *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (2014).11(1): 90.
- Neuper, C. and G. Pfurtscheller "Event-related dynamics of cortical rhythms: frequency-specific features and functional correlates." *International Journal of Psychophysiology* (2001).43(1): 41-58.
- Niedermeyer, E., & Lopes da Silva, F. H. (2005). *Electroencephalography : basic principles, clinical applications, and related fields*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Oldfield, R.C. (1971). The Assessment and analysis of handedness: The Edinburg Inventory. *Neuropsychologia*, 9, 97-113.
- Pfurtscheller, G. (1999). *Event related desynchronization*. Amsterdam [u.a.]: Elsevier.
- Pfurtscheller, G., & Lopes da Silva, F. H. (1999). Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clinical Neurophysiology*, 110(11), 1842-1857.
- Pincus, S. M. (1991). Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 88(6), 2297-2301.
- Pincus, S. M. "Assessing Serial Irregularity and Its Implications for Health." *Annals of the New York Academy of Sciences* (2001).954(1): 245-267.
- Portella, C. E., Silva, J. G., Bastos, V. H., Machado, D., Cunha, M., Cagy, M., . . . Ribeiro, P. (2006). Aprendizagem de procedimentos e efeitos ansiolíticos: medidas eletrencefalográficas, motora e atencional. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, 64, 478-484.
- Portella, C. E., Silva, J. G., Machado, S., Velasques, B., Bastos, V. H. d. V., Ferreira-Vorkapic, C., . . . Ribeiro, P. (2007). EEG spectral coherence inter and

- intrahemispheric during catching object fall task. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, 65, 63-67.
- Rawle, C., C. Miall and P. Praamstra "Frontoparietal theta activity supports behavioral decisions in movement-target selection." *Frontiers in Human Neuroscience* (2012).6(138).
- Richman, J. S., & Moorman, J. R. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology*, 278(6), H2039-H2049.
- Rickert, J., S. C. de Oliveira, E. Vaadia, A. Aertsen, S. Rotter and C. Mehring "Encoding of Movement Direction in Different Frequency Ranges of Motor Cortical Local Field Potentials." *The Journal of Neuroscience* (2005).25(39): 8815-8824.
- Roland, P. E., Larsen, B., Lassen, N. A., & Skinhoj, E. (1980). Supplementary motor area and other cortical areas in organization of voluntary movements in man. *Journal of Neurophysiology*, 43(1), 118-136.
- Ruchkin, D. (2005). EEG coherence. *International Journal of Psychophysiology*, 57(2), 83-85.
- Sanchez-Vives, M. V., & Slater, M. (2005). From presence to consciousness through virtual reality. *Nat Rev Neurosci*, 6(4), 332-339.
- Sanei, S., & Chambers, J. (2007). *EEG signal processing*. Chichester, England; Hoboken, NJ: John Wiley & Sons.
- Salenius, S., R. Salmelin, C. Neuper, G. Pfurtscheller and R. Hari "Human cortical 40 Hz rhythm is closely related to EMG rhythmicity." *Neuroscience Letters* (1996).213(2): 75-78.
- Santos, E. T., Zuffo, M. K., Netto, M. L., & Lopes, R. D. (2001). *Computação Gráfica: Estado da arte e a pesquisa na USP*. Paper presented at the SIMPÓSIO NACIONAL DE GEOMETRIA DESCRITIVA E DESENHO TÉCNICO, Sao Paulo.
- Sartori, L., Straulino, E., & Castiello, U. (2011). How objects are grasped: the interplay between affordances and end-goals. *PLoS One*, 6(9), e25203.
- Schmidt, R. A., & Lee, T. D. (2014). *Motor learning and performance : from principles to application*.

- Seabra, R. D., & Santos, E.T. (2015). Utilização de técnicas de realidade virtual no projecto de uma ferramenta 3D para o desenvolvimento da habilidade de visualização espacial. *Revista Educação gráfica*, 9, 111-122.
- Shannon, C. E. (1948). A Mathematical Theory of Communication. *Bell System Technical Journal*, 27(4), 623-656.
- Shapira, A., Sterkin A., Fried, M., Yehezkel, O., Zalevsky, Z., Polat U. Increased gamma band activity for lateral interactions in humans. *PLoS ONE* (2017) 12(12): e0187520.
- Silva, Paulo José Guimarães da. (2010). *Análise Eletroencefalográfica do Controle postural Ortostático em Ambiente de Realidade Virtual. Tese de D.Sc.*, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- Silva, F., Arias-Carrión, O., Teixeira, S., Velasques, B., Peressutti, C., Paes, F., . . . Ribeiro, P. (2012). Functional coupling of sensorimotor and associative areas during a catching ball task: a qEEG coherence study. *International Archives of Medicine*, 5, 9-9
- Singh, V. P. (2013). *Entropy theory and its application in water engineering*.
- Solodkin, A., Hlustik, P., Chen, E. E., & Small, S. L. (2004). Fine Modulation in Network Activation during Motor Execution and Motor Imagery. *Cerebral Cortex*, 14(11), 1246-1255
- Sowell, E. R., Thompson, P. M., Holmes, C. J., Batth, R., Jernigan, T. L., & Toga, A. W. (1999). Localizing Age-Related Changes in Brain Structure between Childhood and Adolescence Using Statistical Parametric Mapping. *Neuroimage*, 9(6), 587-597.
- Stadler, W., Klimesch, W., Pouthas, V., & Ragot, R. (2006). Differential effects of the stimulus sequence on CNV and P300. *Brain Research*, 1123(1), 157-167.
- Stecklow, M. V., Cagy, M., & Infantosi, A. F. C. (2012). *Variação negativa contingente em atletas de voleibol durante imagética motora cinestésica*. Paper presented at the CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA - CBEB XXIII, Porto de Galinhas, PE.
- Sur, S., & Sinha, V. K. (2009). Event-related potential: An overview. *Industrial Psychiatry Journal*, 18(1), 70-73. doi: 10.4103/0972-6748.57865
- Tadaka, H. (2012). *Electromyography: new developments, procedures and applications*. . Japao: Nova Science Publishers.

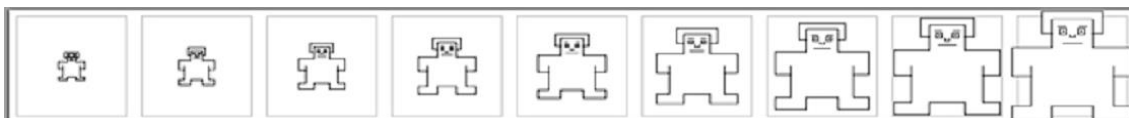
- Travis, F., Tecce, J., Arenander, A., & Wallace, R. K. (2002). Patterns of EEG coherence, power, and contingent negative variation characterize the integration of transcendental and waking states. *Biological Psychology*, *61*(3), 293-319.
- Thul, A., J. Lechinger, J. Donis, G. Michitsch, G. Pichler, E. F. Kochs, D. Jordan, R. Ilg and M. Schabus "EEG entropy measures indicate decrease of cortical information processing in Disorders of Consciousness." *Clinical Neurophysiology* (2016).*127*(2): 1419-1427.
- Tzagarakis, C., N. F. Ince, A. C. Leuthold and G. Pellizzer. Beta-band activity during motor planning reflects response uncertainty. *J Neurosci* (2010).*30*(34): 11270-11277.
- Ungerleider, L. G., Doyon, J., & Karni, A. (2002). Imaging Brain Plasticity during Motor Skill Learning. *Neurobiology of Learning and Memory*, *78*(3), 553-564.
- Usoh, M., Catena, E., Arman, S., & Slater, M. (2000). Using Presence Questionnaires in Reality. *Presence*, *9*(5), 497-503.
- van Hedel H, Tomatis L, & Muller R. (2006). Modulation of leg muscle activity and gait kinematics by walking speed and bodyweight unloading. *Gait Posture*, *24*.
- Velasques, B., Machado, S., Portella, C. E., Silva, J. G., Basile, L. F. H., Cagy, M., . . . Ribeiro, P. (2007). Electrophysiological analysis of a sensorimotor integration task. *Neuroscience Letters*, *426*(3), 155-159.
- Walter, W. G., Cooper, R., Aldridge, V. J., McCallum, W. C., & Winter, A. L. (1964). Contingent Negative Variation : An Electric Sign of Sensori-Motor Association and Expectancy in the Human Brain. *Nature*, *203*(4943), 380-384.
- Waldert, S., H. Preissl, E. Demandt, C. Braun, N. Birbaumer, A. Aertsen and C. Mehring "Hand movement direction decoded from MEG and EEG." *J Neurosci* (2008).*28*(4): 1000-1008.
- Welford, A. T., & Brebner, J. M. T. (1980). *Reaction times*. London; New York: Academic Press.
- Wirth, W., Hartmann, T., Böcking, S., Vorderer, P., Klimmt, C., Schramm, H., . . . Jäncke, P. (2007). A Process Model of the Formation of Spatial Presence Experiences. *Media Psychology*, *9*(3), 493-525.
- Wolpert, D. M., Diedrichsen, J., & Flanagan, J. R. (2011). Principles of sensorimotor learning. *Nat Rev Neurosci*, *12*(12), 739-751.
- Wolpert, D. M., & Landy, M. S. (2012). Motor control is decision-making. *Current Opinion in Neurobiology*, *22*(6), 996-1003.

- Wong, A. L., Haith, A. M., & Krakauer, J. W. (2015). Motor Planning. *The Neuroscientist*, 21(4), 385-398.
- Yang J, & Winter D. (1984). Electromyographic amplitude normalization methods: Improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Archives of Physical Therapy Medicine and Rehabilitation*, 65.
- Yentes, J. M., N. Hunt, K. K. Schmid, J. P. Kaipust, D. McGrath and N. Stergiou "The Appropriate Use of Approximate Entropy and Sample Entropy with Short Data Sets." *Annals of Biomedical Engineering* (2013).41(2): 349-365.
- Youngblut, C. (1998). *Educational uses of virtual reality technology*. Alexandria, Virginia Institute for Defense Analyses.
- Yun, K., H.-K. Park, D.-H. Kwon, Y.-T. Kim, S.-N. Cho, H.-J. Cho, B. S. Peterson and J. Jeong "Decreased cortical complexity in methamphetamine abusers." *Psychiatry Research: Neuroimaging* (2012).201(3): 226-232.

ANEXO I

Escala presença *SAM*.

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



ANEXO II

Questionário presença *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

ANEXO III

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

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

Título do protocolo: ESTIMULAÇÃO VISUAL POR REALIDADE VIRTUAL ESTEREOSCÓPICA SIMULANDO INTERCEPTAÇÃO DE BOLA

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

CAAE: 56246116.2.0000.5257

INTRODUÇÃO

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

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

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

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

Objetivo do estudo

Desenvolver um protocolo que permita avaliar um movimento voluntário composto pela tarefa de interceptar uma bola que viaja em

trajetória desconhecida, em um ambiente de realidade virtual estereoscópica.

A sua participação envolverá:

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

Anamnese com um pesquisador

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

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

Protocolo de estimulação visual em realidade virtual

O protocolo experimental, ou o exame, pelo qual você participará de maneira voluntária, será composto por um jogo que

simula a cobrança de penalty, no qual você será o goleiro em primeira pessoa e terá que tentar interceptar (defender) as cobranças.

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

Logo após o protocolo experimental você responderá a dois questionários que buscam avaliar o seu nível de imersão no ambiente virtual.

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

Consentimento para participar do estudo

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

COMPLETE OS ITENS ABAIXO COM A SUA ASSINATURA E DATA
CONSENTIMENTO DO PACIENTE ADULTO
Eu li e compreendi as explicações sobre este estudo e me foi dada a chance de discutir e fazer perguntas. Forneço aqui o meu consentimento para participação no protocolo de estudo.

Nome do participante adulto

Assinatura do pesquisador

____ / ____ / ____
Data (DD/MM/AAAA)

ANEXO IV

Parecer do CEP

HOSPITAL UNIVERSITÁRIO
CLEMENTINO FRAGA FILHO
/HUCFF/ UFRJ



Continuação do Parecer: 1.574.564

/ Brochura Investigador	ProjetoDetalhado.doc	10:46:46	Netto	Aceito
Outros	CurriculoPesquisadores.doc	19/05/2016 10:45:22	Aluizio dAffonsêca Netto	Aceito
Outros	Anamnese.doc	19/05/2016 10:44:02	Aluizio dAffonsêca Netto	Aceito
Declaração do Patrocinador	Declaracao_Instituicao_Proponente.pdf	19/05/2016 10:43:15	Aluizio dAffonsêca Netto	Aceito
Declaração do Patrocinador	Declaracao_Instituicao_Proponente.doc	19/05/2016 10:42:55	Aluizio dAffonsêca Netto	Aceito
Declaração de Pesquisadores	Carta_de_Apresentacao.pdf	19/05/2016 10:42:34	Aluizio dAffonsêca Netto	Aceito
Declaração de Pesquisadores	Carta_de_Apresentacao.doc	19/05/2016 10:42:16	Aluizio dAffonsêca Netto	Aceito
Outros	ApendiceDocumentosAnexos.doc	19/05/2016 10:41:29	Aluizio dAffonsêca Netto	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.doc	19/05/2016 10:40:22	Aluizio dAffonsêca Netto	Aceito
Outros	folhaDeRosto_editavel.pdf	19/05/2016 10:22:47	Aluizio dAffonsêca Netto	Aceito
Folha de Rosto	Folha_Rosto_Submissao.pdf	14/04/2016 15:26:18	Aluizio dAffonsêca Netto	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

RIO DE JANEIRO, 09 de Junho de 2016

Assinado por:
Carlos Alberto Guimarães
(Coordenador)