

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE ENGENHARIA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

CAETANO DECIAN LAZZARI

**ESTUDOS DE ELETROENCEFALOGRAFIA EM UM  
AMBIENTE DE TRÂNSITO SIMULADO**

Porto Alegre

2013

CAETANO DECIAN LAZZARI

**ESTUDOS DE ELETROENCEFALOGRAFIA EM UM  
AMBIENTE DE TRÂNSITO SIMULADO**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de concentração: Controle e Automação

ORIENTADOR: Alexandre Balbinot

Porto Alegre

2013

CAETANO DECIAN LAZZARI

**ESTUDOS DE ELETROENCEFALOGRAFIA EM UM  
AMBIENTE DE TRÂNSITO SIMULADO**

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção  
do título de Mestre em Engenharia Elétrica e aprovada  
em sua forma final pelo Orientador e pela Banca  
Examinadora.

Orientador: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. Alexandre Balbinot, UFRGS

Doutor pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul – Porto Alegre, Brasil

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Henrique Takachi Moriya, USP

Doutor pela Universidade de São Paulo – São Paulo, Brasil

Prof. Dr. Milton Antonio Zaro, UFRGS

Doutor pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul – Porto Alegre, Brasil

Prof. Dr. Valner João Brusamarello, UFRGS

Doutor pela Universidade Federal de Santa Catarina – Florianópolis, Brasil

Coordenador do PPGEE: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. João Manoel Gomes da Silva Jr.

Porto Alegre, fevereiro de 2013.

## **RESUMO**

O objetivo deste trabalho é contribuir para a área de segurança no trânsito, investigando como os biosinais estão relacionados com as ações do motorista. Devido ao sucesso no emprego de interfaces BCI, os potenciais elétricos evocados no córtex cerebral foram eleitos como objeto de estudo. Para tal estudo, foi construído então um ambiente de realidade virtual capaz de imergir o usuário em uma cena de trânsito através de um simulador composto de um monitor LCD, pedais e volante. Em paralelo, um eletroencefalograma (EEG) é responsável por condicionar os sinais. O resultado da análise dos sinais de EEG permite concluir que é possível estabelecer uma relação estatística válida, para um intervalo de confiança de 98%, entre sinais de trânsito, como placas de pare, vire à direita ou vire à esquerda, a resposta cognitiva do usuário às mesmas, através dos dados de EEG. A taxa média de acerto na identificação da ocorrência de um evento é de 81%, sem a discriminação entre o tipo de evento, com desvio padrão de 8,5%, considerando uma amostra de dois voluntários que realizaram duas seções de 40 eventos cada.

**Palavras-chave: Eletroencefalografia, Potenciais Evocados, Realidade Virtual, Trânsito.**

## **ABSTRACT**

The cars are becoming safer and several anti collision devices begin to emerge. The aim of this work is to contribute to the area of traffic safety, investigating how the electrical potentials of the cerebral cortex are related to the actions of the driver. For this we built a virtual reality environment in a situation that mimics a driving scenario through a driving scene presented by an LCD monitor, pedals and steering wheel interface. An electroencephalogram (EEG) is responsible for conditioning the signals to be recorded on a computer and then analyzed. The result shows that it is possible to establish a relationship between the traffic signs and the EEG data (98% confidence interval). The identification rate obtained is 81% (8,5% standard deviation) for a two volunteer sample that performed two trials of 40 events each.

**Keywords:** Electroencephalography, Evoked potentials, Virtual Reality, Traffic.

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>11</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA</b>	<b>13</b>
<b>2.1</b>	<b>EEG E ALGUNS DOS SEUS PARADIGMAS UTILIZADOS EM SISTEMAS BCI</b>	<b>14</b>
<b>2.1.1</b>	<b>Paradigma <i>Oddball</i></b>	<b>15</b>
<b>2.1.2</b>	<b>Sincronização e Dessincronização</b>	<b>16</b>
<b>2.1.3</b>	<b>Correspondência Esquerda-Direita</b>	<b>19</b>
<b>2.2</b>	<b>EEG NA CLASSIFICAÇÃO DE PADRÕES</b>	<b>21</b>
<b>2.3</b>	<b>EEG NO AMBIENTE DE TRÂNSITO</b>	<b>22</b>
<b>2.3.1</b>	<b>EEG para Classificação do Estado Mental</b>	<b>23</b>
<b>2.3.2</b>	<b>EEG como Sistema BCI</b>	<b>23</b>
<b>2.3.3</b>	<b>EEG para Identificação de Respostas Cognitivas</b>	<b>24</b>
<b>2.4</b>	<b>PARÂMETROS DOS SIMULADORES ATUAIS</b>	<b>25</b>
<b>2.5</b>	<b>REALIMENTAÇÃO AO USUÁRIO</b>	<b>26</b>
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>29</b>
<b>3.1</b>	<b>AMBIENTE DE REALIDADE VIRTUAL</b>	<b>31</b>
<b>3.1.1</b>	<b>Avaliação e Escolha dos Elementos do Simulador</b>	<b>31</b>
<b>3.1.2</b>	<b>Cenário 1: Sequência de Vídeos</b>	<b>31</b>
<b>3.1.3</b>	<b>Cenário 2: Vídeos Interativos</b>	<b>32</b>
<b>3.1.4</b>	<b>Cenário 3: Realidade Virtual com Modelo Físico Programado</b>	<b>33</b>
<b>3.1.5</b>	<b>Cenário 4: Realidade Virtual com Modelo Físico Embutido</b>	<b>34</b>
<b>3.1.6</b>	<b>Cenário 5: Realidade Virtual com Variabilidade Visual</b>	<b>35</b>
<b>3.1.7</b>	<b>Escolha entre Propostas do Simulador</b>	<b>36</b>
<b>3.1.8</b>	<b>Escolha da Arquitetura para o Ambiente de Realidade Virtual</b>	<b>37</b>
<b>3.1.9</b>	<b>Escolha das Ferramentas para Desenvolvimento do Simulador</b>	<b>40</b>
<b>3.1.10</b>	<b>Agente do Ambiente de Realidade Virtual</b>	<b>42</b>
<b>3.1.11</b>	<b>Cenário do Ambiente de Realidade Virtual</b>	<b>46</b>
<b>3.2</b>	<b>ELETOENCEFALOGRAFIA</b>	<b>51</b>
<b>3.3</b>	<b>INTEGRAÇÃO DO EEG COM O AMBIENTE DE REALIDADE VIRTUAL</b>	<b>54</b>
<b>3.3.1</b>	<b>Sistema de aquisição de dados</b>	<b>54</b>
<b>3.3.2</b>	<b>Dispositivo de sincronismo</b>	<b>56</b>
<b>3.4</b>	<b>CONDIÇÕES GERAIS DOS ENSAIOS</b>	<b>57</b>
<b>3.5</b>	<b>ALGORITMO IDENTIFICADOR DE EVENTOS</b>	<b>59</b>
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES</b>	<b>66</b>
<b>4.1</b>	<b>FUNCIONAMENTO DO SISTEMA DE REALIDADE VIRTUAL</b>	<b>66</b>
<b>4.2</b>	<b>SINCRONIZAÇÃO E DESSINCRONIZAÇÃO RELACIONADAS A EVENTOS</b>	<b>66</b>
<b>4.3</b>	<b>VALIDAÇÃO DO ALGORITMO IDENTIFICADOR DE EVENTOS</b>	<b>68</b>
<b>4.4</b>	<b>RESULTADOS DA IDENTIFICAÇÃO DE EVENTOS</b>	<b>77</b>
<b>4.5</b>	<b>ARTEFATOS</b>	<b>79</b>
<b>5</b>	<b>CONCLUSÕES</b>	<b>81</b>

<b>6</b>	<b>PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS.....</b>	<b>82</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>83</b>

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 Proposta simplificada.....	12
Figura 2 Sinal P300 Típico.....	16
Figura 3 Sincronização e dessincronização.....	18
Figura 4 Correspondência Esquerda/ Direita.....	20
Figura 5 Localização de eletrodos: Sistema 10-20.....	21
Figura 6 Problema da separação de fontes.....	22
Figura 7 Diagrama de blocos de um sistema realimentado.....	27
Figura 8 Visão geral do sistema.....	30
Figura 9 Proposta para o VRE: Cenário 1; Sequência de Vídeos.....	32
Figura 10 Proposta para o VRE: Cenário 2; Vídeos Interativos.....	33
Figura 11 Proposta para o VRE: Cenário 3; VRE com modelo físico programado.....	34
Figura 12 Proposta para o VRE: Cenário 4; VRE com modelo físico embutido.....	35
Figura 13 Proposta para o VRE: Cenário 5; VRE com alta variabilidade.....	36
Figura 14 Arquiteturas para a plataforma.....	39
Figura 15 Acoplamento elétrico dos dispositivos.....	40
Figura 16 Conjunto Roda-Suspensão.....	42
Figura 17 Sistemas de tração integral, dianteira e traseira.....	45
Figura 18 Malha tridimensional e modelo dinâmico do ator.....	45
Figura 19 Veículo finalizado.....	46
Figura 20 Zonas proibidas.....	47
Figura 21 Sensores do Ambiente de Realidade Virtual.....	47
Figura 22 Fluxograma do funcionamento geral do Ambiente de Realidade Virtual.....	50
Figura 23 Vista para o usuário.....	50
Figura 24 Objetos e relações do ambiente de realidade virtual.....	51
Figura 25 EEG Monopolar de 8 canais.....	52
Figura 26 Materiais de EEG.....	53
Figura 27 Posicionamento dos Eletrodos.....	53
Figura 28 DRL (cabo verde); conexão da touca (cabo azul); conexão EEG (cabo cinza).....	54
Figura 29 Tela de interface para operador do sistema de aquisição.....	55
Figura 30 Dispositivo de sincronismo.....	57
Figura 31 Sistema em Uso.....	58
Figura 32 Processo de Dessincronização.....	61
Figura 33 Janela de identificação de eventos.....	62
Figura 34 Fluxograma do Algoritmo Identificador de Eventos.....	64
Figura 35 Exemplos de alguns casos possíveis na identificação de eventos.....	65
Figura 36 ERD e ERS.....	67
Figura 37 ERD e ERS: Casos atípicos.....	68

Figura 38 Sinal básico auxiliar. ....	69
Figura 39 Fluxograma: Gerando base de dados auxiliar. ....	70
Figura 40 Ruído branco: (a) -9dB; (b)-6dB; (c) -3dB; (d) 0dB.....	71
Figura 41 Ruído de 60Hz: (a) -9dB; (b)-6dB; (c) -3dB; (d) 0dB. ....	72
Figura 42 Ruído na banda 8-12 Hz: (a) -9dB; (b)-6dB; (c) -3dB; (d) 0dB. ....	73
Figura 43 Ruído de Misto: (a) -9dB; (b)-6dB; (c) -3dB; (d) 0dB.....	74
Figura 44 Sinal EEG corrompido por sinal EOG. ....	80

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 Principais Bandas de EEG. ....	14
Tabela 2 Comparação técnica realizada entre as propostas. ....	37
Tabela 3 Ferramentas para desenvolvimento de ambientes tridimensionais. ....	41
Tabela 4 Fixações do veículo. ....	44
Tabela 5 Parâmetros ativos e passivos do veículo. ....	46
Tabela 6 <i>Storyboard</i> do ambiente de realidade virtual. ....	49
Tabela 7 Estrutura da base de dados. ....	56
Tabela 8 Condições dos Ensaios ....	58
Tabela 9 Controles e recursos do ambiente de realidade virtual. ....	59
Tabela 10 Taxa de acerto para os dados simulados. ....	75
Tabela 11 ANOVA para os dados simulados. ....	75
Tabela 12 Ocorrência de falso-positivos / número de eventos para os dados simulados. ....	76
Tabela 13 ANOVA para número de eventos falso-positivos para os dados simulados. ....	76
Tabela 14 Taxa de acerto do AID nos ensaios. ....	78
Tabela 15 Projeto de experimento ensaios. ....	78
Tabela 16 ANOVA ensaios. ....	79

## LISTA DE ABREVIATURAS

BCI: *Brain Computer Interface*

DRL: *Driven Right Leg Circuit*

ECU: *Electronic Control Unit*

EEG: Eletroencefalografia

EMG: Eletromiografia

EOG: Eletro-Oculografia

ERD: *Event-related Desynchronization*

ERS: *Event-related Synchronization*

FPS: *Frames Per Second*, Quadros Por Segundo

GDL: Graus de Liberdade

GPS: Global Positioning System

IEE: Laboratório de Instrumentação Eletro-Eletrônica

PB: Passa Baixa

PF: Passa Faixa

PPGEE: Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

P100: Onda relacionada aos potenciais evocados no córtex

P300: Onda relacionada aos potenciais evocados no córtex

VRE: Virtual Reality Environment

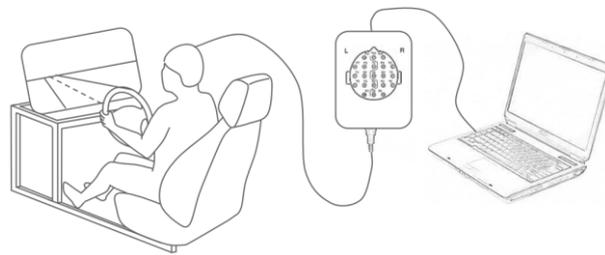
## 1 INTRODUÇÃO

Os veículos atuais estão mais seguros e diversos dispositivos anticolidão surgem a cada ano. Entre estes dispositivos estão os que podem ser classificados como ativos, que agem diretamente sobre os atuadores do veículo, e passivos, que alertam ao motorista através de luzes e/ou sons. A maioria destes dispositivos foca-se no ambiente externo, como sensores de distância e câmeras ou em fatores relacionados ao veículo, levando em consideração parâmetros mecânicos, como sensores de velocidade, pressão, posição, dentre outros (KEMENY; PANERAI, 2003). No entanto, a próxima geração de dispositivos tende a incluir cada vez mais sensores biométricos, permitindo, por exemplo, identificar quem é o motorista do veículo, possibilitando personalizar o veículo ao gosto dos motoristas autorizados ou mesmo bloqueá-lo a intrusos (ROWE; CORCORAN; HENDEE, 2011). Outros sensores voltam-se para a condição do motorista, avaliando seu nível de atenção ou fadiga (WANG et al, 2006).

Sob este contexto, justifica-se o uso da Eletroencefalografia (EEG) como ferramenta de controle ou elemento sensor devido ao seu sucesso em Interfaces Cérebro Computador ou Brain Computer Interface (BCI) (CARRA; BALBINOT, 2012) e na detecção do estado mental (LEE et al, 2000). Já foi reportado de acordo com (LIN et al, 2005; LI; ZHANG; YANG, 2010)) que o EEG pode detectar estado de sonolência ou embriaguês, alertando o motorista sobre sua condição a fim de que repouse até estar em uma condição mais adequada.

No entanto os estudos de (LIN et al, 2007; ZHAO; ZHANG; CICHOCKI, 2009; LIN et al, 2009) sugerem que é possível ir além, usando o EEG na detecção de padrões relacionados às tarefas de trânsito. Em função dessa possibilidade este trabalho se justifica. Além disso, sua grande contribuição é o desenvolvimento de uma plataforma virtual (simulador de trânsito) integrada a um EEG, permitindo a continuidade de uma linha de pesquisa no IEE.

O objetivo deste trabalho é desenvolver uma plataforma para estudo dos potenciais evocados no córtex, que podem ser detectados pelo EEG, durante a atividade de trânsito. Por isso, foi desenvolvido um *software* visual capaz de envolver o usuário em uma situação de trânsito corriqueira. Simultaneamente, um EEG precisa trabalhar de forma sincronizada para construir uma base de dados. Esta base será utilizada na próxima fase, que consiste em analisar os dados coletados, comparando o desempenho de diversas técnicas com os reportados pela literatura. Em um cenário mais amplo, é esperado que as técnicas desenvolvidas possam futuramente **contribuir para o desenvolvimento de sistemas assistivos complementares**, como por exemplo, capacetes e roupas inteligentes, permitindo atuar em sistemas de segurança veicular. Um diagrama básico do sistema proposto é ilustrado pela Figura 1, que demonstra um ambiente de trânsito simulado, integrado a um sistema de aquisição de EEG.



**Figura 1 Proposta simplificada.**

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

A eletroencefalografia foi originalmente desenvolvida para auxílio de diagnósticos neurológicos. Mas logo surgiram novas aplicações, como, por exemplo, a classificação do estado mental do paciente (ANDERSON et al, 1995), o mapeamento de áreas cerebrais responsáveis por cada atividade (FERNÁNDEZ et al, 1995), a descoberta dos ritmos Sensório- Motores, paradigmas dos potenciais evocados e, mais recentemente, a sua utilização no reconhecimento de padrões para utilização em interfaces cérebro computador (ou *Brain Computer Interfaces*, BCI).

Nestas áreas mais recentes de estudo, um dos objetivos destes sistemas BCI é controlar dispositivos como computadores, cadeiras de rodas, equipamentos eletrônicos, dentre outros (CARRA, 2012; MACHADO, 2012). O reconhecimento de padrões está intimamente relacionado ao controle destes dispositivos. Ressalta-se que a etapa de reconhecimento dos padrões produzido é muito importante, pois lida com muitas incertezas associadas ao processo.

Dentre estes estudos, uma possível aplicação é no ambiente de trânsito, onde existem diversas frentes de pesquisas possíveis. Isto se deve a quantidade de informação provida pelo EEG, que é vasta. Um exemplo são testes clínicos, que podem identificar motoristas sujeitos a ataques epiléticos sem histórico anterior, prevenindo possíveis acidentes (TAYLOR; CHADWICK; JOHNSON, 1996). Destaca-se também que os potenciais evocados no córtex fazem parte das principais fontes de informação biológica, juntamente com a eletromiografia (EMG), a eletro-oculografia (EOG), temperatura corporal, frequência cardíaca, etc. (PANTELOPOULOS; BOURBAKIS, 2010).

Sob o contexto dessa pesquisa, busca-se identificar o estado mental dos motoristas, futuramente controlar veículos através de sistemas BCI e, por fim, investigar as tarefas

cognitivas executadas pelo motorista. Portanto, serão investigados alguns destes métodos, diferenciando-os por princípios e aplicabilidade.

## 2.1 EEG E ALGUNS DOS SEUS PARADIGMAS UTILIZADOS EM SISTEMAS BCI

O sinal de EEG distribui-se amplamente no espectro. Porém existem algumas bandas de frequência especiais, as quais são objetos de estudo, por apresentarem comportamentos característicos. A Tabela 1 apresenta as principais bandas, sendo que muitas delas são associadas à execução de diferentes tarefas no dia-a-dia e alterações no seu estado característico também podem ser associadas a patologias, podendo, inclusive, auxiliar em seu diagnóstico.

A banda Alfa é caracterizada por situar-se na frequência de 08 até 13 Hz, sendo associada, por exemplo, à sensação de conforto do sujeito (BROWN, 1970), e atividades como, por exemplo, fechamento dos olhos (TOSCANI et al, 2010). Um exemplo de patologia associada a esta banda é o coma (BRAGATTI et AL, 2008). A banda Beta, situada entre 15 e 25 Hz, já é tida como a banda de referência para o estudo de eventos identificados no córtex. Esta banda está amplamente relacionada com o estado de atenção das pessoas (MAKEIG, 1993). A banda Gama, que compreende frequências maiores do que 30 Hz, representa um campo menos investigado de estudo que a banda Beta, por exemplo. Um exemplo de estudo é sua associação ao processamento dos sinais auditivos (MAKEIG, 1993) e de aprendizagem.

**Tabela 1 Principais Bandas de EEG.**

Banda	Frequência (Hz)	Aplicações
Alfa	8 - 13	Sensação de conforto
Beta	15 - 25	Estado de atenção
Gamma	31 - 43	Sistema auditivo

Fonte: (CRONE et al, 1998)

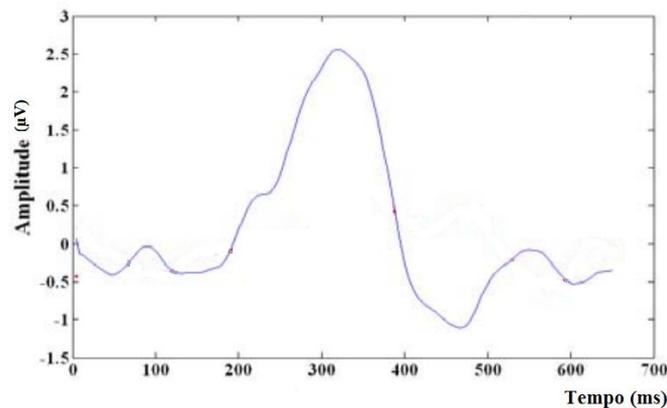
### 2.1.1 Paradigma *Oddball*

Um dos paradigmas mais conhecidos é o *Oddball*. Neste experimento, o usuário é exposto, por exemplo, a uma sequência aleatória de imagens onde, tradicionalmente, aparecem dois tipos distintos de estímulos. Durante esta exibição das imagens, os sinais EEG do usuário são capturados, preferencialmente com um sistema síncrono.

O cerne desta metodologia está no desbalanço entre às probabilidades de ocorrência de um estímulo ou outro, sendo que desta desigualdade de probabilidades vêm seu nome, *Oddball* (Sigular), que representa o símbolo menos frequente. Cria-se, então, para o usuário uma expectativa sobre o próximo estímulo (HUETTEL; MCCARTHY, 2004).

Ao perceber um estímulo não esperado, potenciais elétricos de características especiais são evocados no córtex cerebral. Além do método de estímulo visual citado, onde podem ser empregadas as mais variadas combinações de imagens, também é possível aplicar estímulos de outras fontes, tais como auditivos ou somatosensoriais. Um típico sinal associado a este experimento é o sinal P300 (POLICH; MARGALA, 1997), caracterizado por apresentar-se, tipicamente, cerca de 300 ms após o evento, sendo que este altera a sua forma quando é exibido o símbolo *Oddball*.

O comportamento típico do sinal P300 é exibido pela Figura 2, onde é possível observar um pico positivo máximo do sinal evocado no córtex cerca de 300 ms após a ocorrência de um evento (KHAN et al, 2009).



**Figura 2 Sinal P300 Típico.**

Fonte: Modificado de (KHAN et al, 2009)

O sinal P300 é amplamente investigado, sendo que este sinal pode, ainda, ser decomposto para melhor entendimento do processo (POLICH, 2007). A sua separação em ondas P3a e P3b permite tratar de maneira mais adequada os sinais, especialmente quando existem três ou mais estímulos. Um exemplo de terceiro estímulo, pode ser o chamado estímulo de distração, para o qual se supõe que o usuário não deva reagir.

Através deste sinal é possível, por exemplo, classificar os padrões apresentados durante a sessão (SCHUCK; BALBINOT, 2012), além de permitir exames clínicos. Além do sinal P300, existem ainda outras formas de onda com este tipo de comportamento. É possível, inclusive, notar estas diferenças ao modificar esta dinâmica experimental, por exemplo, alterando o tipo de estímulo e a forma como ele é apresentado, descobrindo-se quais sinais são predominantemente associados aos diferentes tipos de tarefas cognitivas (DRÜNER, 2005).

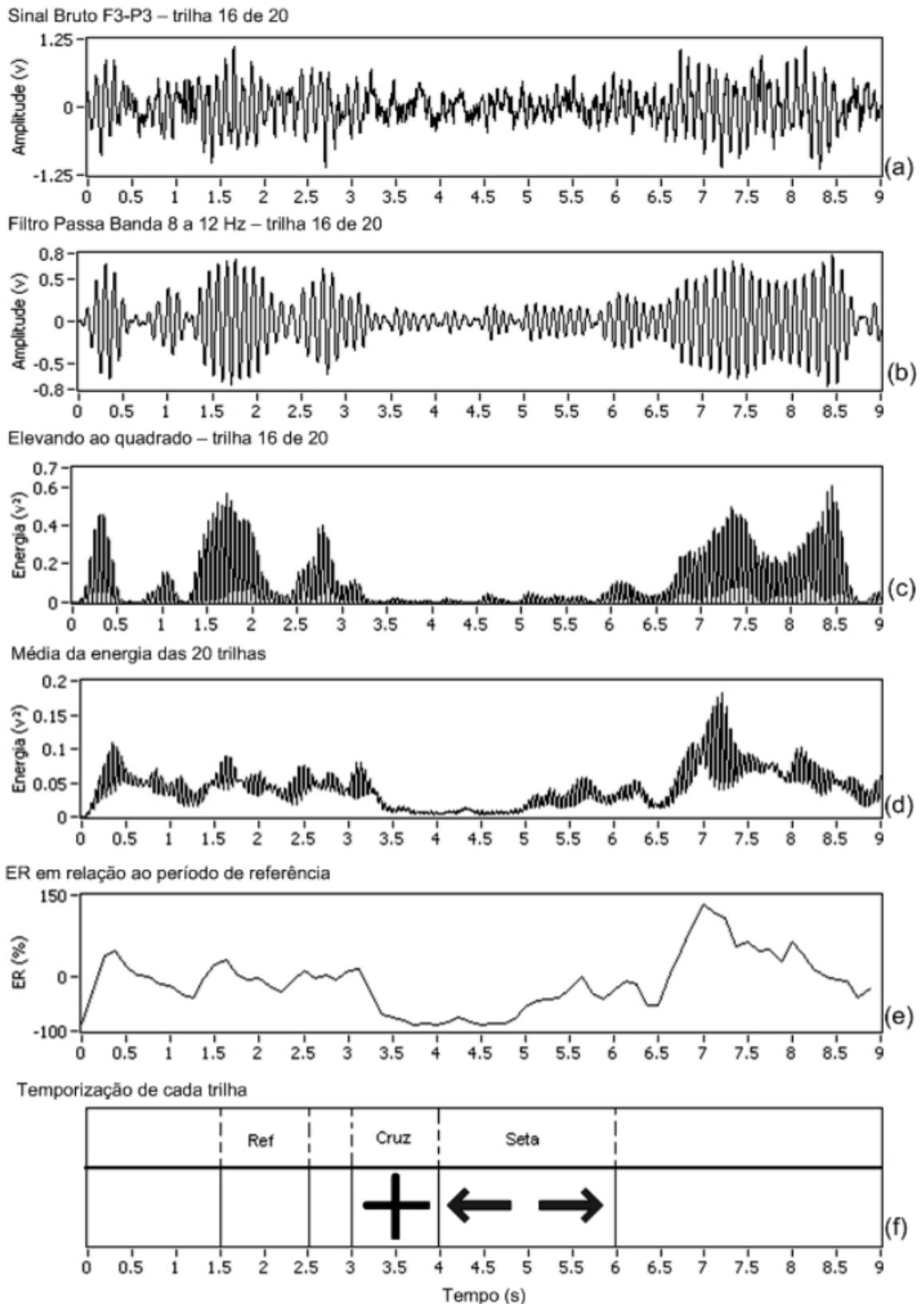
### **2.1.2 Sincronização e Dessincronização**

Outro paradigma bastante conhecido é a sincronização e dessincronização de sinais de EEG, neste paradigma é medido o potencial de energia das bandas de energia do sinal,

usualmente nas bandas Alfa e Beta (FUJIMOTO et al, 2012). No estado de repouso, a banda costuma apresentar mais energia. Após apresentado um estímulo, que desperta atenção da pessoa, a energia do sinal na banda costuma diminuir. A Figura 3a, extraída de Carra (2012), ilustra claramente este processo, relacionado ao processo de movimento de mão imaginário, tendo os estímulos exibidos na linha de tempo da Figura 3f. Nota-se que, inicialmente, as primeiras hipóteses sobre o tema poderiam supor o contrário, esperando mais energia na banda para o período de maior atenção. Por isto este fenômeno é tido como um paradigma.

A Figura 3(a) apresenta o sinal bruto de EEG (canal F3-P3) da trilha de número 16. Na Figura 3(b) é realizada a filtragem passa banda ( $f_c = 8$  a  $12$  Hz, filtro de 2ª ordem do tipo Butterworth) e na Figura 3(c) o sinal filtrado é elevado ao quadrado, ou seja, são obtidos os valores de energia do sinal. Na Figura 3(d) é realizada a média aritmética da energia de todas as 20 trilhas deste experimento e finalmente na Figura 3(e) é obtida a Energia Relativa ao período de referência. Nota-se que até o aparecimento do sinal de alerta (cruz) entre os instantes 0 e 3 s praticamente não há variação da ER. A partir da apresentação do sinal de alerta (cruz) a ER começa a diminuir chegando a uma queda de quase 100% no momento da apresentação do estímulo (ERD). Após aproximadamente 500 ms do desaparecimento do estímulo (instante 6,5 s) ocorre uma elevação acentuada na ER, ou seja, ocorre o efeito ERS. (CARRA, 2012).

Este processo de diminuição da energia do sinal em uma frequência ou banda de frequência é definido como o processo de dessincronização de sinais. O mesmo é válido para o caso análogo, quando o sinal aumenta a sua energia, sendo definido como processo de sincronização de sinais.



**Figura 3 Sincronização e dessincronização.**

Fonte: (CARRA, 2012)

No entanto, as afirmações feitas até agora foram feitas de forma qualitativa. Uma metodologia prática é proposta por Pfurtscheller & Lopes Da Silva (1999), sendo que o primeiro passo é definir um banda de frequência alvo, aplicando um filtro passa faixa ao sinal. A Figura 3b já é resultado deste processo, tendo então o comportamento do sinal na banda de interesse.

Eleva-se então o sinal ao quadrado, obtendo-se a energia do sinal, conforme a definição, tendo seu resultado ilustrado pela Figura 3c. É possível ainda aprimorar este processo básico através da adição de um filtro passa-baixas, evitando as flutuações naturais da banda alvo, conforme a Figura 3d. Por fim, é possível tomar o sinal em relação a um período de referência, conforme a Figura 3e.

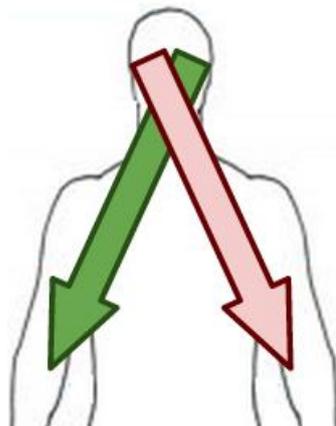
O mesmo é válido para um experimento similar, onde é medida a energia para o caso onde o usuário está de olhos abertos ou fechados. Novamente o paradigma apresenta-se, com a energia do sinal sendo suprimida para o estado de maior atenção, no qual seus olhos estão abertos (TOSCANI et al, 2010).

### **2.1.3 Correspondência Esquerda-Direita**

O mapeamento de atividade cerebral é uma das linhas de pesquisa que mais se desenvolveu nos últimos anos. Nesta área, além do EEG, existem aparelhos de ressonância magnética capazes de medir a atividade até mesmo em áreas muito específicas da superfície (TOGA; MAZZIOTTA, 2002). É possível estabelecer a correspondência no mapa de atividade do córtex cerebral com o funcionamento de órgãos, membros, assim como em atividades cognitivas, entre outras.

Uma das correspondências mais conhecidas é a contralateral esquerda-direita. Ou seja, o hemisfério esquerdo do cérebro é responsável por controlar o lado direito, enquanto o

hemisfério direito controla o lado esquerdo do corpo, respectivamente. Isto é válido especialmente para o controle dos membros superiores (PFURTSCHELLER et al, 1998).

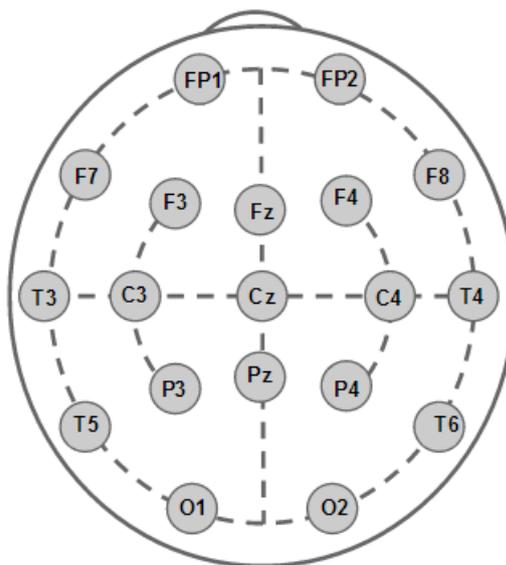


**Figura 4 Correspondência Esquerda/ Direita.**

Nos membros inferiores esta correspondência não é tão evidente, porque o mapeamento indica que a região responsável por seu controle está localizada na região central do córtex. Tipicamente, na região em torno de Cz, considerando o posicionamento do sistema 10-20, ilustrado pela Figura 5.

O sistema 10-20 utiliza como referência básica um plano tomado no crânio à distância pré-auricular. A distância entre a parte frontal deste plano até a parte posterior do crânio é tomada como referência. São marcados então 21 pontos, sendo que as distâncias entre os eletrodos são tomadas sempre a 10% ou 20% da distância referida em relação aos outros eletrodos.

O sistema 10-20 utiliza como notação a letra “z” como sufixo para indicar a posição central (zero) dos eletrodos, números ímpares para definir os eletrodos do lado esquerdo e números pares para definir os eletrodos do lado direito. Já o prefixo indica a primeira letra da região do crânio correspondente (occipital, central, temporal ou frontal).



**Figura 5 Localização de eletrodos: Sistema 10-20.**

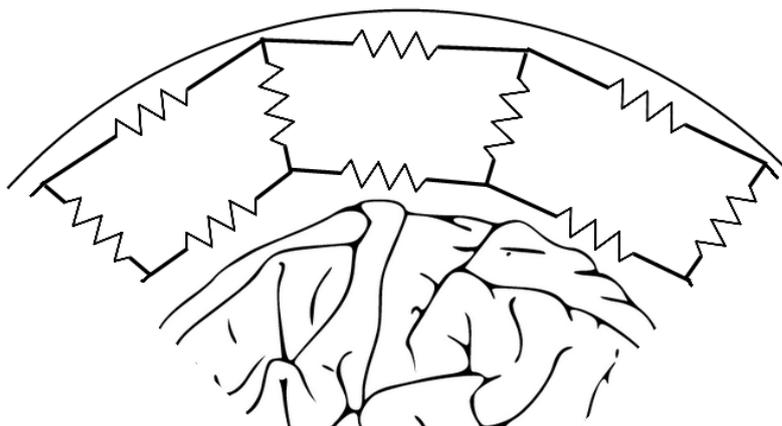
Sendo assim, estas características contralaterais são costumeiramente aproveitadas para o controle de dispositivos BCI. Vale ressaltar, também, que é possível caracterizar não apenas o movimento em si, mas também seu movimento imaginário (MACHADO; BALBINOT; SCHUCK, 2012).

## **2.2 EEG NA CLASSIFICAÇÃO DE PADRÕES**

Os fenômenos de EEG citados na Seção 2.1 são comumente utilizados na classificação de padrões. No entanto, nota-se que a extensão dos dados fornecidos pelos aparelhos EEG é muito vasta. É comum encontrar aparelhos de EEG de até 128 canais (IVES et al, 1991), especialmente em trabalhos científicos (BLANKERTZ et al, 2006), sendo que este número pode ainda aumentar (IYER; ZOURIDAKIS, 2011). Sendo assim, devido à extensão dos dados, a utilização de técnicas de pré-classificação é praticamente imprescindível, pois auxiliam na escolha das informações, extraem os fatores mais relevantes das mesmas e especialmente porque as frequências características podem variar de pessoa à pessoa e, até mesmo, do instante de tempo em que são medidas (LEE et al, 2012).

A técnica de pré-classificação *Independent Component Analysis* (ICA) é muito interessante por propiciar separação das fontes de sinal. No caso do EEG de superfície esta técnica revela-se extremamente versátil, pois, considerando que a fonte dos sinais é a superfície do córtex cerebral, observa-se que os sinais de EEG percorrem uma distância de aproximadamente 06 mm, passando pelo crânio (LYNNERUP, 2001).

É natural, então, aos sinais elétricos dispersarem-se, especialmente se levarmos em conta o modelo de Dale & Sereno (1993), que considera para este problema que o córtex cerebral e a superfície do escalpo têm superfícies de formato esférico, separados por um volume de resistência não linear. Um modelo simplificado deste problema é exemplificado pela Figura 6.



**Figura 6 Problema da separação de fontes.**

### **2.3 EEG NO AMBIENTE DE TRÂNSITO**

A seguir destacam-se alguns estudos que utilizam a eletroencefalografia voltada para o ambiente de trânsito.

### 2.3.1 EEG para Classificação do Estado Mental

Uma das principais causas de acidentes é a falta das condições físicas plenas ao motorista. Isto pode ocorrer devido à fadiga (WANG et al, 2006) ou também por drogas, como por exemplo, o álcool (HU; EBERHART; FORESMAN , 2010). Em contrapartida, sabe-se que a eletroencefalografia pode caracterizar o estado mental do paciente (LEE et AL, 2000) e, além disto, é possível caracterizar o estado de sonolência (ABEYRATN et al, 2009) e de embriaguês (MORGAN, 1993).

De fato, estudos específicos com EEG para o caso do trânsito têm sido reportados, avaliando os estado de sonolência dos motoristas (LIN et al, 2005; LI, ZHANG, YANG, 2010;JIANG; HU, 2010 ; PAPADELIS et al, 2006 ; LIN et al, 2008 ; MICHAIL et al, 2008; LIANG et al, 2005; LIN et al, 2005). Os resultados mostram que é possível determinar o estado de atenção ou sonolência do motorista, atingindo uma taxa de classificação correta de até 92%, utilizando técnicas como Redes Neurais *Fuzzy* (LIN et al, 2005).

Entrando em técnicas ainda mais específicas do trânsito, alguns estudos buscam identificar fatores que geram distrações (LIN et al, 2008; LIN et al, 2011). Os resultados mostram alterações na distribuição do espectro de energia conforme fatores de distração são adicionados.

### 2.3.2 EEG como Sistema BCI

Uma proposta bastante audaciosa é feita por Zhao et al (2009), na qual controla um veículo simulado através de uma interface BCI. O objetivo é alcançado através de um controle incremental de volante e acelerador. Para isto, o usuário é instruído a imaginar que sua mão esquerda aumenta o ângulo das rodas à esquerda, sua mão direita aumenta o ângulo das rodas à direita e seus pés controlam a aceleração do veículo, que desacelera automaticamente na ausência de um comando. Neste experimento dois dos três voluntários do

experimento conseguiram executar com sucesso a tarefa. É importante salientar que trabalhos de nosso grupo de pesquisa, do IEE, têm alcançado sucesso também neste tipo de caracterização dos movimentos das mãos e do pé (CARRA; BALBINOT, 2013; MACHADO; BALBINOT; SCHUCK, 2013).

Nota-se que este tipo de controle difere-se significativamente do controle de um veículo, no qual se controla o ângulo absoluto de esterço através do volante e não de forma incremental, através de comandos. De fato, o sistema é semelhante a uma interface BCI convencional aplicada à tarefa de trânsito simulado. Esta metodologia é bastante similar à de Carra & Balbinot (2012) que realiza o controle de uma cadeira de rodas através de uma metodologia similar.

Outro sistema BCI simulado é apresentado por Lin et al (2009), no qual o usuário controla a navegação em um ambiente tridimensional genérico. O controle BCI se dá através da utilização de uma técnica de análise tempo-frequência denominada *Event Related Spectral Perturbations (ERSP)*.

Ressalta-se que a operação de um veículo convencional exige o controle de diversas funções. Não é esperado, portanto, que estes sistemas abranjam todos esses recursos, especialmente por questões de segurança. Por outro lado não há nenhum impedimento de que tais sistemas sejam empregados em veículos completamente autônomos, que já começam a circular em caráter experimental (MARKOFF, 2010). Além disso, sistemas BCI devem ser encarados como sistemas complementares.

### **2.3.3 EEG para Identificação de Respostas Cognitivas**

Uma nova perspectiva é o uso do EEG para analisar as respostas do motorista às tarefas cognitivas do trânsito, como, por exemplo, resposta aos sinais de trânsito. Estudos preliminares como o de Schier (1999) indicam oscilações na potência espectral da banda alfa

durante a utilização de um simulador veicular. Citando um exemplo, Lin et al (2007) avalia as respostas cognitivas do usuário ao se deparar com um semáforo. Já (LIU et al, 2010) utiliza diversos sinais de trânsito para avaliar os potenciais evocados por estes sinais.

Uma das possíveis aplicações destas metodologias é a detecção de ações possivelmente antes da reação efetiva do motorista. Diferente do caso anterior, voltado para o controle do veículo, atendendo a pessoas com limitações, este tipo de estudo volta-se para a segurança no trânsito, sendo aplicável a todos motoristas.

Entende-se que os sistemas projetados sejam um canal de entrada para a ECU do veículo, podendo ajustar melhor o controle de suspensão, sensibilidade do volante e até mesmo atuar sobre os freios, visto que o erro humano é uma das maiores causas de acidentes.

Esses resultados elevados referentes à desatenção e ao atraso na reação, que apresentam comportamento de risco, corroboram com a pesquisa de Rozestraten (1988) que, ao abordar os acidentes de trânsito, refere como principal deficiência na ação do condutor a falta de atenção. Também são relevantes os resultados apresentados pela Polícia Rodoviária Federal, que destaca em primeiro lugar, entre as principais causas de acidentes ocorridos em 2010, a falta de atenção (JORNAL ZERO-HORA, 2010). Percebe-se que, entre as duas pesquisas, a de Rozestraten e a da Polícia Rodoviária Federal, se passaram 22 anos, mas a principal causa de acidentes permanece a mesma: a falta de atenção (BALBINOT, 2011).

## **2.4 PARÂMETROS DOS SIMULADORES ATUAIS**

Para a correta investigação das respostas cognitivas do motorista, é necessário construir um simulador tão bom quanto possível. Discutir-se-á, então, alguns pontos que merecem destaque antes da abordagem sobre construção do ambiente de realidade virtual.

Os simuladores atuais conseguem trabalhar facilmente com geração de imagens tridimensionais. Embora exista uma óbvia competição por gráficos cada vez mais realistas, especialmente nos simuladores voltados ao setor de entretenimento, na fração mais profissional deste setor os produtores preocupam-se em realizar o simulador da maneira mais fidedigna possível. Para isto utiliza-se de controladores com realimentação de força dos controles, simulação de áudio e até mesmo plataformas móveis.

Estes simuladores são importantes tanto para o desenvolvimento da indústria automobilística, ajudando a identificar o comportamento do motorista a fim de projetar novos algoritmos para caixas de câmbio automáticas, curvas de escalonamento de acelerador, freios, dentre outros (KEMENY; PANERAI, 2003). Sob o ponto de vista do usuário final, considera-se também que os simuladores também podem contribuir no processo de aprendizagem de direção (BALBINOT, 2011) .

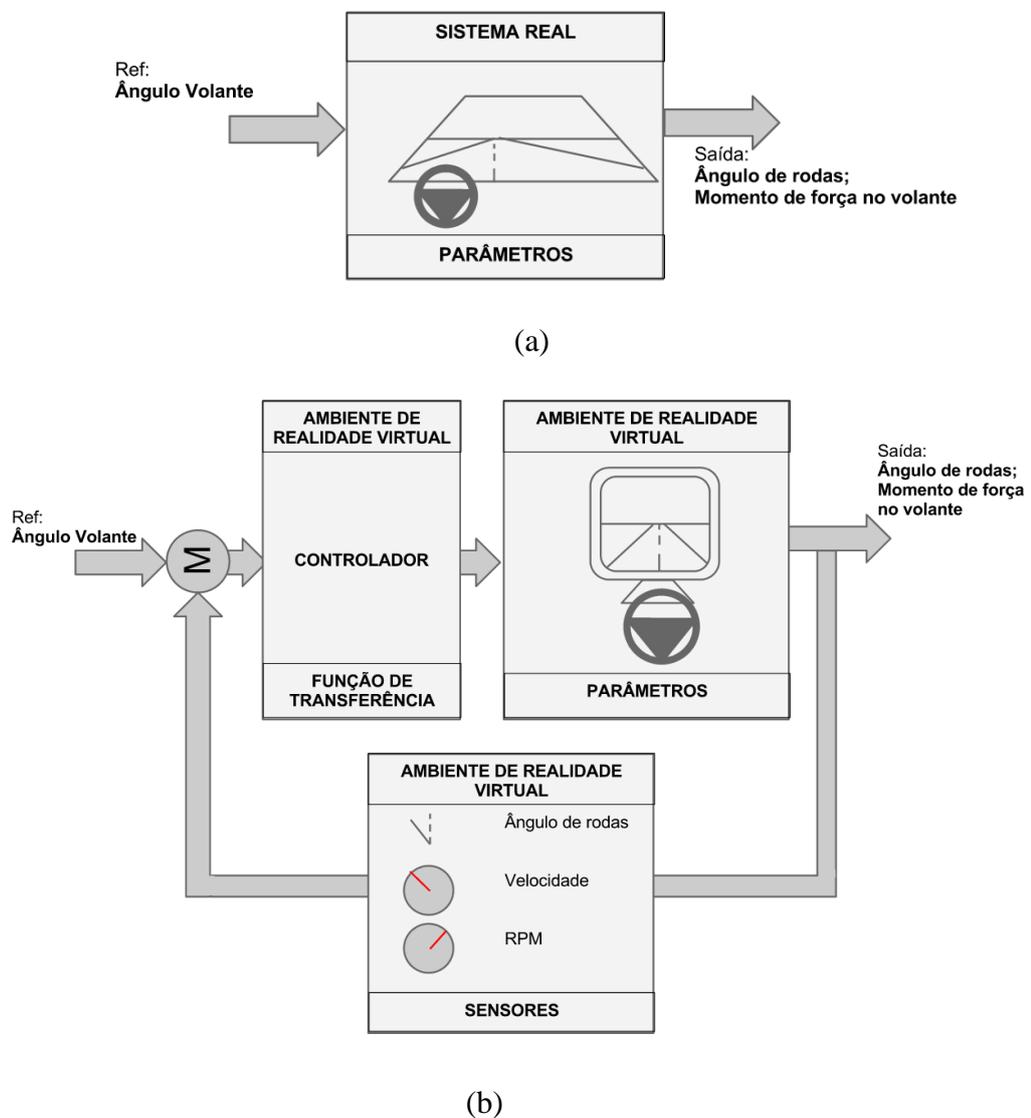
## **2.5 REALIMENTAÇÃO AO USUÁRIO**

Ao dirigir, o motorista é permanentemente realimentado com diversas informações como, por exemplo, visuais, táteis (volante, banco, pedais) e auditivas. De fato, a dirigibilidade do veículo é foco de estudo da indústria e, logicamente, os melhores simuladores buscam incorporar esta características. Durante a condução o motorista interage com estas informações e tem uma impressão das condições de dirigibilidade do veículo. De fato, a indústria busca aprimorar em seus veículos a dirigibilidade, seja através de parâmetros mecânicos ou eletrônicos, a fim de melhorar a segurança, desempenho e/ou conforto associado ao veículo (YIH; GERDES, 2005).

Por isto, existem estudos que buscam modelar a função de transferência entre o volante e os sistemas de direção, por exemplo, através das técnicas de modelagem de sistemas de controle clássico, tanto para controle do dispositivo, como para a realimentação ao usuário

(MURPHY,1994). A Figura 7a apresenta o modelo de identificação de parâmetros, para a função de transferência. Um exemplo de aplicação em um sistema simulado é exibido então na Figura 7b.

De fato, existe uma individualidade neste quesito, sendo que diferentes pessoas apresentam diferentes tempos de reação ao volante (SUMMALA, 1981). Sendo natural, portanto, que pessoas diferentes tenham diferentes impressões, levando a necessidade de encontrar um ponto em comum a todos.



**Figura 7 Diagrama de blocos de um sistema realimentado.**

Muitas vezes o motorista não tem a exata idéia destes fatores físicos ocorrendo ao seu redor, mas, intuitivamente, utiliza-os. Nos simuladores, isto é ainda mais crítico, pois um simples ângulo de câmera pode alterar a impressão de velocidade (KEMENY; PANERAI, 2003), sendo que existem inúmeros outros parâmetros importantes envolvidos. Este é um dos maiores desafios no desenvolvimento dos simuladores, pois são muitos efeitos a serem modelados.

Vários usuários apresentam mais dificuldades ao controlar um veículo simulado do que um veículo real (HAKAMIES-BLOMQUIST, 2001). Pois, além dos fatores não modelados, existe o posicionamento geográfico, que no simulador depende do raciocínio do usuário.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho se encaixa na categoria descrita na seção 2.3.3, EEG para identificação de respostas cognitivas. Sendo esta uma área nova, com poucos estudos investigando esta questão, ainda existe uma necessidade de padronização neste tipo de ensaio. Então, esta pesquisa visa incorporar algumas características que a permitam ser comparada a estudos prévios, mas busca principalmente criar uma plataforma de testes que permita comparação a estudos futuros.

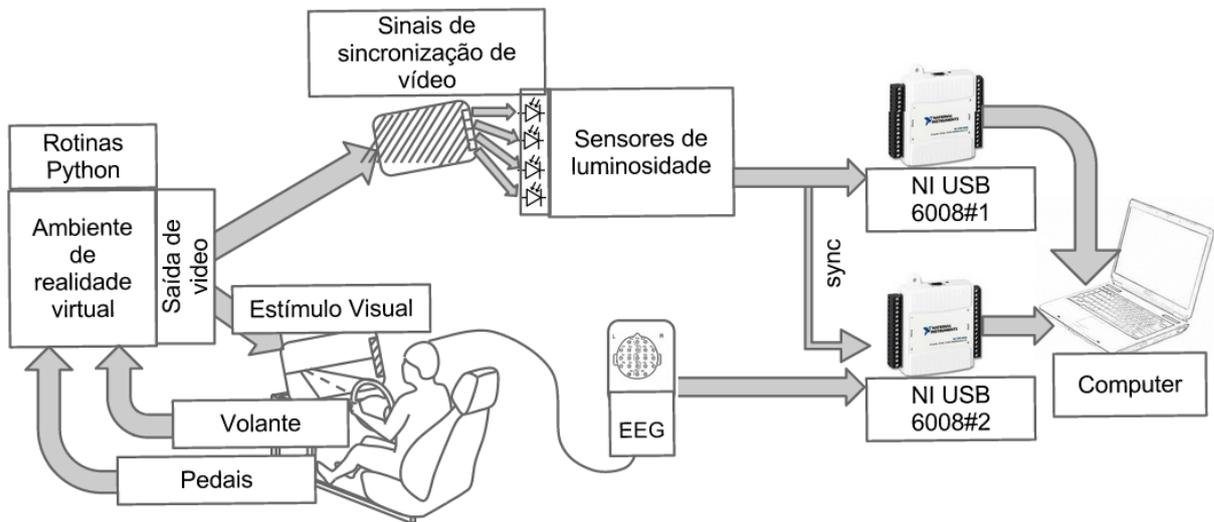
Então, algumas questões foram levantadas, o primeiro ponto discutido é relacionado a interação com o usuário. A meta principal para esta questão é recriar um ambiente o mais parecido possível a um carro de câmbio automático, visando que os resultados apliquem-se futuramente em um ambiente não simulado.

Outro ponto em destaque é o tipo de estímulo gerado ao usuário. No ambiente de trânsito real, não simulado, o motorista pode ser informado à tomar um determinado caminho, como no caso de sentidos obrigatórios ou comandos de GPS (Sistema de Posicionamento Global), assim como este mesmo motorista pode tomar suas próprias decisões, de acordo com a rota previamente imaginada pelo mesmo. O sistema a ser desenvolvido deve contemplar estas questões, não necessariamente no mesmo estudo, mas deve ser capaz de gerar estímulos visuais, acústicos, ou simplesmente monitorar as ações do usuário.

Outra questão se refere ao sincronismo do estímulo visual. O atraso médio de um monitor LCD ou LED pode facilmente exceder 30 ms, sem considerar ainda o tempo de interrupção e processamento computacional da tarefa (HUSAIN et al, 2009). Então, para que sejam contemplados estudos sobre o tempo de reação, um dispositivo de sincronismo deve ser considerado.

Contemplando as questões citadas anteriormente, é proposto um sistema composto de quatro partes principais, o ambiente de realidade virtual, um EEG, dispositivo de sincronismo

e um sistema de aquisição. O diagrama de blocos simplificado deste sistema é mostrado na Figura 8. O ambiente de realidade virtual é composto de uma tela de computador, pedais, volantes e um assento veicular. A tela exibe os gráficos de saída do simulador desenvolvido para esta aplicação. O usuário interage com este simulador através dos pedais e volantes.



**Figura 8 Visão geral do sistema.**

As ações do usuário são monitoradas pelo EEG, cujos dados são adquiridos pelo sistema de aquisição. O dispositivo de sincronismo permite que o instante de tempo em que as informações são exibidas ao usuário é capturado juntamente aos sinais EEG.

Para mais detalhes relacionados a concepção desta pesquisa, a Seção 3.1 discute o núcleo do sistema, o simulador do ambiente de realidade virtual. Em seguida a Seção 3.2 detalha o aparelho de Eletroencefalografia (EEG) e seus procedimentos para que seja mostrado na Seção 3.3 como acontece a integração entre o simulador e o EEG, explicando também o funcionamento do dispositivo de sincronismo. Por fim, a Seção 3.4 discute métodos de classificação de sinais.

### **3.1 AMBIENTE DE REALIDADE VIRTUAL**

A seguir é detalhado o processo de escolha e construção do ambiente de realidade virtual, que foi desenvolvido apenas com software livre, cuja interface visual roda sobre *Blender 2.6.x Game Engine*, com rotinas de apoio desenvolvidas em *Python 2.x*.

#### **3.1.1 Avaliação e Escolha dos Elementos do Simulador**

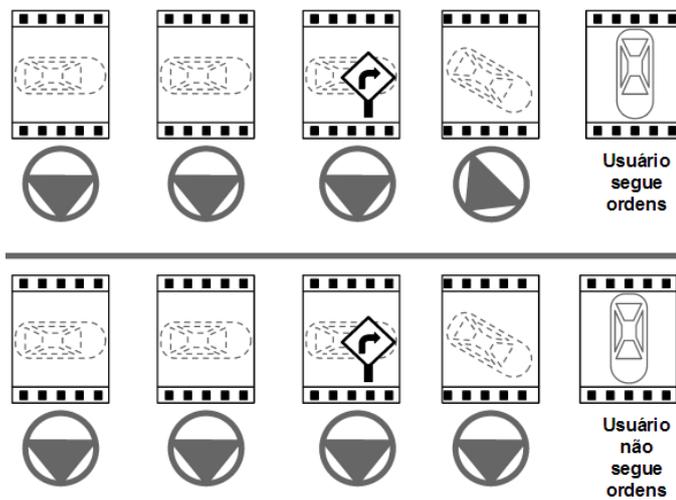
Foram avaliados cinco cenários nos quais é possível empregar algumas das técnicas abordadas no Capítulo 2 (Revisão da Literatura), capazes de contemplar o objetivo traçado, que é o de construir uma plataforma experimental baseada em um EEG para avaliar tarefas cognitivas do trânsito. Nestes cenários, é possível observar diferentes graus de aplicabilidade das técnicas mencionadas e também é possível estabelecer um paralelo com a realidade, julgando a similaridade a um sistema de tráfego real.

#### **3.1.2 Cenário 1: Sequência de Vídeos**

O primeiro cenário considerado seria uma adaptação da metodologia clássica *Oddball*, tal como em Walhovd & Fjell (2001) . Nesta possível adaptação da metodologia *Oddball*, seria exibido um vídeo, no qual o usuário é exposto a uma sequência aleatória de imagens, sendo solicitado a responder aos estímulos apresentados. Aplicando esta metodologia a este exemplo tem-se um vídeo padrão de navegação, onde o usuário trafega em linha reta e, após um dado instante, é exibido um comando aleatório (vire à direita, vire à esquerda ou pare), onde então o vídeo acompanha a ação solicitada, sendo ilustrada pela Figura 9.

A vantagem desta metodologia é que ela torna possível avaliar claramente algumas respostas clássicas a estímulos, como o P300, o P100, dentre outros. Estes sinais possivelmente relacionados a situações esperadas/ inesperadas, que poderiam ter seu comportamento investigado em situações, como por exemplo, de um acidente.

No entanto, é preciso notar que as condições deste ensaio, bastante ideais, diferem-se da tarefa corriqueira de trânsito. O usuário só interagiria com o sistema no momento que é solicitado. Mais do que isso, esta metodologia necessita da cooperação expressa do usuário em seguir as ordens, sendo que o *feedback* ao usuário ficaria bastante limitado, tendo, talvez, após alguns ensaios a compreensão de que está vendo um vídeo e não interagindo, de fato, com a plataforma. Discute-se a seguir como esta experiência pode ser aprimorada, nos demais cenários propostos.



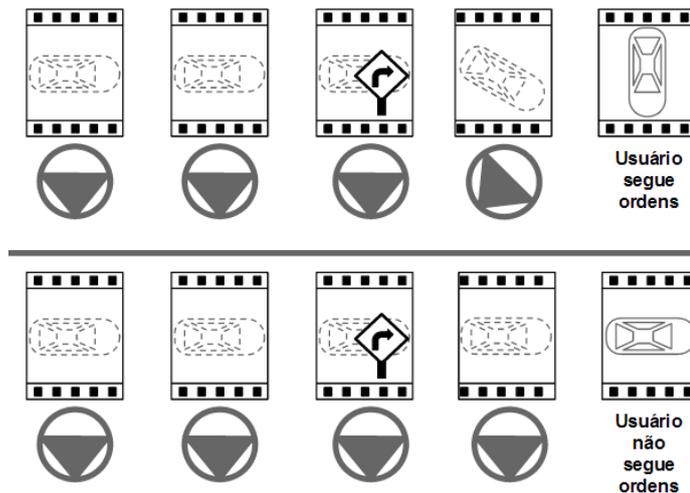
**Figura 9** Proposta para o VRE: Cenário 1; Sequência de Vídeos.

### 3.1.3 Cenário 2: Vídeos Interativos

Em uma possível adaptação do Cenário 1, propõe-se um controle do ensaio sobre a execução ou não da tarefa e também a resposta ao usuário com base nas informações coletadas. Neste cenário seria exibido o vídeo padrão de navegação para ambientação por alguns segundos, para então ser feito o sorteio entre as tarefas (virar à esquerda, virar à direita, parar). Após exibida esta informação, monitora-se os controles (volante e pedais) para que seja exibido, no instante em que o comando é executado, o vídeo correspondente mais adequado, de acordo com o movimento e tempo de reação do volante e pedais.

Exemplificando, caso o usuário fizesse o comando correspondente, o sistema reagiria de uma determinada maneira. Como por exemplo, se o comando exibido é virar a esquerda e o usuário simplesmente não vira o volante, é apresentado um vídeo seguindo reto. No caso padrão, onde o usuário segue o comando, é apresentada a sequência de vídeo correspondente conforme o Cenário 1.

A vantagem desse método é uma maior imersão. Caso o usuário “desafie” o sistema, percebe que suas ações são sentidas, mesmo que de uma maneira limitada, mas não há controle sobre boa parte do tempo. A Figura 10 ilustra este cenário.

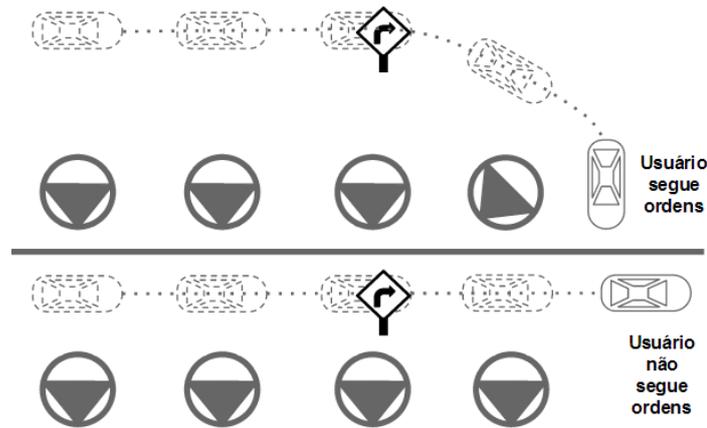


**Figura 10 Proposta para o VRE: Cenário 2; Vídeos Interativos.**

### 3.1.4 Cenário 3: Realidade Virtual com Modelo Físico Programado

Dando um pouco mais de liberdade para o usuário, é possível utilizar um simulador clássico, permitindo controle do veículo através do volante. Neste caso, o veículo deixa de ser uma simples parte da tela do vídeo e passa a ser um ator de cena.

A partir deste momento, alguns efeitos físicos são modelados e aplicados ao veículo, dando ao usuário controle sobre o mesmo através do volante e pedais. A Figura 11 ilustra este cenário.



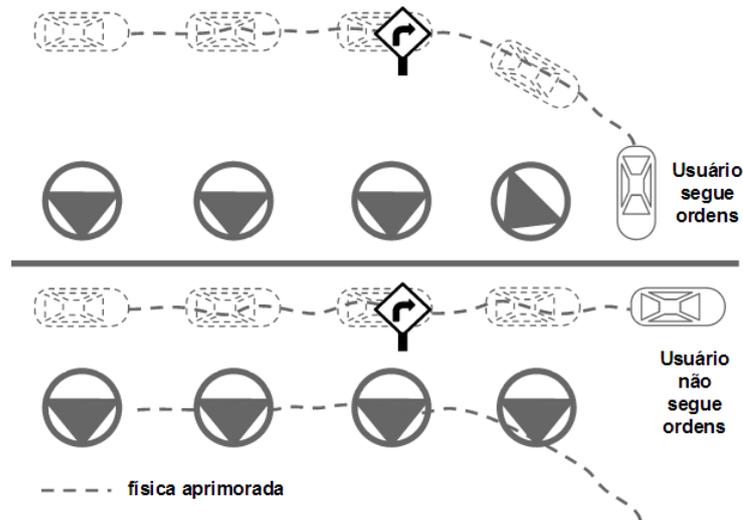
**Figura 11 Proposta para o VRE: Cenário 3; VRE com modelo físico programado.**

### 3.1.5 Cenário 4: Realidade Virtual com Modelo Físico Embutido

Uma alternativa ao Cenário 3 é a utilização dos modelos físicos disponíveis nos principais núcleos de jogos (*game engines*) sem que o programador tenha de se preocupar com a gravidade, leis físicas de Newton e modelos dinâmicos.

A principal vantagem desta metodologia é que a própria modelagem do veículo, se feita adequadamente, permite que toda física envolvida para os elementos passivos (ex.: deformação elástica, atrito, inércia) resultem nas respostas para o veículo (ex.: escorregamento, oscilações, desaceleração).

O cenário 4 não necessariamente é superior ao cenário 3, pois praticamente todos os efeitos físicos podem ser modelados. O ponto principal é que, para um mesmo esforço de programação, é possível que este cenário resulte em um *feedback* mais apurado pois toda modelagem física fica a cargo dos desenvolvedores dos núcleos de jogo. A Figura 12 ilustra este cenário.

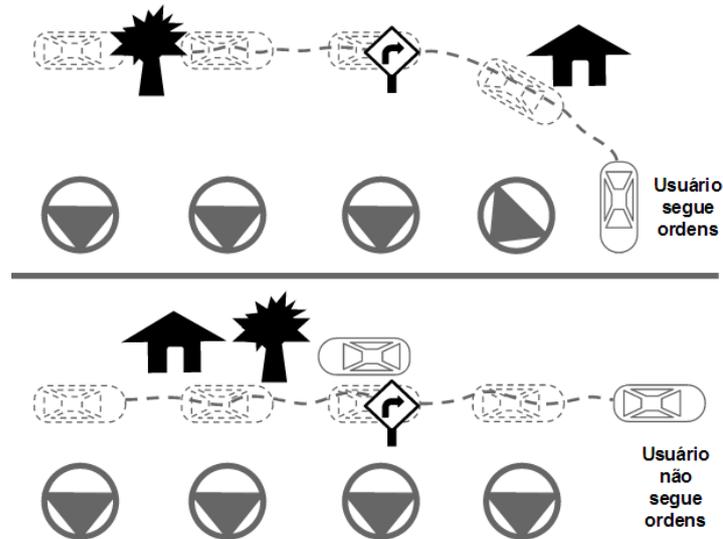


**Figura 12 Proposta para o VRE: Cenário 4; VRE com modelo físico embutido.**

### 3.1.6 Cenário 5: Realidade Virtual com Variabilidade Visual

A última opção considerada, no Cenário 5, é similar ao Cenário 4 em sua concepção, mas adiciona mais realismo ao simulador ao considerar um ambiente com alta variabilidade de fatores, com fluxo de veículos, ruídos, ambiente variado (vias diferentes, árvores, casas, prédios, etc). Neste cenário, busca-se realizar o simulador o mais perto possível da realidade do trânsito, onde existem muitos fatores e distrações para o motorista considerar.

Em uma última instância, o objetivo de qualquer estudo nesta área busca atingir aplicabilidade neste cenário. No entanto, todas estas variáveis a serem adicionadas ao ambiente de realidade virtual tendem a gerar estímulos e ruído ao sinal de EEG, tornando difícil a tarefa de classificação dos sinais. A Figura 13 ilustra este cenário.



**Figura 13 Proposta para o VRE: Cenário 5; VRE com alta variabilidade.**

### 3.1.7 Escolha entre Propostas do Simulador

O Cenário 1 não apresenta vantagens técnicas, à exceção de sua simplicidade, sobre o Cenário 2, no qual é possível obter-se os mesmos resultados, com uma experiência de simulação melhor para o usuário. Portanto, comparar-se-á apenas o Cenário 2 em relação aos demais.

O Cenário 2 é bastante distinto em relação aos demais, pois trabalha com a idéia de um vídeo controlado. Talvez este cenário apresente-se como boa opção caso a pesquisa seja focada em tarefas cognitivas de um modo geral, onde o tema de trânsito poderia ser trocado por um outro tema qualquer. Isto permitiria o reuso da plataforma facilmente. No entanto, esta opção foi descartada por não imergir o usuário *frame a frame*, pois muitos não “sentirão” o controle de veículo como nos outros cenários.

O Cenário 3 e 4 são bastante parecidos em sua forma final, no entanto as ferramentas e conhecimentos necessários para construir um modelo físico completo dificultam a tarefa. Opta-se então pelo Cenário 4 em relação ao Cenário 3 devido a facilidade de programação.

O Cenário 5 surge então como uma alternativa ainda mais fidedigna para o simulador. Mas é preocupante o número de estímulos distintos que seriam gerados neste modelo, afastando o experimento dos experimentos clássicos de EEG. Talvez este cenário seja uma alternativa de comparação quando completados ensaios com o Cenário 4. Considerando que um ambiente o mais realista possível continua sendo um dos objetivos da pesquisa em um aspecto maior, ele não é descartado simplesmente. O simulador deve, quando possível, preparar o caminho para o desenvolvimento de uma versão mais avançada conforme proposto no Cenário 5. A Tabela 2 realiza a comparação técnica entre as propostas imaginadas para este trabalho.

**Tabela 2 Comparação técnica realizada entre as propostas.**

Cenário	1	2	3	4	5
Descrição	Vídeo sem <i>feedback</i>	Video interativo, <i>feedback</i> limitado	Realidade virtual sem física	Realidade virtual com física e baixa variabilidade no cenário	Realidade virtual com física e variabilidade no cenário
<i>Feedback</i> dos controles	Muito Ruim	Ruim	Mediano	Bom	Muito Bom
Taxa de acerto estimada	Alta	Alta	Média	Baixa	Muito Baixa
Aplicabilidade	Muito Baixa	Baixa	Média	Alta	Muito Alta
Proximidade com a realidade	Muito Baixa	Baixa	Média	Alta	Muito Alta
Dificuldade de implementação	Baixa	Media	Média	Alta	Alta

### 3.1.8 Escolha da Arquitetura para o Ambiente de Realidade Virtual

Com os requisitos básicos do simulador definidos, resta analisar quais das múltiplas alternativas de arquitetura é a ideal para o sistema projetado. De fato, para o ambiente de realidade virtual em sua constituição, sistema de aquisição de dados do EEG, e para como integrá-los, existem múltiplas alternativas.

A primeira arquitetura considerada supõe que o ambiente de realidade virtual e aquisição sejam desenvolvidos em uma mesma plataforma, tal como ilustrado pela Figura 14a. A dificuldade desta metodologia é encontrar uma ferramenta capaz de suprir todos os requisitos, necessitando de um esforço de programação maior. Uma óbvia vantagem é que os problemas de comunicação, tão críticos no desenvolvimento de aplicações mistas, são reduzidos.

No entanto, existem poucas ferramentas, em sua maioria pagas, capazes de lidar com processamento gráfico de alto desempenho e aquisição de dados. Neste caso, descartando os *softwares* pagos, a alternativa é procurar pacotes gráficos e de aquisição de dados capazes de trabalhar em uma mesma linguagem de programação.

Outra arquitetura possível é a utilização de um mesmo computador, mas rodando aplicações distintas para o simulador e o sistema de aquisição que, eventualmente, se comunicam e/ou sincronizam-se, conforme a Figura 14b. A vantagem desta aplicação é que torna possível utilizar a ferramenta mais adequada para cada parte do problema. Mesmo assim, é preciso tomar cuidado, pois tanto a aquisição de dados como o simulador tendem a utilizar boa parte dos recursos computacionais. Isto é válido especialmente para o caso de um computador de uso pessoal, podendo as aplicações interferir-se mutuamente, decaindo a taxa de exibição de quadros por segundo e/ou causar erros na amostragem.

A terceira alternativa é a utilização de um computador para cada tarefa, tal como na Figura 14c. Pesa contra esta arquitetura o fato da comunicação entre ambos tornar-se um pouco mais complexa. No entanto, uma clara vantagem é o melhor desempenho, devido à distribuição das tarefas, e o possível desacoplamento elétrico do EEG em relação ao pedal / volante.

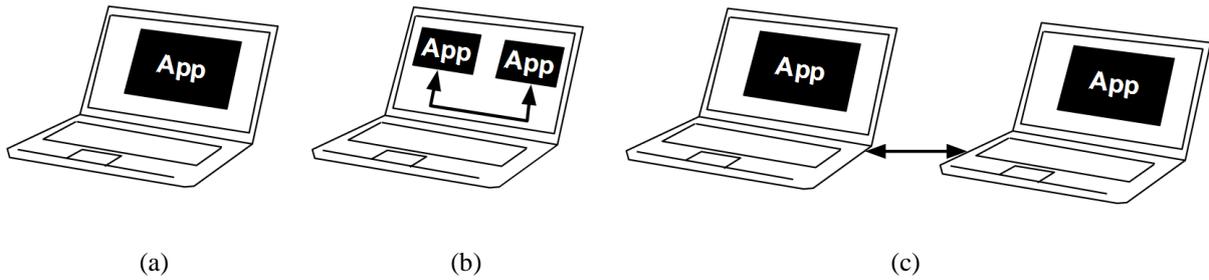


Figura 14 Arquiteturas para a plataforma.

**(a) Mesmo computador, mesma aplicação, (b) Mesmo computador, aplicações diferentes e (c) Dois computadores, aplicações diferentes.**

A opção deu-se pela última alternativa proposta (Figura 14c), utilizando diferentes computadores. À exceção da questão de desempenho, não há nenhuma restrição computacional que impeça qualquer um dos sistemas operarem em uma mesma máquina. No entanto, através da utilização de dois computadores para as diferentes aplicações, é possível também realizar o desacoplamento elétrico entre o EEG e a rede elétrica. Uma vez que o EEG conecta-se ao computador destinado primariamente à aquisição de dados e o volante G27, que necessariamente estará conectado à rede elétrica, será conectado ao computador que roda o motor da realidade virtual.

O desacoplamento elétrico pode ser melhor entendido através da observação do diagrama elétrico dos dispositivos apresentado pela Figura 15, no qual é possível observar que o sistema de aquisição e o EEG operam com baterias, sendo que o EEG tem seu próprio banco de baterias e o sistema de aquisição opera à partir da bateria do computador portátil. Ressalta-se que, para manter estes desacoplamento elétrico, o computador portátil não deve ser conectado à rede elétrica.

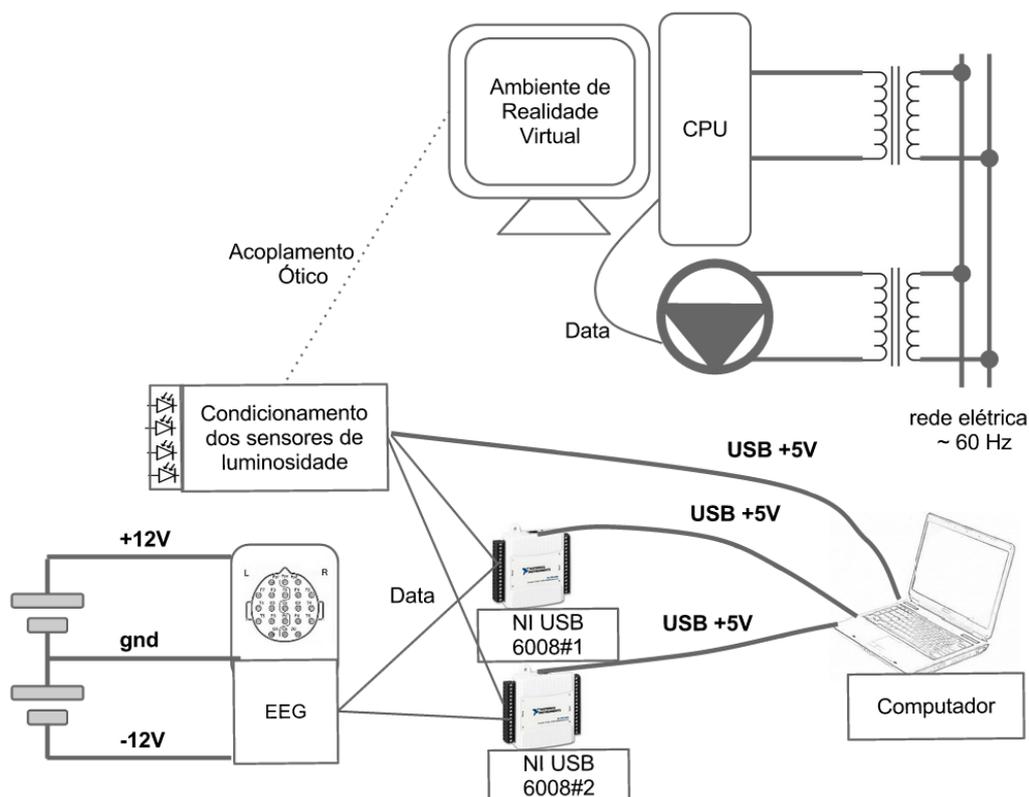


Figura 15 Acoplamento elétrico dos dispositivos.

### 3.1.9 Escolha das Ferramentas para Desenvolvimento do Simulador

Com os requisitos do simulador definidos, parte-se então para a escolha de um ambiente de desenvolvimento adequado para a tarefa. Foram avaliadas algumas das ferramentas com licenças livres disponíveis e também pagas, a título de comparação apenas. A opção deu-se pelo ambiente *Blender 2.6x*. A Tabela 3 ressalta algumas de suas características, comparando-as com outras ferramentas.

Faz-se uma ressalva de que o software *Blender* apresenta dificuldade para lidar com grandes cenários e objetos que necessitem desenho de muitos polígonos visíveis em tempo real, ou seja, sua capacidade de renderização é limitada quando comparado a softwares específicos, dificultado atingir elevadas taxas FPS. Talvez isto se deva ao fato do *Blender* ser, primariamente, desenvolvido e projetado para construção de animações, que não exigem processamento online, como no caso de seu motor de jogo.

No entanto, possui vantagens por, justamente, ser uma ferramenta tão amplamente integrada. Permite um fácil acesso aos controladores de jogo, modelos físicos diversificados, grande controle no que se refere à construção e manipulação de objetos, além de suporte a *scripts Python*. Esta integração com a linguagem Python, aliás, merece destaque pois a suíte Blender é compilada e escrita em linguagem Python, que chega a ser embutido em sua instalação. Praticamente todas as funções disponíveis via interface, também estão disponíveis via *Python script*. Além disso, muitas outras funções são acessíveis apenas via *Python*, sendo que algumas delas costumam ser versões de teste, sendo disponibilizados via interface em versões posteriores. Ou seja, é possível ter acesso a novos recursos antes mesmo do lançamento e incorporação final dos mesmos.

Seu modelo físico pode lidar com colisão de corpos deformáveis em seu motor de jogo, além de disponibilizar alguns recursos mais avançados, como colisão de partículas em seu ambiente de animação. Em resumo, a opção pelo *Blender Game Engine* deu-se pela sua flexibilidade, que estende seus recursos à necessidade do projeto, não necessitando de ferramentas em conjunto para a modelagem distribuída, ainda por cima, com uma licença GNU GPL.

**Tabela 3 Ferramentas para desenvolvimento de ambientes tridimensionais.**

	Blender	Panda 3D	Unity 3D	Unreal
Licença	<i>GNU GPL</i>	<i>BSD License</i>	Comercial	Comercial
Linguagem Script	<i>Python 2.x</i>	<i>Python 2.x / C++</i>	<i>Java / C# / Boo</i>	<i>UScript™</i>
Ferramenta de Modelagem	Avançada	Limitada	Limitada	Avançada
Motor de Jogo	Permite recursos avançados	Permite recursos avançados	Permite recursos avançados	Permite recursos avançados
Eficiência FPS	Baixa	Alta	Alta	Alta

### 3.1.10 Agente do Ambiente de Realidade Virtual

A seguir é descrita a primeira parte desenvolvida para o simulador, o modelo veicular utilizado. Sob a perspectiva da realidade virtual, o veículo modelado é o principal ator de cena. Seu desenvolvimento foi executado em separado dos outros elementos do ambiente de realidade virtual, tendo seus componentes e dirigibilidade testados em separado, sendo que seu modelo é completamente reutilizável computacionalmente para outra aplicação que necessite de um veículo destas características.

O projeto do veículo virtual iniciou-se pelo desenvolvimento de um conjunto completo de rodas e suspensão que, após bem ajustado, foi replicado, compondo os quatro elementos de contato com o solo do veículo. Por simplificação, a carroceria foi considerada um elemento rígido, de massa fixa (a malha que recobre o veículo é apenas para fins visuais), ficando a cargo dos modelos citados as interações físicas mais complexas. A Figura 16 ilustra este elemento básico, denominado Conjunto Roda-Suspensão.



Figura 16 Conjunto Roda-Suspensão.

O conjunto roda suspensão é modelado por cinco objetos de formas ordinárias. O primeiro é denominado “Superior Rígido”, de forma retangular composto por uma malha rígida, sendo responsável por conectar o conjunto à carroceria.

O segundo elemento é denominado “Mediano Deformável”, também de forma retangular, para “encaixar-se” no anterior. Porém, ao invés de uma malha rígida, é um corpo “macio”. O corpo macio é um tipo especial de malha, que permite que seus vértices (ou subvértices, caso opte-se pela geração de uma sub malha) sejam deformáveis. Um modelo físico desenvolvido para tal encarrega-se que esta deformação dê-se de forma a imitar um modelo de deformação semi elástica, podendo ser configurado para os casos extremos, deformação elástica (no qual retorna a sua forma original) ou de deformação plástica (no qual mantém sua forma distorcida após removido o esforço causador).

Este é um dos elementos mais importantes do conjunto, pois acumula a função de emular mola e amortecedor, sendo que permite movimento de 01 grau de liberdade (GDL) linear. O ajuste correto destes parâmetros é fundamental para manter a dirigibilidade do veículo.

O terceiro elemento, denominado “Inferior Rígido”, similar ao anterior de malha rígida, conecta o elemento deformável anterior ao próximo elemento “Cubo-Roda”. Porém, isto é feito através de uma conexão que permite 1 grau de liberdade (GDL), possibilitando que as rodas girem livremente. A Tabela 4 resume estas conexões entre os elementos, enfatizando o tipo de movimento permitido entre as ligações.

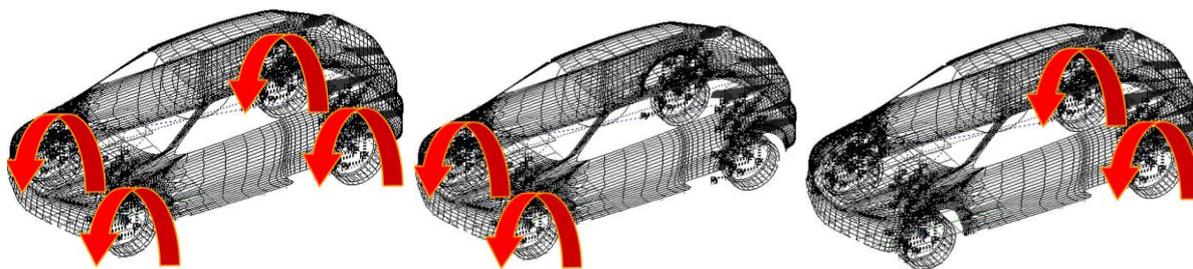
**Tabela 4 Fixações do veículo.**

Parâmetro	GDL	Tipo	N. Conjuntos
Carroceria – Rígido Superior	0	Fixo	4
Rígido Superior – Deformável Mediano	0	Fixo	4
Deformável Mediano – Rígido Inferior	0	Fixo	4
Rígido Inferior – Cubo de Roda	1	Axial	4
Cubo de Roda / Pneu	0	Fixo	4

Por fim, o elemento “Cubo-Roda”, rígido e cilíndrico, é conectado ao elemento “Pneu-Roda”, que também é cilíndrico, porém deformável, por múltiplas ligações ao longo de seu perímetro externo. Como o nome sugere, este último elemento faz o papel de pneu, deformando-se e realizando o contato com o solo. Em seu material é definido um coeficiente de atrito, que regula o escorregamento resultante do movimento da roda contra o piso.

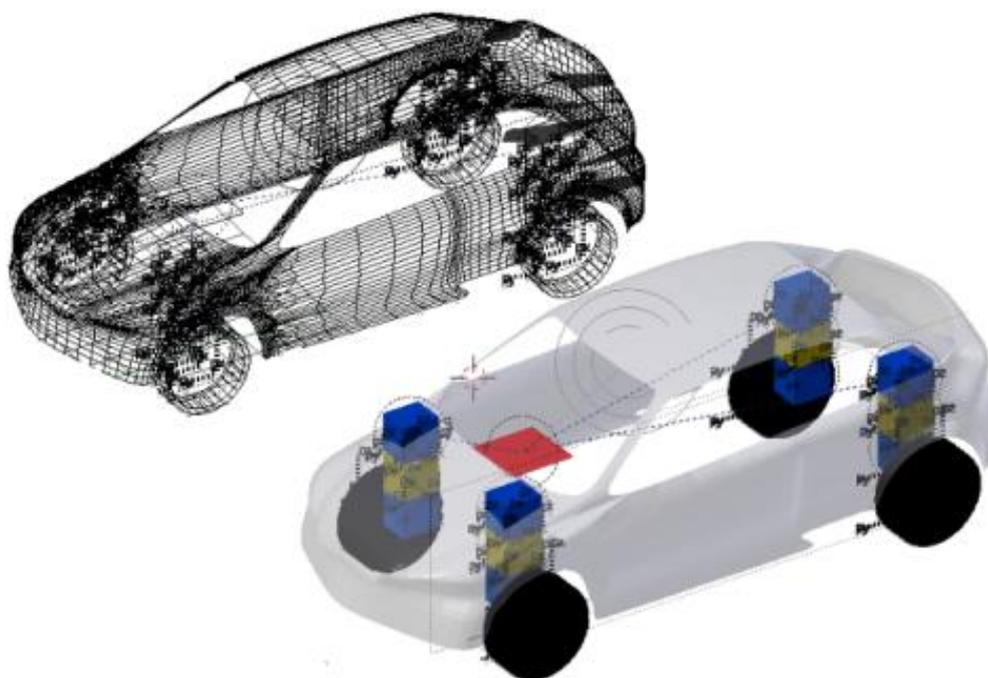
Estes elementos citados constituem a parte passiva do veículo. Isto é, são responsáveis pela resposta do veículo quando fatores externos agem sobre o mesmo (ondulações, buracos, colisões, etc). No entanto existem sistemas ativos no veículo, isto é, que adicionam energia. São eles o sistema de tração, que permite aplicar momento angular às rodas de tração, e sistema de direção, responsável por determinar a posição angular das rodas direcionais dianteiras.

Para controlar estes sistemas, existem duas respectivas rotinas em *Python*. A primeira controla a sensibilidade do volante, determinando o ângulo das rodas dianteiras em relação ao chassi do veículo simulado, com ajuste de zona morta. E a segunda, através de um arquivo de configuração, define quais rodas recebem tração, assim como o percentual de potência transmitida. A Figura 17 exemplifica as opções de tração disponíveis, integral, dianteira e traseira.



**Figura 17 Sistemas de tração integral, dianteira e traseira.**

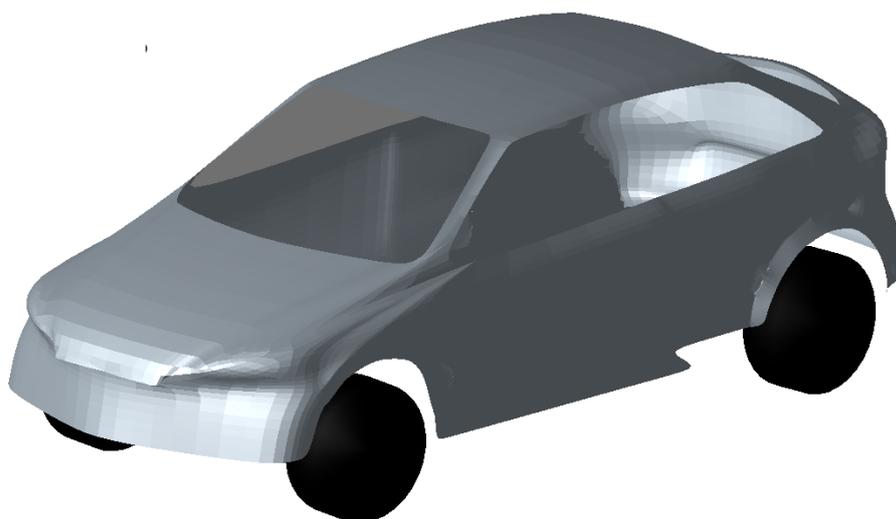
A Figura 18 mostra em perspectiva as conexões dos elementos do veículo, juntamente com as ilustrações do modelo dinâmico da suspensão e pneus, que não são visíveis ao usuário. O modelo visível ao usuário é ilustrado pela Figura 19. Os parâmetros deste modelo são resumidos pela Tabela 5.



**Figura 18 Malha tridimensional e modelo dinâmico do ator.**

**Tabela 5 Parâmetros ativos e passivos do veículo.**

Parâmetro	Conjunto	N. Elementos	Tipo	Ajuste
Atrito: Pneu / Piso	Tração	4	Passivo	Interface Blender
Rigidez: Pneu	Tração	4	Passivo	Interface Blender
Torque: Cubo de Roda	Tração	4	Ativo	Script
Rigidez: Suspensão	Suspensão	4	Passivo	Interface Blender
Ângulo: Rodas dianteiras	Esterço	2	Ativo	Script
Massa: Veículo	Veículo	1	Passivo	Interface Blender

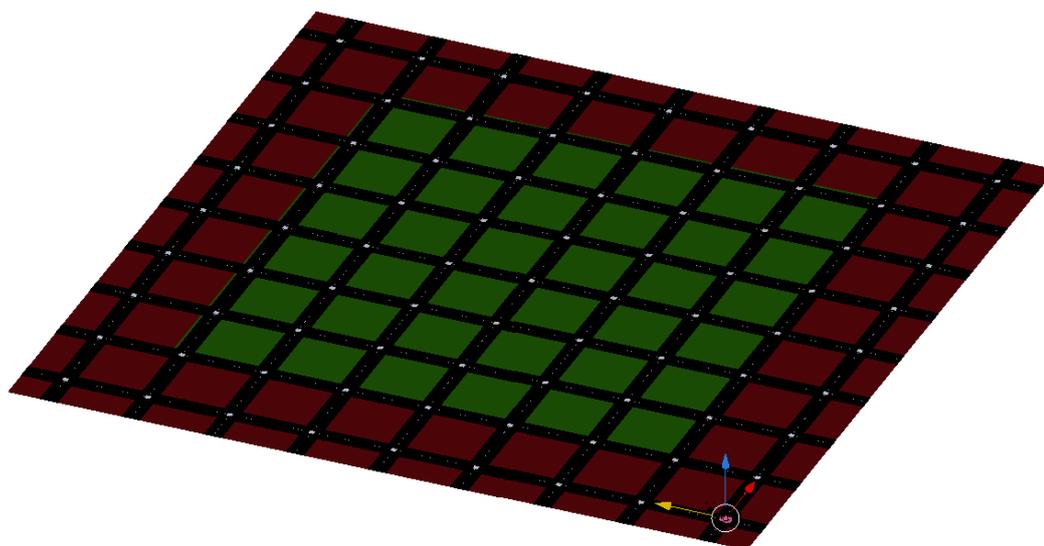
**Figura 19 Veículo finalizado.**

### 3.1.11 Cenário do Ambiente de Realidade Virtual

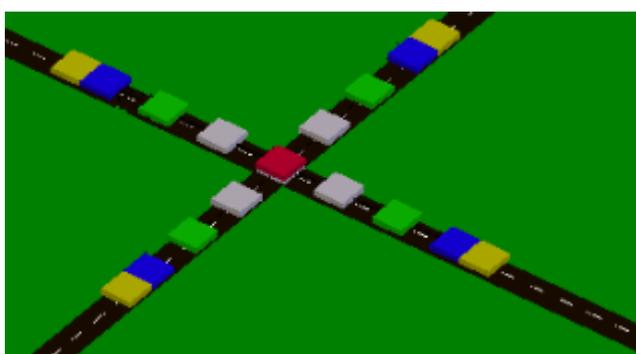
O veículo descrito é imerso em uma pista, que compõe o cenário do ambiente de realidade virtual. Este modelo veicular, juntamente com todos os modelos físicos e de controle agregados pode ser facilmente reutilizado. O mesmo não pode ser dito sobre o cenário, já que o cenário é voltado inteiramente para a aplicação final, de estudos de EEG no trânsito.

Este cenário desenvolvido é monótono, isto é, cria a impressão ao usuário que está sempre em um mesmo local. Isto é conseguido através de uma matriz de quarteirões idênticos em dimensão, formato e cor.

Remove-se o efeito das “bordas” através da adição de algumas quadras auxiliares, as quais não são trafegáveis, mas dão a ilusão ao usuário de continuidade do ambiente monótono. Mantém-se o usuário dentro das quadras trafegáveis através da delimitação de zonas proibidas, ilustradas pela Figura 20, para as quais se garante que seu caminho nunca seja indicado ao usuário. Caso o mesmo não siga as instruções, não consegue seguir devido à uma barreira invisível, que foi destacada na Figura 20 a título de ilustração.



**Figura 20 Zonas proibidas.**



**Figura 21 Sensores do Ambiente de Realidade Virtual.**

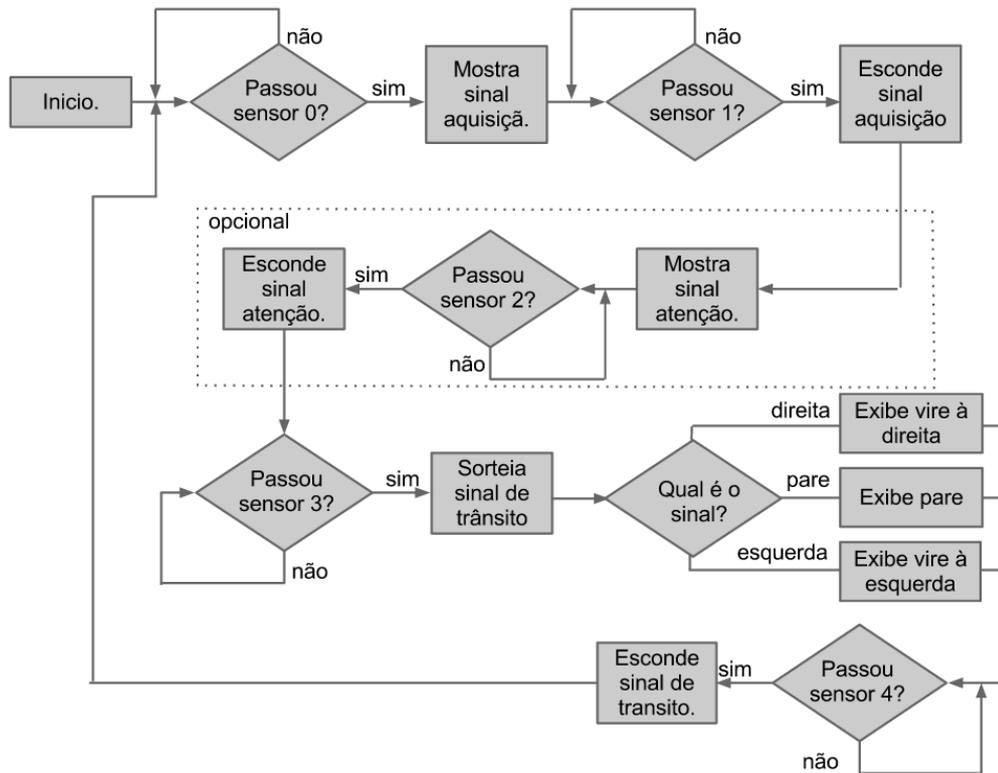
Para manter o controle da situação e o veículo na trajetória, existem vários sensores de colisão, responsáveis por diferentes ações. Estes sensores são ilustrados pela Figura 21.

O primeiro sensor com o qual o veículo colide, mais afastado do cruzamento, envia um sinal para início de captura para a rotina de aquisição de sinais EEG. O segundo sensor, com o ator supostamente colide à seguir, exibe uma placa de alerta ao usuário, enfatizando que esta é uma etapa opcional, de acordo com as configurações de ensaio desejadas. Quando o terceiro sensor é atingido, apaga-se a placa de alerta exibida, para o caso de ter sido mostrada ou permanece sem ação para o caso contrário.

O quarto sensor, um dos mais importantes, é responsável por exibir uma placa de ação aleatória (vire à esquerda, vire à direita ou pare), sendo que esta ação supostamente deve ser executada pelo motorista, a fim de que execute a ação no cruzamento. É possível acompanhar o fluxo de sequência do ambiente de realidade virtual através do *storyboard*, apresentado pela Tabela 6 e/ou pela Figura 22.

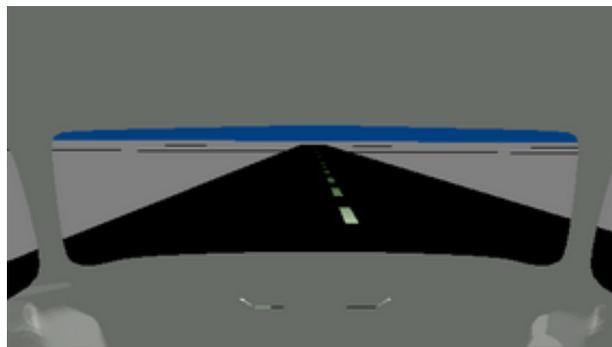
Tabela 6 *Storyboard* do ambiente de realidade virtual.

Cena	Ilustração (Vista; Volante; Freio)	Descrição	Próxima Cena
1		Navegação regular. Setor 1.	Cena 2
2		Navegação regular; Sector 2. Sinal de sincronização (Inicia-se a gravação dos sinais).	Cena 3
3		Placa de Atenção (Opcional). Setor 3.	Cena 4
4		Navegação regular; Setor 4.	Sorteio: (Cena 5, 7 ou 9)
5		Placa Pare; Freios Desativados; Setor 5.	Cena 6 (Freios Ativados) ou 11 (Fim do Setor)
6		Placa Pare; Freios Ativados; Setor 5.	Cena 5 (Freios Desativados) ou 11 (Fim do Setor)
7		Placa Vire à Esquerda; Volante Centralizado; Setor 5.	Cena 8 (Volante Torcido) ou 11 (Fim do Setor)
8		Placa Vire à Esquerda; Volante Torcido; Setor 5.	Cena 7 (Volante Centralizado) ou 11 (Fim do Setor)
9		Placa Vire à Direita; Volante Centralizado; Setor 5.	Cena 10 (Volante Torcido) ou 11 (Fim do Setor)
10		Placa Vire à Direita; Volante Torcido; Setor 5.	Cena 9 (Volante Centralizado) ou 11 (Fim do Setor)
11		Navegação regular; Setores -4, -3, -2, -1.	Cena 1



**Figura 22 Fluxograma do funcionamento geral do Ambiente de Realidade Virtual**

A Figura 23 ilustra o ator já imerso no ambiente de realidade virtual, exibindo a vista para o usuário do ambiente. É possível ajustar a visão da câmera para qualquer posição, permitindo vista externa, do capô ou cabine. Finalmente, a Figura 24 apresenta os objetos e mostra as diferentes relações entre eles.



**Figura 23 Vista para o usuário.**

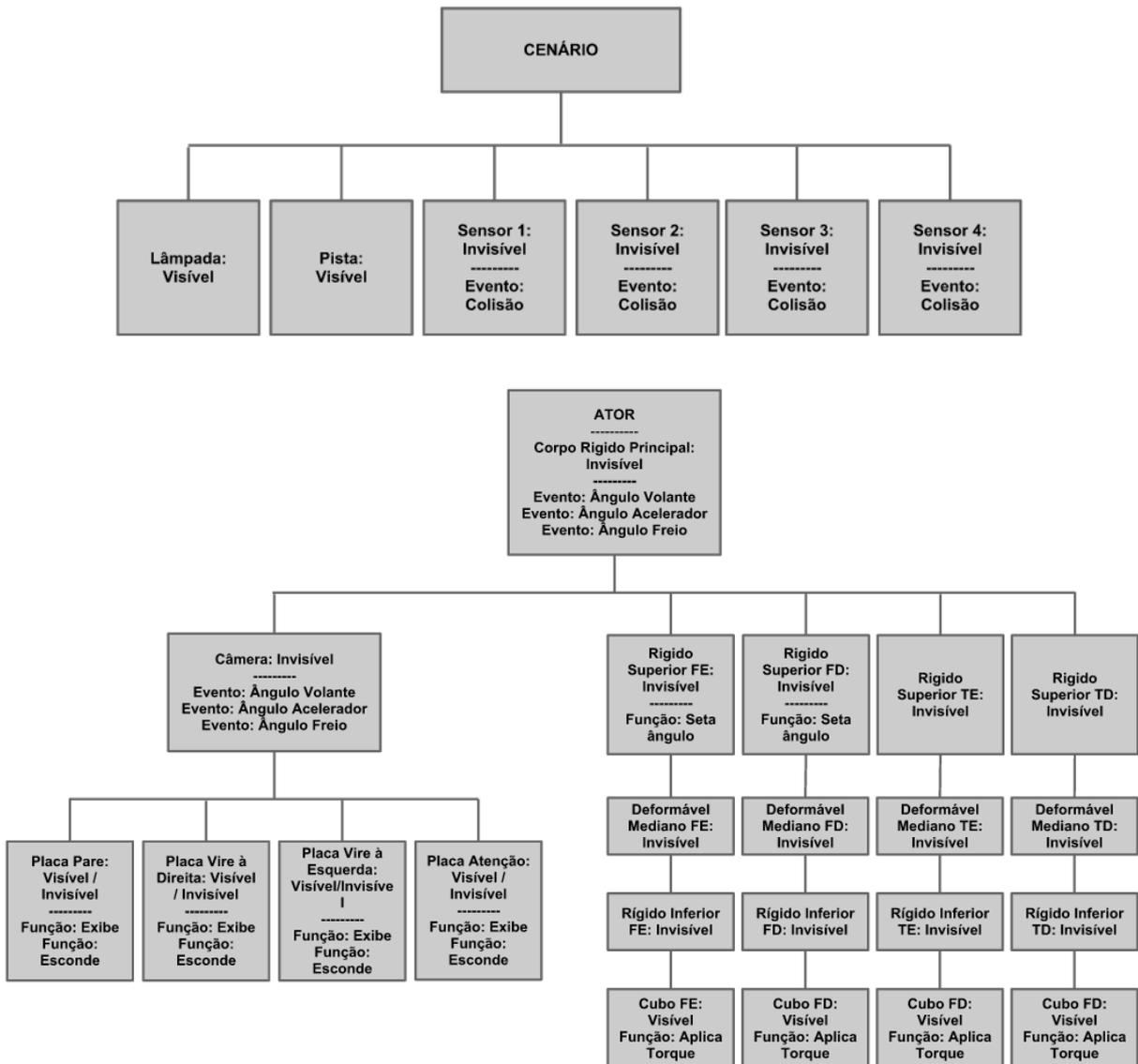
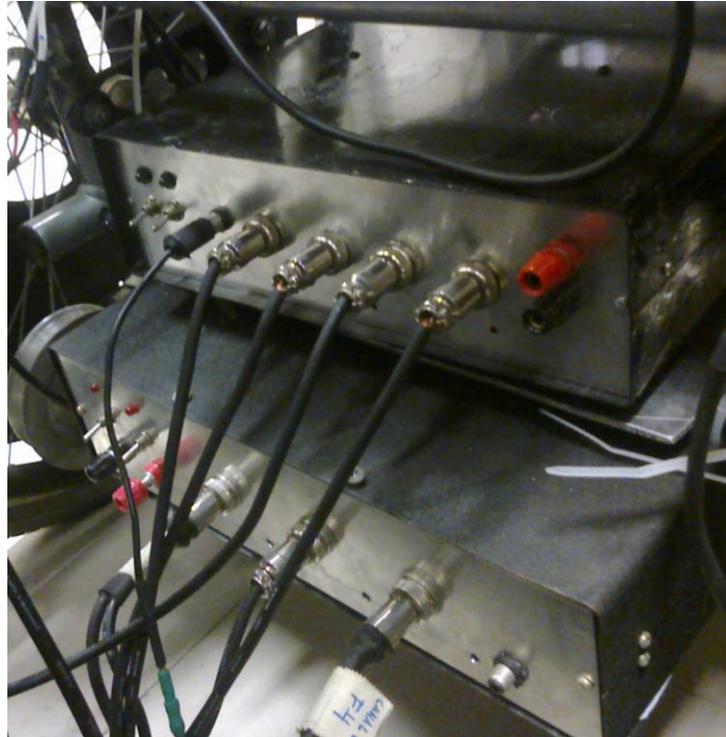


Figura 24 Objetos e relações do ambiente de realidade virtual.

### 3.2 ELETROENCEFALOGRAFIA

Discute-se agora sobre técnicas e procedimentos de eletroencefalografia aplicados especificamente à este trabalho. A Figura 25 apresenta o aparelho utilizado neste trabalho, um EEG monopolar de 8 canais. A amplitude de sinais no córtex cerebral costuma variar entre 10 e 100  $\mu\text{v}$  para sinais capturados com eletrodos não invasivos no escalpo (NIEDERMEYER, 1999). Para lidar melhor com estes sinais, o EEG dá um ganho de  $10^5$  vezes, tornando os sinais mais facilmente manipuláveis. Este EEG experimental foi desenvolvido por Carra

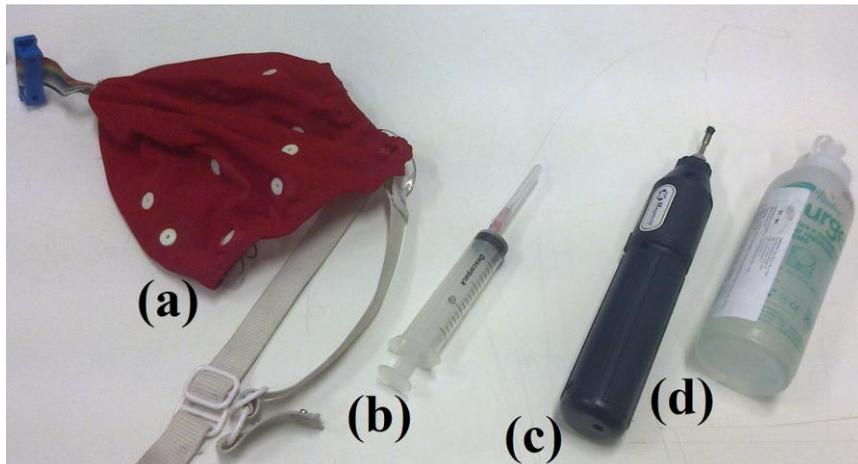
(2012) e aprimorado por Machado (2012) para uso em suas respectivas dissertações de mestrado, orientados pelo Prof. Dr. Alexandre Balbinot.



**Figura 25 EEG Monopolar de 8 canais.**

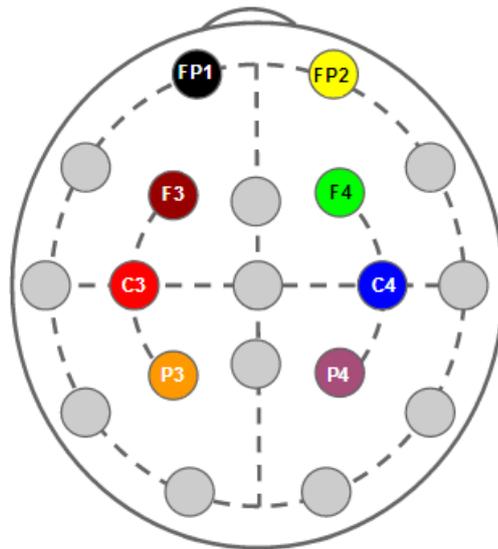
A touca CAMSOMAA20, ilustrada juntamente com seu kit de limpeza e de aplicação de gel pela Figura 26, fornece 20 canais de EEG, posicionados de acordo com o sistema 10-20, ao longo de todo o crânio. Destes 20 canais, 08 foram selecionados, utilizando o máximo possível de canais disponibilizados pelo EEG.

Os canais selecionados buscam representar a variabilidade dos sinais de EEG, sendo que metade dos eletrodos ativos é posicionada em cada hemisfério. Os eletrodos selecionados percorrem regiões desde próximas à ocular (canais FP1 e FP2), sendo úteis, além da análise de sinais de EEG, para remoção de artefatos EOG, até a região posterior, P3 e P4, já próximo a região occipital, conforme ilustrado pelo diagrama da Figura 27.



**Figura 26 Materiais de EEG.**

(a) Touca CAMSOMAA20 (b) Seringa aplicadora de gel (c) Escova giratória para limpeza (d) Gel condutor.



**Figura 27 Posicionamento dos Eletrodos.**

Uma vez que o voluntário do experimento encontra-se confortavelmente sentado, é posicionado o DRL (*Driven Right Leg Circuit*), responsável por minimizar flutuações no sinal devido ao ganho comum dos amplificadores e todos os dispositivos em questão são conectados e ligados. A Figura 28 ilustra o DRL, juntamente com a conexão da touca ao EEG. É iniciada, então, a aquisição de dados. Para maiores detalhes sobre este EEG consultar Carra (2012).

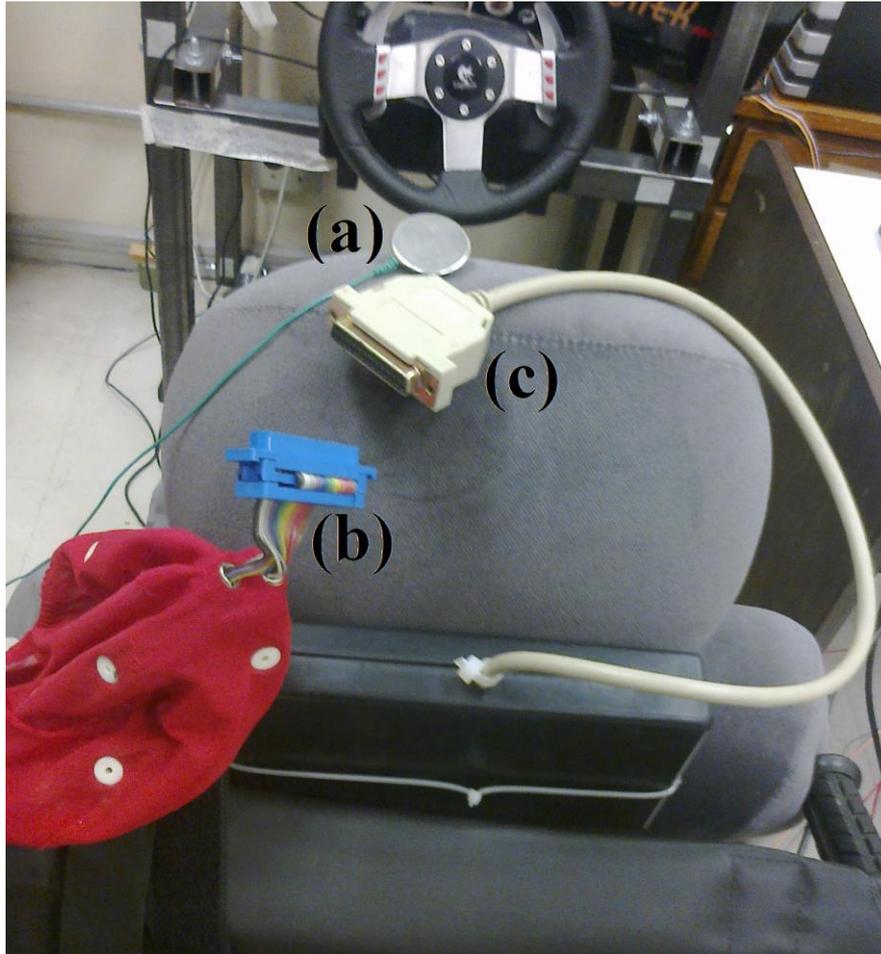


Figura 28 (a) DRL (cabo verde); (b) conexão da touca (cabo azul); (c) conexão EEG (cabo cinza).

### 3.3 INTEGRAÇÃO DO EEG COM O AMBIENTE DE REALIDADE VIRTUAL

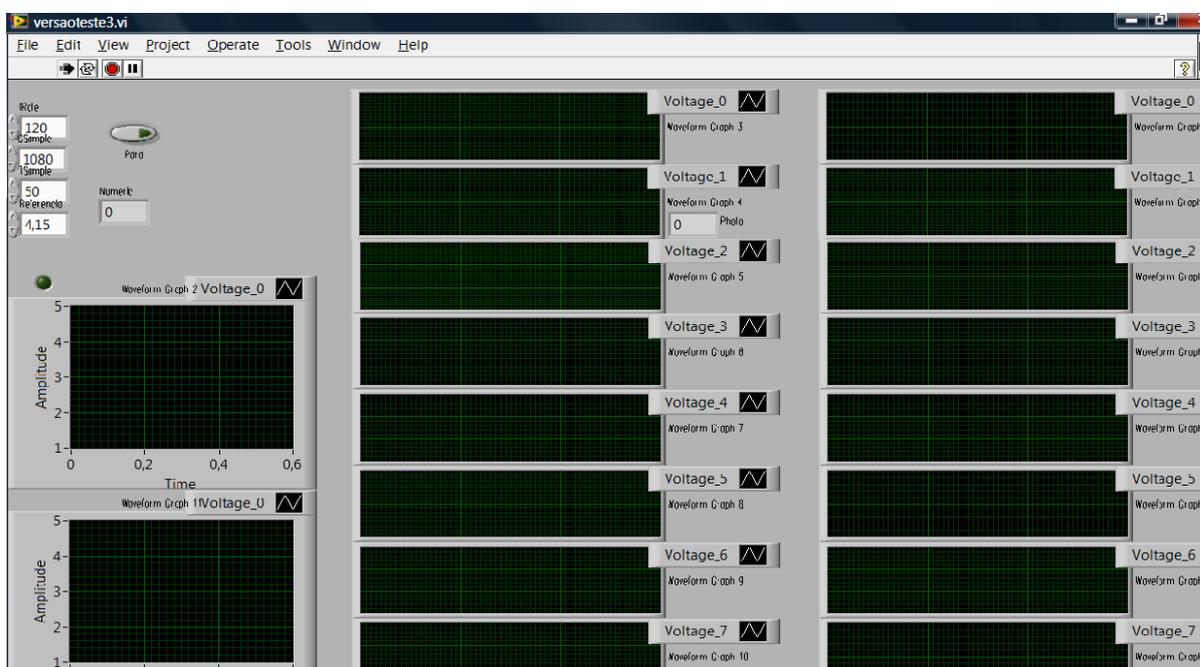
#### 3.3.1 Sistema de aquisição de dados

A rotina de aquisição de sinais foi desenvolvida com o *software Labview 8.5*, sua interface gráfica é ilustrada pela Figura 29. A escolha por esta plataforma se deu de forma natural, visto que é amplamente integrada as placas de aquisição USB6009, disponíveis a este projeto. Além disto, uma de suas vantagens é a fácil integração com o *software Matlab*.

O princípio de funcionamento da rotina de aquisição é bastante simples. Uma vez que o veículo atinja certo ponto antes do cruzamento, o sinal gerado pelo dispositivo de

sincronismo, descrito na Seção 3.3.2, é utilizado para disparar a seqüência de aquisição, passando a gravar as trilhas de EEG e os sinais de sincronização, paralelamente.

Uma vez que se esgota o tempo pré-estabelecido, volta-se a condição anterior, e a rotina espera novamente o sinal de disparo. Este loop permanece enquanto o usuário interage com a plataforma. A cada vez que a rotina é iniciada, um novo arquivo é gerado, sendo que o seu tamanho é dependente da quantidade de eventos gravados.



**Figura 29** Tela de interface para operador do sistema de aquisição.

A Tabela 7 descreve a estrutura da base de dados criada, estabelecendo as correspondências com as variáveis envolvidas. O arquivo criado é do tipo texto ASCII, tendo os canais separados por tabulações do tipo “Tab” e as amostras por linhas.

**Tabela 7 Estrutura da base de dados.**

Tipo arquivo	Arquivo textual ASCII	
Separação dos dados	Amostras por linha; Canais por “Tab”	
Canais	17	
Amostras	1080	
Intervalo entre amostras	8,333 ms	
Tempo de cada trilha	9 s	
Tamanho do cabeçalho	22 linhas	
Canal 00	USB6009N01CH0	Reservado
Canal 01	USB6009N01CH1	Sync1
Canal 02	USB6009N01CH2	Sync2
Canal 03	USB6009N01CH3	Sync3
Canal 04	USB6009N01CH4	Sync4
Canal 05	USB6009N01CH5	C4
Canal 06	USB6009N01CH6	Reservado
Canal 07	USB6009N01CH7	Reservado
Canal 08	USB6009N02CH0	Fp1
Canal 09	USB6009N02CH1	F3
Canal 10	USB6009N02CH2	F4
Canal 11	USB6009N02CH3	Fp2
Canal 12	USB6009N02CH4	C3
Canal 13	USB6009N02CH5	P3
Canal 14	USB6009N02CH6	P4
Canal 15	USB6009N02CH7	Sync1
Canal 16	Numero da trilha	Numero da trilha

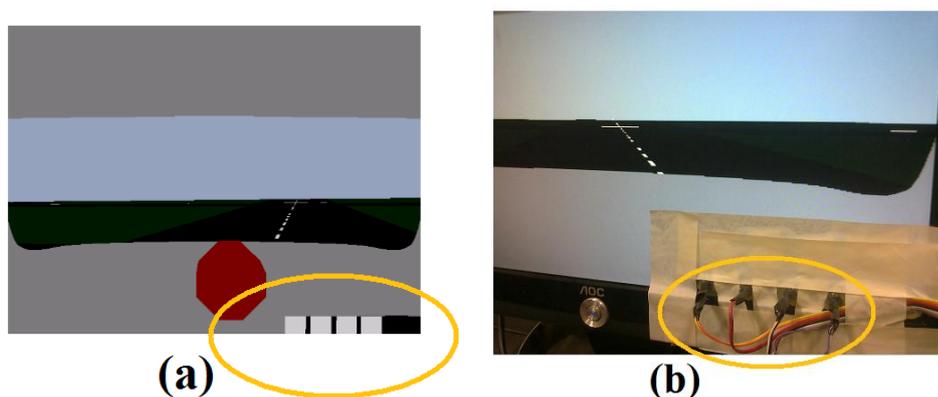
### 3.3.2 Dispositivo de sincronismo

Wilson et al (2010) destaca que o atraso gerado pelos monitores construídos com tecnologia LCD e LED pode facilmente chegar a mais de 30 ms. Isto é crítico para este caso, onde se deseja realizar medições de latência desta mesma ordem de grandeza. Então, como em (WILSON et al, 2010), é projetado um dispositivo capaz de minimizar este efeito.

O sinal de sincronismo é gerado a partir do próprio ambiente de realidade virtual (Figura 30a). No mesmo quadro em que o estímulo é exibido ao usuário, em uma área reservada da tela, são gerados tais sinais em uma matriz de pixels. No total, 4 bits de informação são exibidos, permitindo identificar até 16 eventos, de maneira absoluta, ou até mais, fazendo a consideração que os eventos ocorrem sequencialmente, permitindo um desdobramento maior da situação.

Cada bit é composto de um espaço de cerca de 60x60 pixels, que varia sua luminosidade de RGB (0,0,0), identificando a cor preta, de menor luminosidade possível, até RGB (1,1,1), identificada pela cor branca, de maior luminosidade possível. Cada um destes respectivos casos identifica a situação “0” e “1” de cada bit.

Cada um dos 4 bits pode ser operado independentemente, gerando as combinações de eventos citadas. Através de sensores luminosos do tipo fotodiodo OSRAM SFH 213, ilustrados pela Figura 30b cujo tempo de reação é de 05 ns, captura-se os eventos desta matriz de sensores. Estes sinais são capturados juntamente com os sinais EEG, para que a sincronização possa ser feita realizada.



**Figura 30 Dispositivo de sincronismo**

- (a) Matriz de sincronismo gerada pelo ambiente de realidade virtual (b) Matriz de fotodiodos acoplada externamente aos sinais de sincronismo

### 3.4 CONDIÇÕES GERAIS DOS ENSAIOS

Os experimentos foram realizados no Laboratório de Instrumentação Eletro-Eletrônica, e todos os voluntários envolvidos foram esclarecidos a cerca do experimento e assinaram o termo de livre consentimento com o experimento, cujo parecer de ética é de identificação CAEE:11253312.8.0000.5347. Para captação dos sinais é utilizado um EEG monopolar de 8 canais, construído por (CARRA, 2012) e aprimorado por (MACHADO,

2012). A touca utilizada é do modelo CAMSOMAA20, que oferece 20 canais de saída, sendo que os canais captados são FP1, FP2, F3, F4, C3, C4, P3 e P4.

Durante o ensaio, o usuário senta-se em um assento veicular, tal como visto na Figura 31. Seus movimentos são parcialmente limitados pela conexão entre a touca e o primeiro estágio de amplificação, permitindo uma mobilidade de cerca de 40 cm para sua cabeça. A Tabela 8 sumariza as principais condições destes ensaios.



**Figura 31 Sistema em Uso**

**Tabela 8 Condições dos Ensaio**

<b>Item</b>	<b>Descrição</b>
Exibição de vídeo	59.9 ± 0.1 fps
Exibe sinal de atenção?	Sim
Estímulos por seção	40
Seções por voluntário	02
Taxa de amostragem	120 Hz
Amostras por trilha de estímulo	1080
Tempo por trilha de estímulo	9 s
Suscetível a ruído externo	Sim

O EEG permite uma autonomia de pelo menos 6 horas de ensaios, podendo ser realizados ininterruptamente ou em diferentes seções. Os principais controles e recursos para o operador são exibidos na Tabela 9.

**Tabela 9 Controles e recursos do ambiente de realidade virtual.**

Dispositivo	Correspondência	Ação
Volante	Controlador de jogo principal, eixo 1	Controla o ângulo de rodas.
Pedal de freio	Controlador de jogo principal, eixo 2	Controla a intensidade de frenagem.
Acelerador	Controlador de jogo principal, eixo 3	Controla a intensidade de aceleração.
Botão de ajuste 1	Tecla "1"	Ativa exibição do alerta antes do cruzamento.
Botão de ajuste 2	Tecla "0"	Desativa exibição do alerta antes do cruzamento.

### 3.5 ALGORITMO IDENTIFICADOR DE EVENTOS

Nas seções anteriores, discutiu-se sobre o ambiente de realidade virtual e também sobre eletroencefalografia, separadamente. A seção 3.3 apresenta como estas partes do sistema se relacionam, considerando a aquisição de dados. Esta seção busca aproximar ainda mais esta relação, descrevendo um algoritmo capaz de estabelecer esta relação, a fim de provar a relação entre as tarefas cognitivas e eventos EEG. Para isso, alguns conceitos levantados no capítulo de revisão de literatura serão retomados, como os processos de ERD e ERS, discutidos anteriormente.

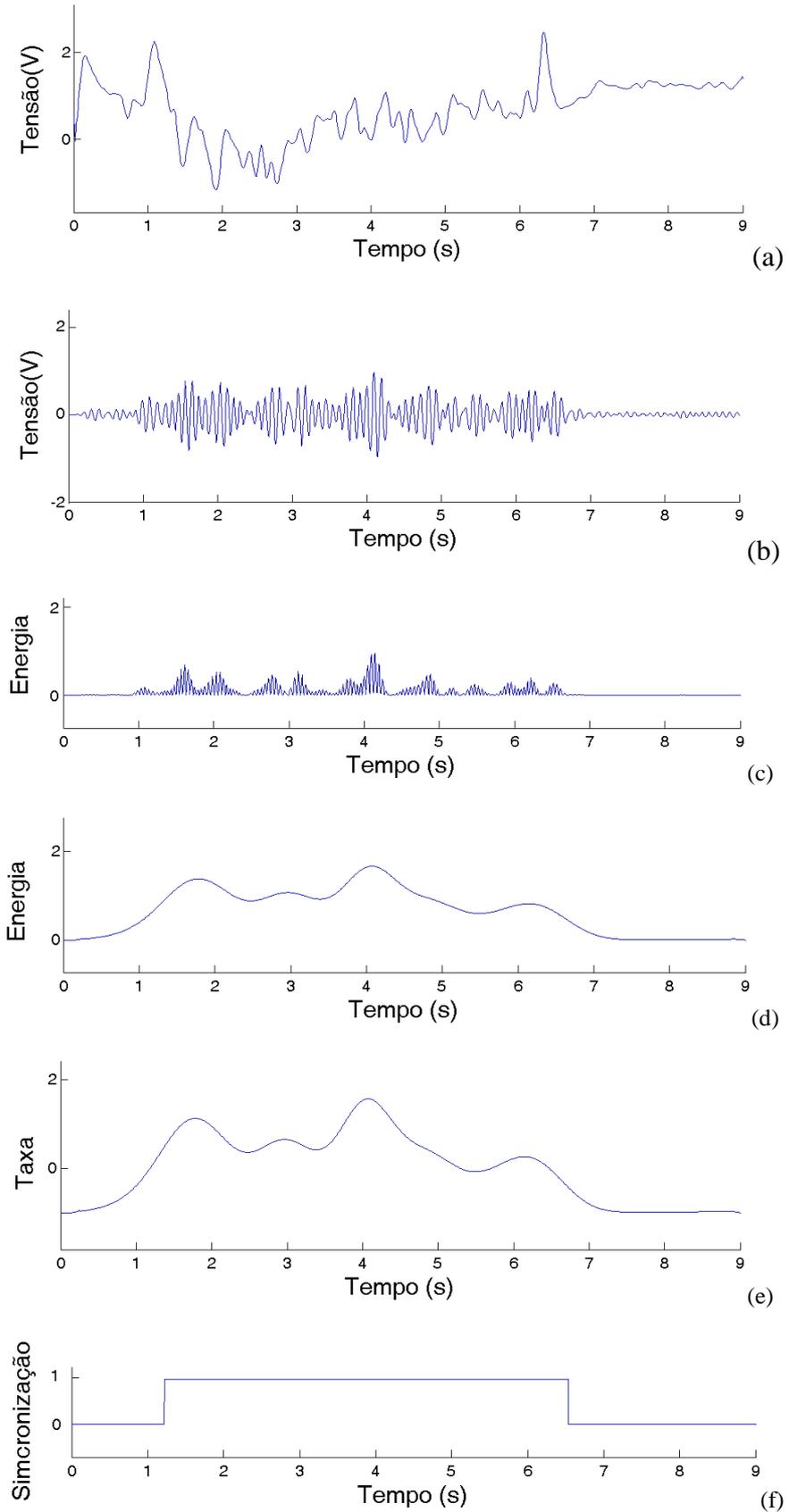
Os conceitos básicos da construção do algoritmo estão baseados nos métodos apresentados por Pfurtscheller & Lopes Da Silva (1999), no qual busca-se identificar os instantes de tempo em que ocorrem sincronizações ou dessincronizações. Dentro do contexto

da metodologia citada, destaca-se que o processo de sincronização e dessincronização está sempre associado a uma determinada frequência alvo ou uma banda contínua de frequência alvo. Portanto o primeiro passo a ser tomado é, naturalmente, que seja aplicado um processo de filtragem (passa-banda, do tipo *Butterworth* de quarta ordem) aos dados originais, sendo que para facilitar a compreensão deste processo é apresentado um exemplo na Figura 32a, resultando em um sinal filtrado, tal como ilustrado pela Figura 32b.

Busca-se, em seguida, obter-se a energia do sinal, sendo que para tal o sinal é elevado ao quadrado, (Figura 32c). Porém, conforme observado na referida figura, o resultado desse processo deixa o sinal com características oscilatórias, pulsantes na frequência do filtro passa banda. É aplicado então um filtro passa baixa, a fim de obter-se um resultado mais coeso. A Figura 32d ilustra o resultado, já com um ganho de 10x, realizado apenas para manter a mesma escala.

Tem-se então a energia do sinal filtrado. Porém o ganho do sinal EEG depende de vários fatores, sendo que alguns variam de canal a canal por características físicas e fisiológicas. Visando uma coerência específica para o ensaio, o sinal é normalizado em relação a uma referência específica. No caso deste algoritmo, a referência escolhida são os dois primeiros segundos da trilha, que na prática correspondem à um período em que o usuário ainda não recebeu qualquer estímulo proveniente do ambiente de realidade virtual, o resultado apenas altera o ganho, conforme ilustrado pela Figura 32e.

Por fim, é realizada a separação entre os estados, sincronizado e dessincronizado, através de dois limiares, um limiar de sincronização, positivo (0,1 para o exemplo), que o sinal deve atingir para que seja caracterizado o processo de sincronização, e outro limiar, negativo (- 0,1 para o exemplo), que o sinal normalizado deve atingir para que o processo de dessincronização seja, respectivamente, caracterizado (Figura 32f).



**Figura 32** Processo de Dessincronização.

Discute-se então como este processo de sincronização ou dessincronização pode ser associado a um evento do simulador. A Figura 33a ilustra o mesmo sinal avaliado no processo anterior, mas exibindo agora informações referentes à exibição dos sinais de trânsito mostrados ao voluntário. A marcação de seta esquerda vazada indica que a placa vire à esquerda foi exibida, mas o usuário ainda não reagiu. Já a marcação de seta preenchida indica que o usuário reagiu corretamente ao comando solicitado. O mesmo tipo de marcação é realizado para o sinal vire à direita (seta vazada apontando à direita antes do usuário virar o volante e cheia após) e pare (círculo vazado antes do usuário tocar o pedal de freio e cheio após).

É estabelecido então uma região alvo, delimitada na Figura 33b, delimitada entre o período em que o sinal de trânsito é exibido, até 500ms após o usuário reagir, para o qual espera-se um processo de ERD ou ERS.

O algoritmo identificador atua, portanto, do instante de tempo em que a trilha é gravada até 500ms após a ocorrência do evento. Sendo que os dados restantes são descartados.

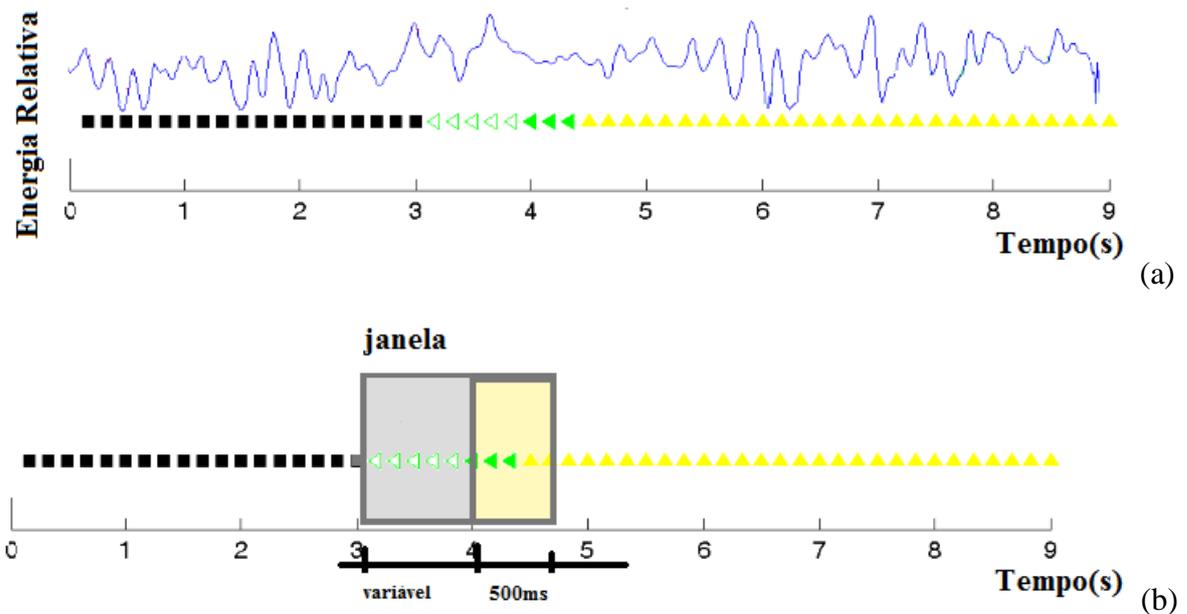


Figura 33 Janela de identificação de eventos.

A correta classificação de um evento implica em que um evento ERD / ERS ocorra na região alvo, sendo que caso isto ocorra, é contabilizado um acerto para esta determinada trilha. Quando não ocorre nenhuma sincronização ou dessincronização na região alvo, é contabilizado um erro para a trilha.

Mas existe a possibilidade de que um processo de sincronização ou dessincronização ocorra fora da região alvo. E isto certamente irá ocorrer neste tipo de estudo, em maior ou menor grau, pois é um processo natural inerente a condições fisiológicas que não são controladas no processo, embora sejam induzidas pela dinâmica experimental. Para estes casos, são considerados eventos falso-positivos. Estes eventos não alteram o resultado da taxa de acerto, mas têm uma implicação estatística, pois aumentam as chances à priori (aleatória, sem conhecimento dos dados) de acerto na identificação dos eventos (mais chances, maior probabilidade de acerto).

A Figura 34 descreve o fluxograma para o algoritmo citado, sendo aplicado ao canal F3 dentro dos dados coletados, e a Figura 35 ilustra em quatro casos (a,b,c,d) o comportamento do algoritmo. Este algoritmo foi implementado através da ferramenta *Matlab*, e sua aplicação aos dados gerados em diferentes situações é discutida ao longo do Capítulo 4.

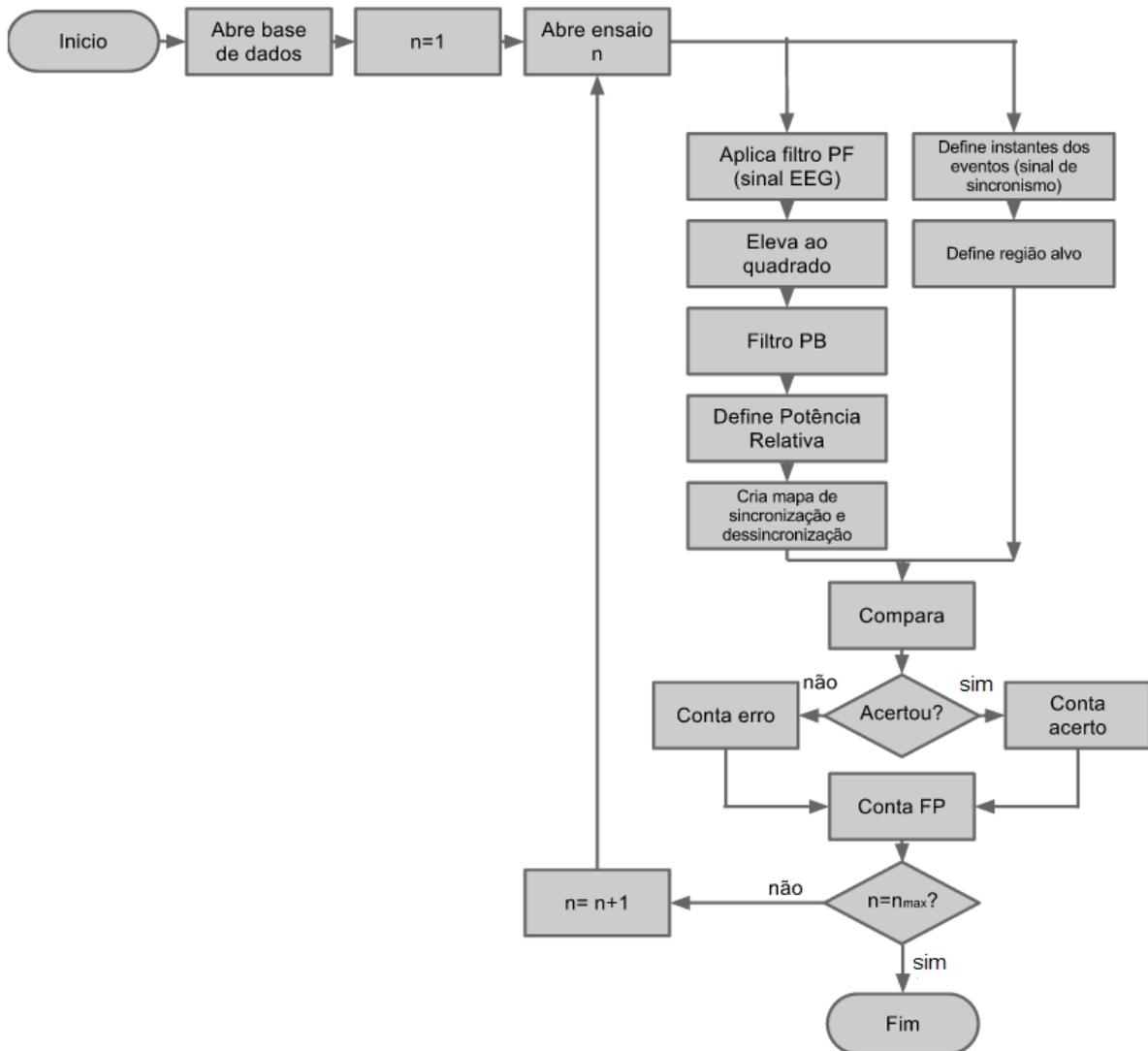
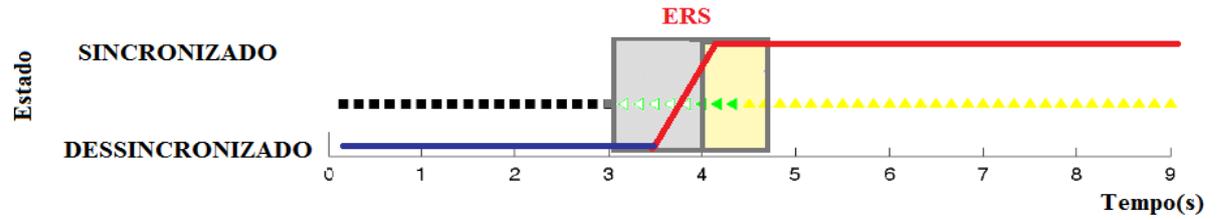
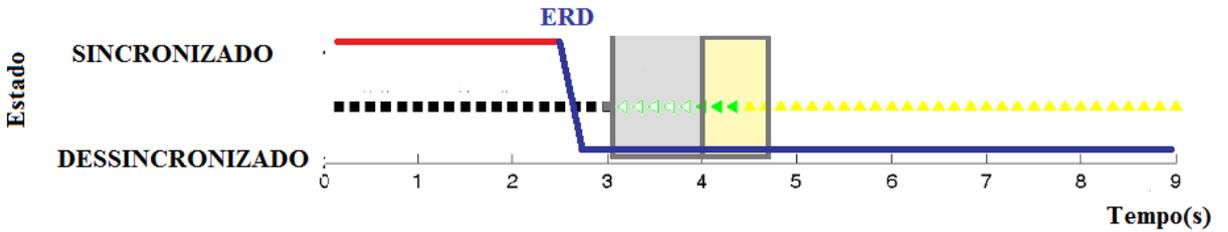
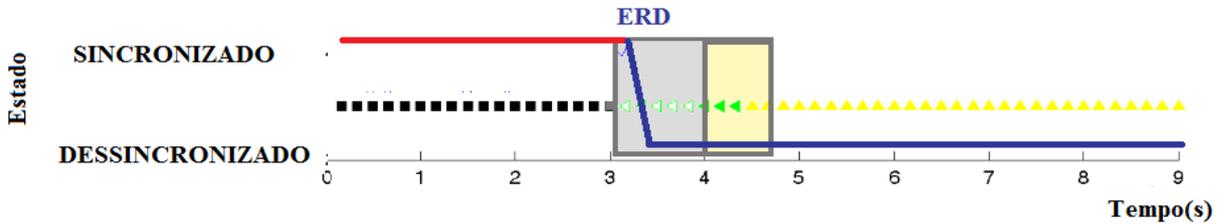


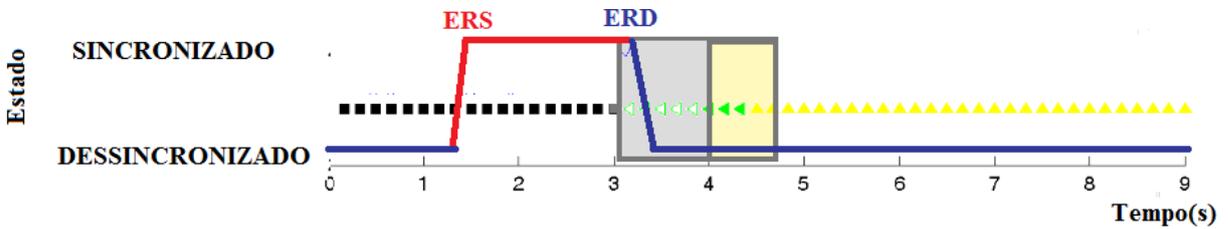
Figura 34 Fluxograma do Algoritmo Identificador de Eventos.



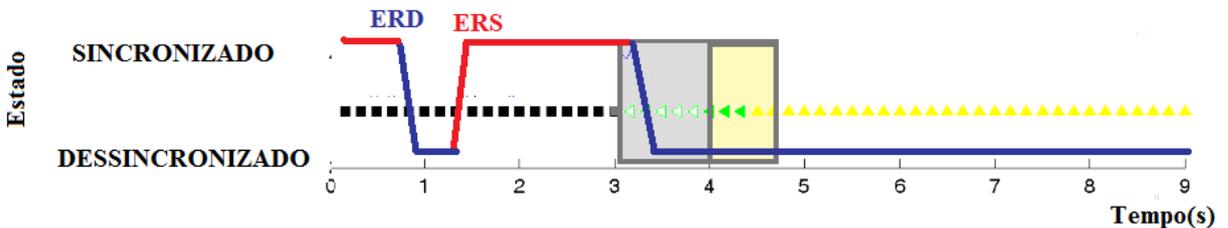
Acertou, 0 FP.



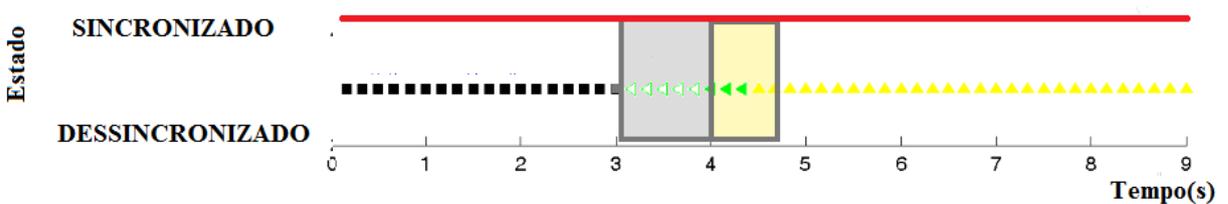
Errou, 1 FP.



Acertou, 1 FP



Acertou, 2 FP



Errou, 0 FP

Figura 35 Exemplos de alguns casos possíveis na identificação de eventos.

## **4 RESULTADOS E DISCUSSÕES**

Neste capítulo são apresentados e discutidos os resultados da metodologia realizada. Na Seção 4.1 discute-se o funcionamento e teste do ambiente de realidade virtual desenvolvido. A Seção 4.2 discute sobre o processo de sincronização e dessincronização nos dados obtidos. A Seção 4.3 apresenta a validação do algoritmo identificador de eventos, que é aplicado aos dados, tendo seu resultado apresentado na seção 4.4. Por fim, a Seção 4.5 discute os artefatos que agregam dificuldades ao experimento.

### **4.1 FUNCIONAMENTO DO SISTEMA DE REALIDADE VIRTUAL**

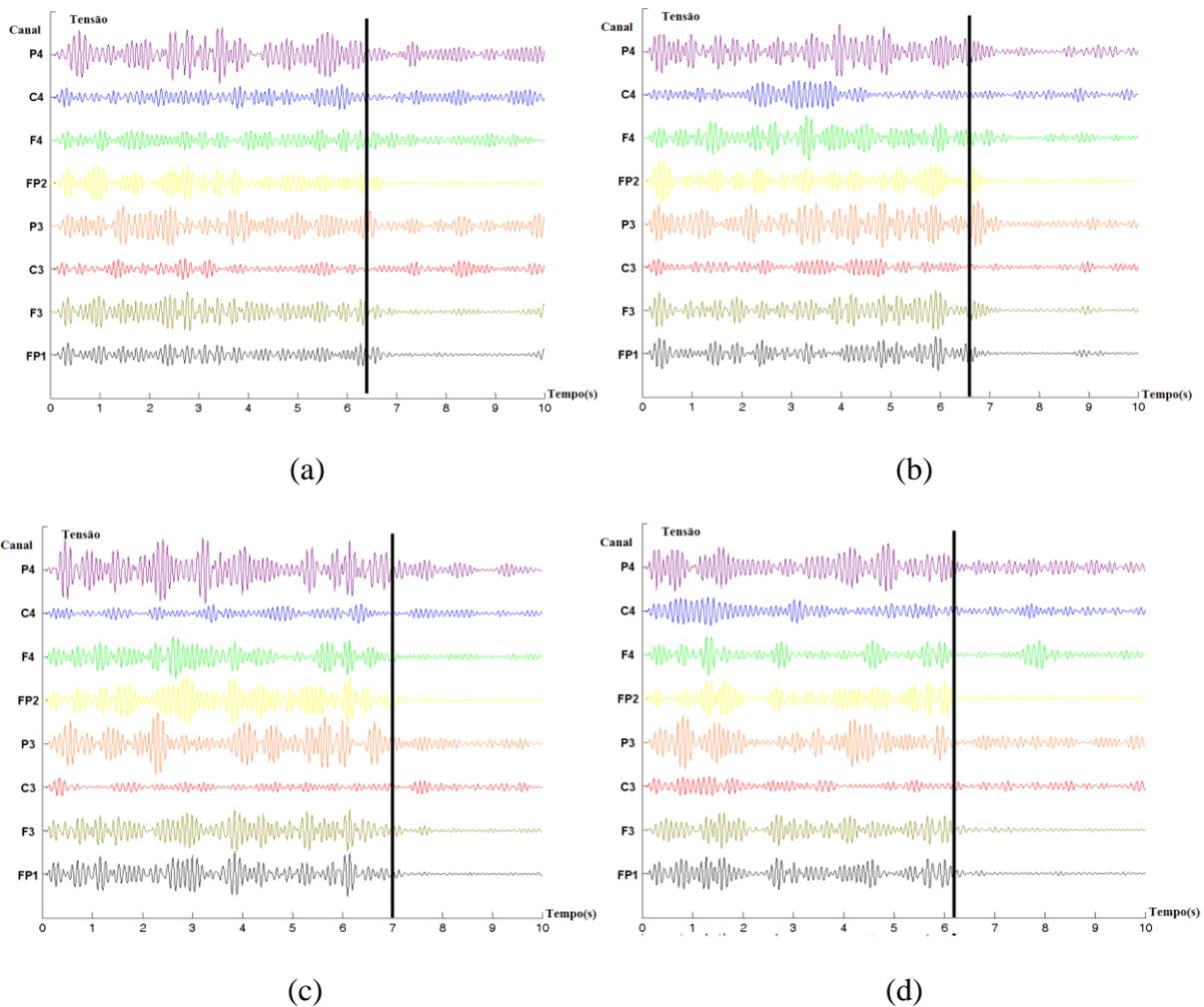
O ambiente de realidade virtual apresentou o desempenho esperado. Isto é, não houve problemas de congelamento e foi capaz de manter a taxa de quadros por segundo estável, além de disponibilizar todas as funcionalidades descritas como requisito, incluindo o modelo físico com corpos deformáveis, controles do veículo e da lógica do ambiente. Isto foi facilitado pela metodologia empregada, que desenvolveu primeiro a dirigibilidade do veículo, agregando os outros elementos, como sensores e sinalizações posteriormente. O usuário consegue navegar através do ambiente, com volante e pedais. Além disso, foram programados alguns recursos adicionais, voltados para os fatores controlados, descritos pela Tabela 9, juntamente com outras funcionalidades.

### **4.2 SINCRONIZAÇÃO E DESSINCRONIZAÇÃO RELACIONADAS A EVENTOS**

A seção 2.1.2 discutiu o processo de sincronização e dessincronização. Este processo ocorre naturalmente com o ser humano, mas também é relacionado com o estado de atenção da pessoa. Este nível de atenção, por sua vez, é relacionado a eventos gerados. Quando este processo de sincronização (aumento de energia do sinal na banda espectral) ou dessincronização (diminuição da energia do sinal na banda espectral) está relacionado a um

evento em específico denomina-se este processo como Sincronização e Dessincronização Relacionadas à Eventos (ERS e ERD).

É possível agora observar através da Figura 36 e da Figura 37, extraídas de um dos ensaios, este processo, destacando o instante de tempo em que é apresentado o estímulo, indicado nas figuras por uma linha vertical. Nota-se uma clara diminuição da energia do sinal e este indício permite cogitar a hipótese de que os eventos ERD/ ERS estão realmente relacionados aos estímulos gerados.

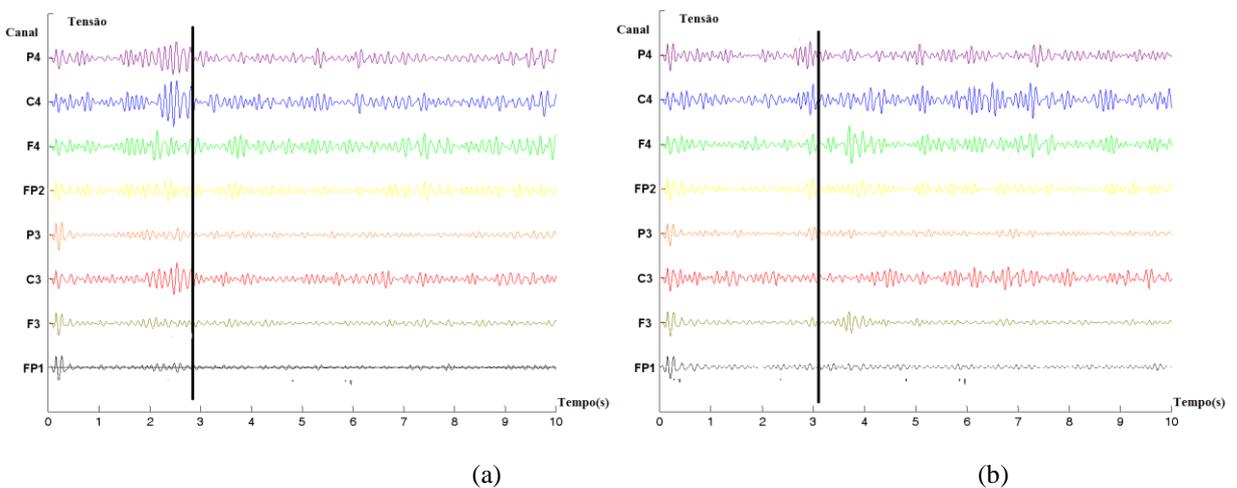


**Figura 36 ERD e ERS**

Para isso, foi desenvolvido um algoritmo capaz de identificar os ERD e ERS. Este algoritmo recebe como dado de entrada os dados de um ou mais canais de EEG. A seguir,

com base em um limiar pré-estabelecido, identifica os instantes de tempo em que ocorrem os ERD e ERS.

Cabe salientar que nem sempre esta relação é tão implícita, conforme mostra a Figura 37 mostra, em casos que não seguem o padrão descrito. Desenvolveu-se então um projeto de experimentos que visa responder a algumas questões chave: Os estímulos implicam em ERD/ERS? É possível identificar os eventos a partir dos ERD/ERS? Qual a dependência do usuário nessas questões?



**Figura 37 ERD e ERS: Casos atípicos.**

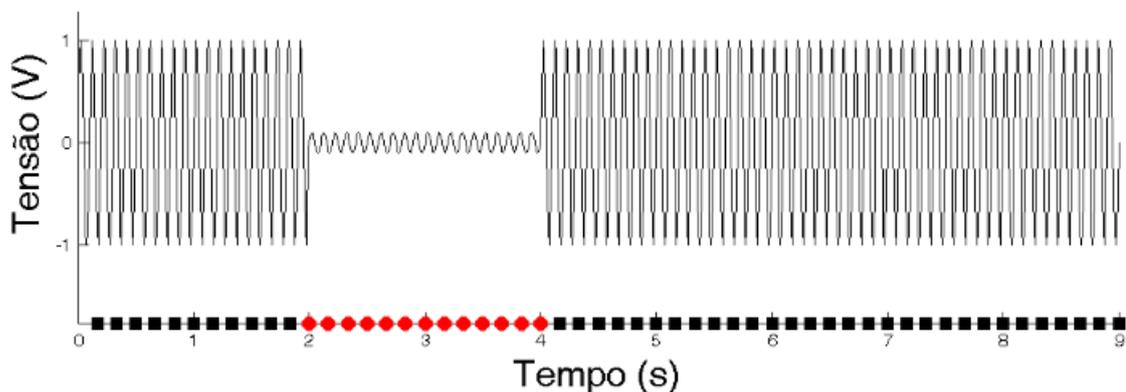
### 4.3 VALIDAÇÃO DO ALGORITMO IDENTIFICADOR DE EVENTOS

A Seção 4.2 mostrou, de maneira ainda preliminar e qualitativa, que os dados obtidos podem estar relacionados a eventos de sincronização e dessincronização. Por outro lado, a Seção 3.4 apresenta um algoritmo capaz de relacionar os eventos ao processo de sincronização e dessincronização. É natural, portanto, que este algoritmo seja aplicado aos dados coletados, visto que este é um dos objetivos do trabalho. De fato, o resultado desta aplicação é discutido na Seção 4.4.

No entanto, aplicar o método de classificação aos dados de maneira empírica pode trazer uma série de conseqüências: (a) a base de dados gerada pode não ser grande o suficiente para exemplificar muitos dos tipos de ruído que, futuramente, possam vir a incidir sobre o sistema, causando equívoco na identificação; (b) a falta de um padrão de teste controlado pode vir a dificultar o desenvolvimento do algoritmo, pois os dados experimentais têm uma variabilidade grande e por vezes, desconhecida; (c) mesmo atingindo um bom resultado, ainda é necessário garantir a confiabilidade do sistema.

Para auxiliar na resolução destas questões levantadas, foi desenvolvida uma base de dados simulada auxiliar, que auxilia na determinação do comportamento do algoritmo identificador de eventos perante diferentes tipos de ruído incidentes sobre o sistema.

O sinal básico desta base de dados é ilustrado pela Figura 38. O sinal é composto de dois níveis, sincronizado, denotado por marcações retangulares pretas e dessincronizado, denotado por marcações circulares vermelhas. O que este sinal busca representar é um caso típico de ERD, sendo que a amplitude no caso sincronizado é 10 vezes maior do que no caso dessincronizado.



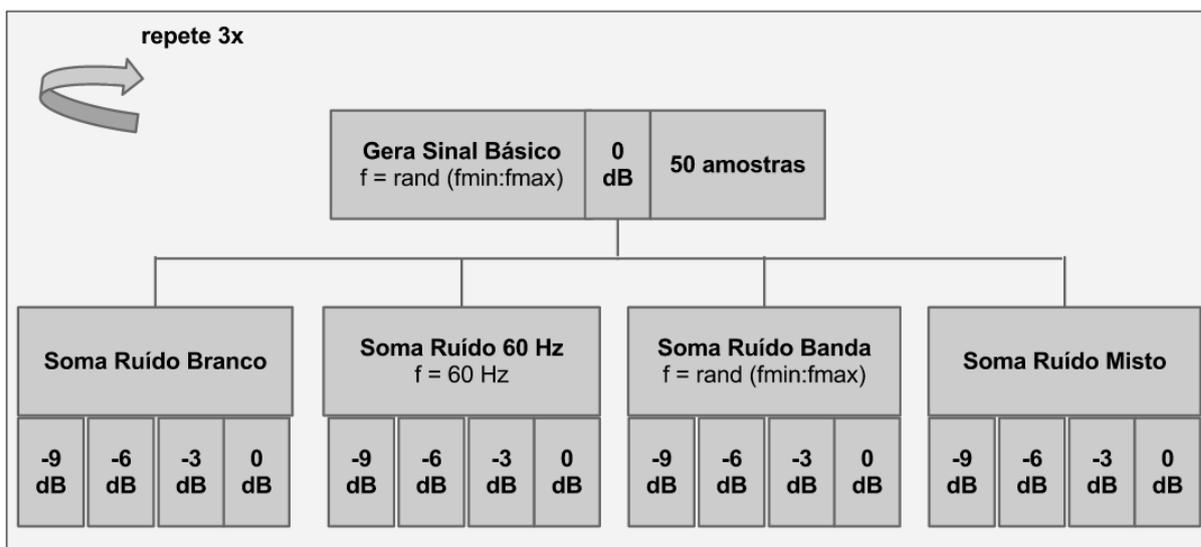
**Figura 38 Sinal básico auxiliar.**

Cada vez que este sinal é produzido, pode variar sua freqüência, de acordo com uma distribuição ajustável. Mesmo considerando esta aleatorização do processo, o desempenho do Algoritmo Identificador de Eventos frente a este sinal foi satisfatório, sendo capaz de

identificar a ocorrência dos eventos com confiabilidade de 100% e sem eventos falsos positivos, para três séries de 50 eventos gerados. Demonstrando, portanto, que para o caso trivial o algoritmo consegue identificar com sucesso os eventos simulados.

Mas este comportamento satisfatório pode ser alterado facilmente frente à adição de ruído ao sinal gerado. Busca-se então discutir sobre os resultados desta adição de ruído, considerando os tipos de ruído mais comuns incidentes sobre o sistema. Para isto, foram adicionados diferentes tipos de ruído, com diversos níveis diferentes de ruído. A Figura 39 busca mostrar o processo de geração da base de dados auxiliar descrita.

O primeiro ruído incidente avaliado é o ruído branco. Este tipo de ruído é utilizado como referência para avaliar o comportamento de dispositivos eletrônicos (SUN; DENG, 2009). São gerados então três séries de 50 eventos para cada nível de ruído previsto (-9dB, -6dB, -3dB e 0dB). Ressalta-se que para o último nível, de 0 dB, a energia do ruído incidente já é mesma do sinal original, sendo que neste ponto a informação pode, possivelmente já estar completamente distorcida. Exemplos do sinal distorcido com ruído branco são ilustrados pela Figura 40.



**Figura 39 Fluxograma: Gerando base de dados auxiliar.**

O segundo tipo de ruído considerado, que costuma afetar equipamentos de EEG, é o ruído de 60 Hz, proveniente da rede elétrica. Para este tipo de ruído também são geradas três séries de 50 eventos para cada nível de ruído previsto (-9dB, -6dB, -3dB e 0dB), sendo ilustrado pela Figura 41. O mesmo é válido para os dois próximos casos previstos, o ruído na banda de frequência do sinal gerado (Figura 42) e um ruído misto, composto dos anteriores (Figura 43). A Seção 4.5 discute de maneira mais apropriada o efeito destes artefatos sobre os sinais e exemplifica algumas destas afirmações.

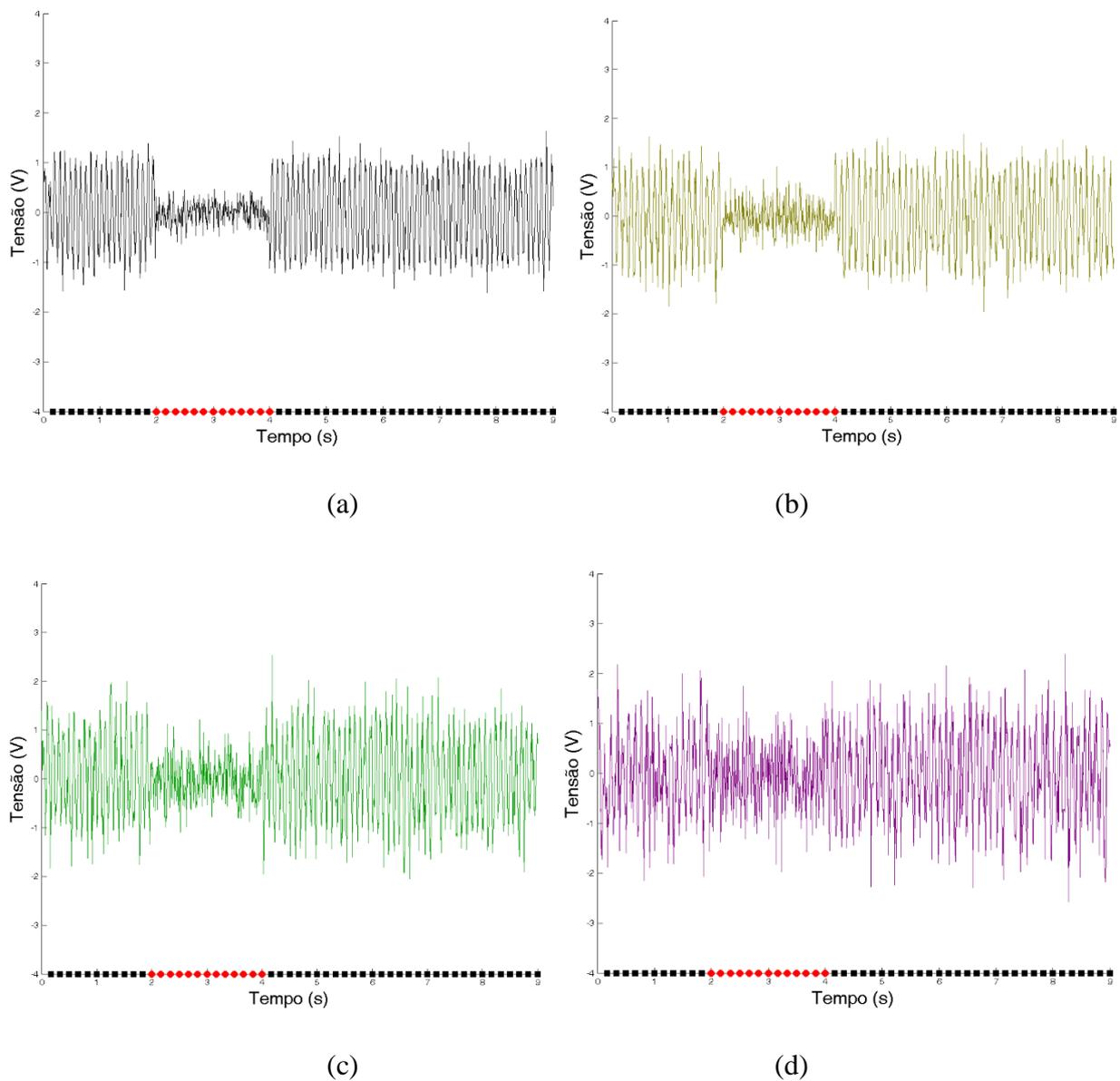
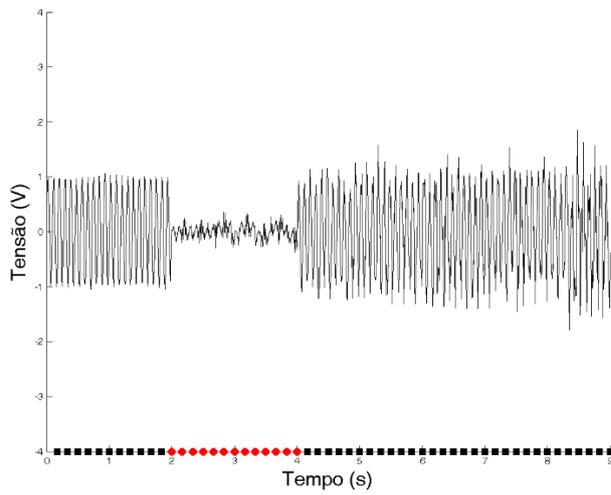
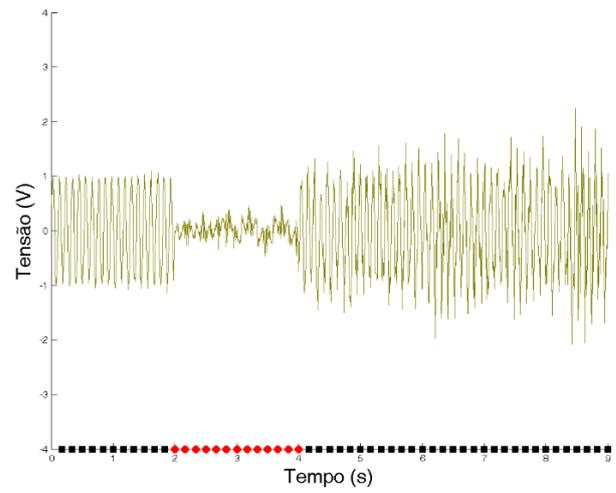


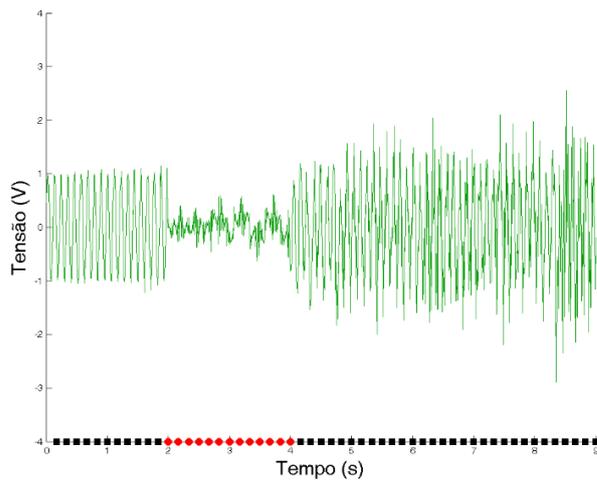
Figura 40 Ruído branco: (a) -9dB; (b)-6dB; (c) -3dB; (d) 0dB.



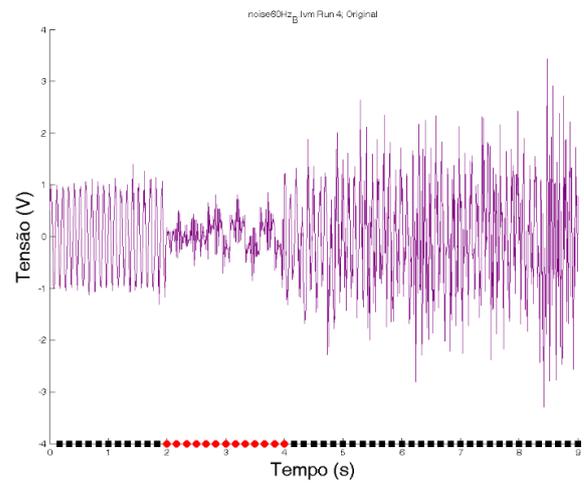
(a)



(b)

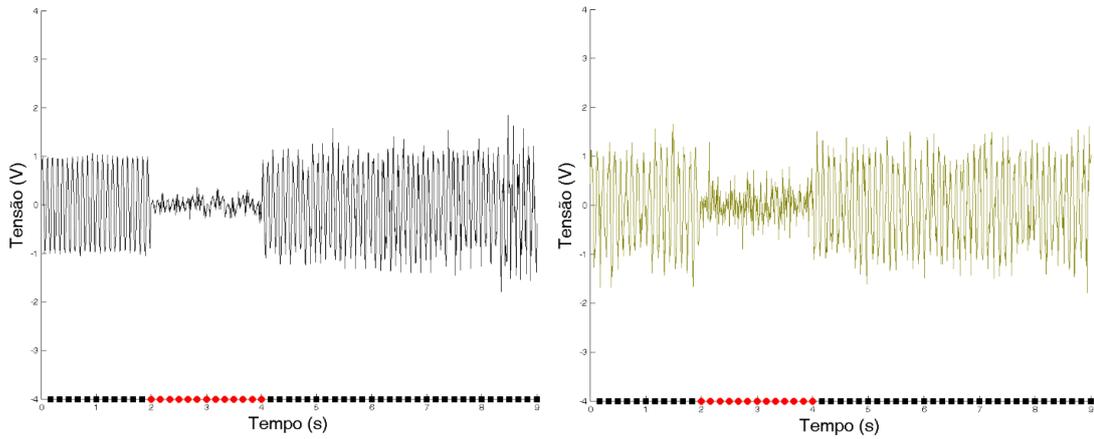


(c)



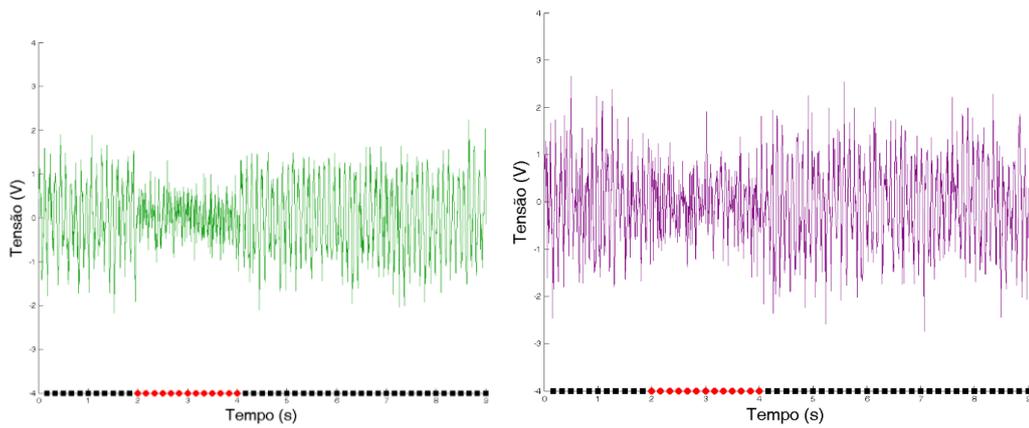
(d)

Figura 41 Ruído de 60Hz: (a) -9dB; (b) -6dB; (c) -3dB; (d) 0dB.



(a)

(b)



(c)

(d)

Figura 42 Ruído na banda 8-12 Hz: (a) -9dB; (b) -6dB; (c) -3dB; (d) 0dB.

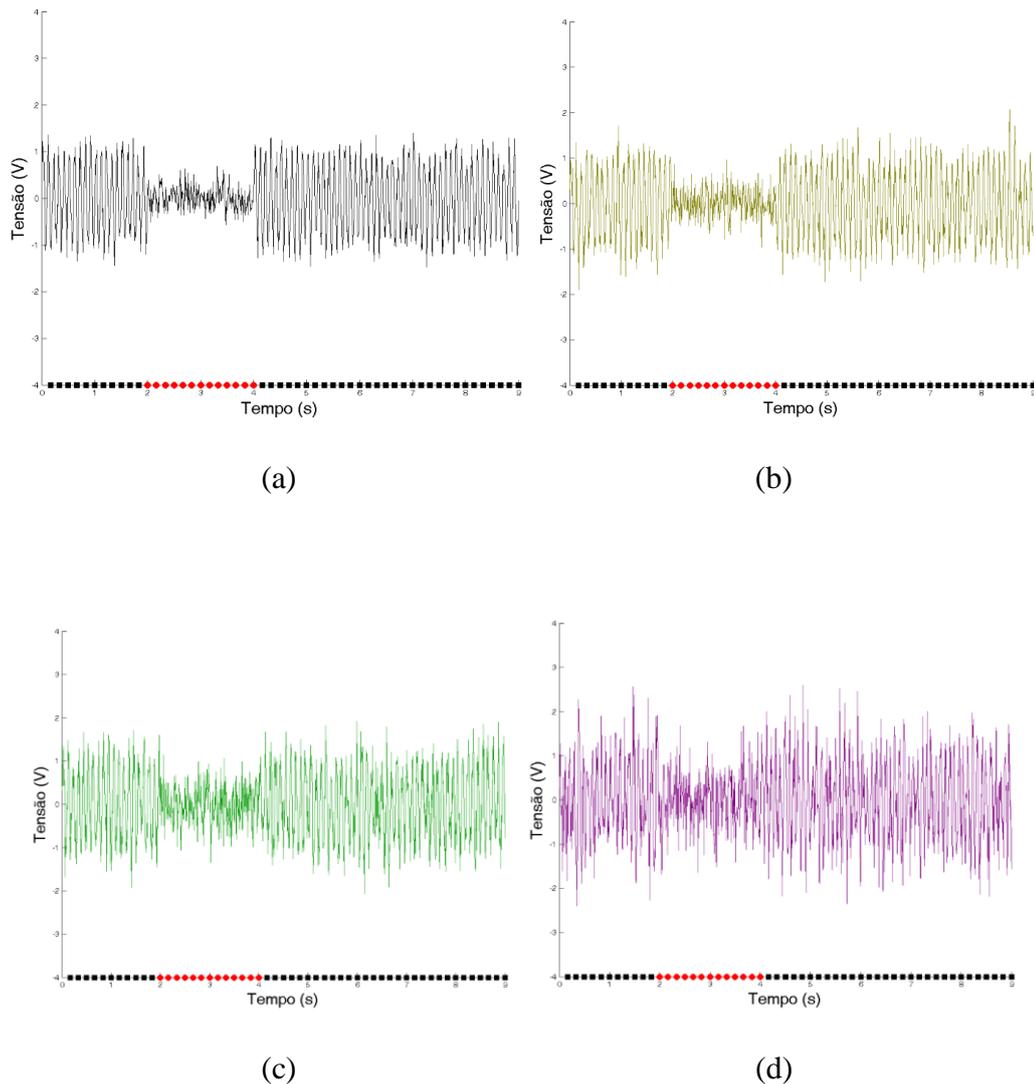


Figura 43 Ruído de Misto: (a) -9dB; (b) -6dB; (c) -3dB; (d) 0dB.

Com os resultados desta base de dados, é possível responder aos questionamentos realizados no início desta seção através de um projeto de experimentos. Com a base de dados gerada, é possível montar um projeto de experimentos do tipo fatorial completo.

O algoritmo identificador de eventos fornece como saída numérica a taxa de acerto para a série de eventos e também o número de eventos falso positivo identificados. Inicialmente, foi realizado o projeto de experimentos considerando como variável de resposta a taxa de acerto. A Tabela 10 apresenta os resultados da taxa de acerto obtida, com dois fatores controláveis. O primeiro fator controlável é o tipo de ruído, que pode ser classificado a quatro níveis (branco, 60Hz, mesma banda e composto) e o segundo fator controlável é a

intensidade de ruído, que pode ser classificada também a quatro níveis (-9dB, -6dB, -3dB e 0dB), sendo que há três repetições aleatórias para este processo.

**Tabela 10 Taxa de acerto para os dados simulados.**

	-9 dB	-6dB	-3dB	0dB
Ruído	100%	100%	100%	92%
Branco	100%	100%	92%	88%
	100%	100%	100%	98%
60Hz	100%	100%	100%	100%
	100%	100%	100%	100%
	100%	100%	100%	100%
banda	100%	94%	86%	74%
	100%	100%	96%	76%
	100%	96%	76%	76%
Misto	100%	98%	90%	80%
	100%	100%	92%	66%
	100%	100%	98%	80%

Utilizando o projeto fatorial completo com dois fatores controláveis obtêm-se os resultados de significância registrados na Tabela 11. Considerando um intervalo de significância de 98%, percebe-se que os fatores significativos são: A (Intensidade de ruído), B (tipo de ruído) e AB (interação) para o estudo realizado.

**Tabela 11 ANOVA para os dados simulados.**

Fonte de Variação	'SS'	GDL	'MS'	'F'	'Prob>F'
A	0,151	3	0,0502	33,3	5,90E-10
B	0,0843	3	0,0281	18,6	3,57E-07
AB	0,0918	9	0,0102	6,76	2,24E-05
Erro	0,048	32	0,00151		
Total	0,375	47			

Para efeito prático deste projeto, estes resultados significam que:

- o nível de ruído é significativo, ou seja, o comportamento do algoritmo, considerando a taxa de acerto, é alterado pelo nível de ruído;

- b) o tipo de ruído é significativo, ou seja, diferentes tipos de ruído afetam o desempenho do algoritmo, considerando a taxa de acerto, de diferentes maneiras;
- c) a interação entre tipo de ruído e nível de ruído é significativa, de acordo com a combinação de ambos, a resposta do sistema pode ser diferente, considerando também a taxa de acerto.

Considera-se agora um projeto de experimentos similar, mas considerando agora como variável de resposta o número de eventos falso-positivos detectados, sendo apresentados pela Tabela 12, com os mesmos dois fatores controláveis e mesmos níveis para ambos.

**Tabela 12 Número de ocorrência de falso-positivos / número de eventos para os dados simulados.**

	-9 dB	-6dB	-3dB	0dB
Ruído	16/150	18/150	44/150	82/150
Branco	18/150	22/150	44/150	86/150
	16/150	16/150	47/150	95/150
60Hz	11/150	13/150	17/150	24/150
	13/150	14/150	16/150	21/150
	13/150	14/150	13/150	23/150
Banda	16/150	34/150	79/150	128/150
	23/150	35/150	71/150	130/150
	19/150	28/150	72/150	132/150
Misto	19/150	37/150	79/150	137/150
	21/150	32/150	77/150	138/150
	16/150	26/150	69/150	135/150

**Tabela 13 ANOVA para número de eventos falso-positivos para os dados simulados.**

Fonte de Variação	'SS'	'df'	'MS'	'F'	'Prob>F'
A	4,44E4	3	1,48E4	1,294E3	1,82E-33
B	1,93E4	3	6,46E3	5,65E2	8,94E-28
AB	1,34E4	9	1,50E3	1,31E2	1,18E-22
Erro	3,66E3	32	1,14E1	-	-
Total	7,76E4	47	-	-	-

As conclusões são similares ao projeto de experimento anterior, pois novamente todos os fatores analisados são significativos:

- a) o nível de ruído é significativo, ou seja, o comportamento do algoritmo, considerando o número de eventos falso positivos, é alterado pelo nível de ruído;
- b) o tipo de ruído é significativo, ou seja, diferentes tipos de ruído afetam o desempenho do algoritmo, considerando o número de eventos falso positivos, de diferentes maneiras;
- c) a interação entre tipo de ruído e nível de ruído é significativa, de acordo com a combinação de ambos, a resposta do sistema pode ser diferente, considerando também o número de eventos falso positivos.

Uma vez que o algoritmo identificador de eventos tem seu comportamento validado, discute-se então o resultado de sua aplicação nos dados obtidos ao longo dos ensaios realizados.

#### **4.4 RESULTADOS DA IDENTIFICAÇÃO DE EVENTOS**

Esta seção discute os resultados da aplicação do algoritmo identificador de eventos, descrito na Seção 3.4 e validado pela Seção 4.3, aos dados obtidos ao longo dos ensaios, que foram realizados com 2 voluntários. Além dos resultados da taxa de acerto, são apresentados juntamente na Tabela 14 dados estatísticos suplementares das séries de ensaio.

Estes dados são o número de eventos falso positivo, devidos às sincronizações e dessincronizações naturais do sinal, ocorridos na série de 40 eventos (processos de sincronização e dessincronização não relacionados ao evento) e a probabilidade de acerto à priori. Tal probabilidade de acerto à priori fornece quais seriam as chances do classificador acertar o evento, considerando o número de eventos falso-positivos e o tempo alvo do evento (conforme descrito na Seção 3.4) e sem o conhecimento dos dados de EEG. Exemplificando, caso um número muito grande de sincronizações e dessincronizações ocorram no período

considerado, a probabilidade de acerto na identificação do evento também será alta. No entanto, a validade estatística deste acerto será menor, pois estatisticamente, algum dos muitos palpites aleatórios também poderia identificar o evento sem qualquer conhecimento sobre os dados.

**Tabela 14 Taxa de acerto do AID nos ensaios.**

	Taxa de acerto	Probabilidade de acerto à priori	Ocorrência de Falso Positivos / Numero de eventos
Voluntario1	78%	47%	40/80
	82%	50%	64/80
Voluntario2	72%	51%	70/80
	92%	56%	115/80

O projeto de experimentos proposto para validar estes resultados deve, portanto, responder a questão chave: Os resultados obtidos na identificação de eventos são estatisticamente relevantes? O algoritmo desenvolvido é dependente do usuário?

É proposto então um projeto de experimentos do tipo fatorial completo, com dois fatores controláveis, origem dos dados (fator A) e usuário (fator B) com dois níveis para o fator A (probabilidade de acerto obtida e probabilidade de acerto à priori) e dois níveis para o fator B (usuário 1 e usuário 2).

A Tabela 15 apresenta o projeto de experimentos, sendo que a Tabela 16 apresenta os resultados da análise de variância para os dados.

**Tabela 15 Projeto de experimento ensaios.**

		FATOR A	
		A1	A2
FATOR B	B1	78 82	47 50
	B2	72 92	51 56

**Tabela 16 ANOVA ensaios.**

Fonte de Variação	'SS'	'df'	'MS'	'F'	'Prob>F'
A	0,184	1	0,184	32,0	0,00480
B	0,00228	1	0,00228	0,397	0,563
AB	0,000153	1	0,000153	0,0267	0,878
Erro	0,0230	4	0,00574	-	-
Total	0,209	7	-	-	-

O resultado indica que, para os dados fornecidos, o sistema não é dependente do usuário, merecendo, portanto, futuros estudos mais avançados com a plataforma desenvolvida nesta dissertação.

Verifica-se também que os dados obtidos são significativos, ou seja, para um limiar de confiança de 98%, a hipótese nula pode ser descartada. Em outras palavras, o resultado obtido permite afirmar que os dados estão correlacionados ao processo de sincronização e dessincronização e, por conseqüência, aos sinais de trânsito exibidos no simulador.

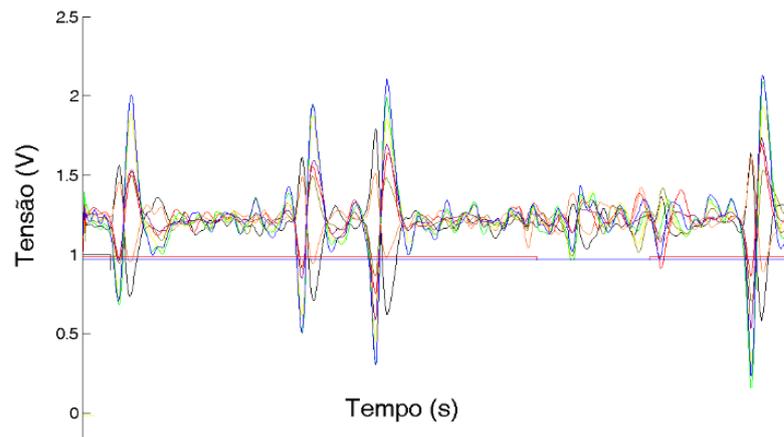
#### **4.5 ARTEFATOS**

Um dos maiores desafios ao se trabalhar com EEG são os chamados artefatos. Como a fonte dos sinais é de baixa amplitude e alta resistência, está muito susceptível a interferências.

Uma destas interferências, amplamente percebida é o ruído de 60Hz, proveniente da rede elétrica (CORREA; GARCÉS, 2007). Para contornar este problema, a maioria das pesquisas utilizam diferentes técnicas de filtragem. Nota-se, portanto que uma importante região da banda Beta acaba sendo suprimida. Miltner (1999) mostra que existem aplicações práticas para esta parte do sinal costumeiramente descartada.

Outro ponto a se destacar são as interferências devido a sinais eletromiográficos (EMG), especialmente aos sinais eletro-oculográficos (EOG), que são sinais EMG

provenientes da região muscular ocular. Um dos principais desafios ao lidar com este tipo de artefato é que o sinal interferente muitas vezes apresenta-se justamente na banda de frequência de interesse, dificultando sua separação. Para resolver este problema, vários algoritmos específicos têm sido propostos (SHAO et al, 2009). Cabe observar, que em anexo segue parte dos ensaios realizados (em função do volume de dados, gerando mais de 100 paginas, é disponibilizada apenas uma parte dos ensaios em anexo). A Figura 44, extraída dos ensaios preliminares, ilustra um ensaio comprometido por movimento EOG, onde são perceptíveis quatro movimentos provocados por piscadas.



**Figura 44 Sinal EEG corrompido por sinal EOG.**

## 5 CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos, é possível afirmar que o objetivo principal deste trabalho, desenvolver uma plataforma EEG para estudo de respostas cognitivas no ambiente de trânsito, foi atingido.

O ambiente de realidade virtual apresentou funcionamento adequado. Isto é, não apresentou problemas de congelamento e também manteve a taxa de quadros por segundo estável, além de disponibilizar todas as funcionalidades descritas como requisito, podendo, então, ser aplicado ao projeto sem maiores dificuldades. Destaca-se que o simulador e o EEG puderam ser integrados sem maiores problemas a partir do dispositivo de sincronismo projetado. O EEG não apresentou maiores problemas em seu funcionamento e, com a correta limpeza da touca e aplicação de gel, não costuma apresentar problemas de interferência, salvo para o caso de quando há maquinário industrial pesado ligado à mesma rede elétrica.

Ressalta-se que os dados obtidos, juntamente com o ambiente de realidade virtual, ainda estão distantes do cenário ideal imaginado, mas formam uma possível base para o desenvolvimento de novos trabalhos, uma vez que, para um intervalo de confiança de 98%, é provado para a amostra que os sinais de sincronização e dessincronização relacionam-se com eventos do simulador. A taxa média de acerto na identificação da ocorrência de um evento é de 81%, sem a discriminação entre o tipo de evento, com desvio padrão de 8,5%, considerando uma amostra de dois voluntários que realizaram duas seções de 40 eventos cada.

## 6 PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS

O desenvolvimento deste sistema permitiu ao Laboratório de Instrumentação Eletro-Eletrônica (IEE) a investigação de novas aplicações para seu EEG. No entanto, como o sistema de realidade virtual foi desenvolvido desde seu estágio inicial, é natural que existam melhorias a serem propostas à este trabalho.

A primeira melhoria, e mais substancial dentre as propostas, é que, a partir deste momento, de posse do banco de dados gerado por este trabalho, seja desenvolvido um sistema classificador online, com processamento efetuado em tempo real. Ressalta-se que uma biblioteca de apoio, já desenvolvida em linguagem Python, já permite comunicação entre o ambiente de realidade virtual e o software Labview 8.5 e também Labview 2011. Isto permitiria, além da melhor investigação das tarefas cognitivas, o estudo de um sistema BCI, permitindo uma realimentação ao controle do veículo.

Sobre o simulador, sugere-se a adição de barras de torção, através da conexão de elementos flexíveis, sendo que uma barra conectaria o eixo dianteiro esquerdo ao eixo dianteiro direito e outra conectaria o eixo traseiro direito ao eixo traseiro esquerdo. É possível que esta nova especificação possibilite um maior grau de realismo para a simulação e também permita um maior grau de ajuste do veículo.

## REFERÊNCIAS

- ABEYRATN, U. R. et al. A new measure to quantify sleepiness using higher order statistical analysis of EEG. In: ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, EMBC. ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE, 6., 2009, [S. l.]. **Proceedings...** New York: IEEE Publishing, 2009. p.5543-5546.
- ANDERSON, C.W.; DEVULAPALLI, S.V.; STOLZ, E.A. Determining Mental State from EEG Signals Using Parallel Implementations of Neural Networks. **Scientific Programming, Special Issue on Applications Analysis**, Amsterdam, n. 3, p. 171-183, 1995.
- BALBINOT, A. B. **Desenvolvimento e aplicação de um método de avaliação do comportamento de risco em condutores**. 2011. 182 p. Tese (Doutorado em Informática na Educação) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2011.
- BLANKERTZ, B. et al. The Berlin brain-computer interface: EEG-based communication without subject training. **Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions**, New York, v. 14, n. 2, p. 147-152, June 2006.
- BRAGATTI, J. A. et al. Alpha coma pattern in a child. **Clin EEG Neurosci**, Thousand Oaks, v. 39, n.4, p. 206-209, Oct. 2008.
- BROWN, B. B. Recognition of Aspects of Consciousness Through Association with EEG Alpha Activity Represented by a Light Signal. **Psychophysiology**, New York, v. 6, n. 4, p. 442-452, Jan. 1970.
- CARRA, M. **Desenvolvimento de uma Interface Cérebro Computador Baseada em Ritmos Sensorio Motores para Controles de Dispositivos**. 2012. 192 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2012.
- CARRA, M. BALBINOT, A. Development of a Brain-Computer Interface system based on sensorimotor rhythms. In: BIOSIGNALS AND BIOROBOTICS CONFERENCE, 3., 2012, Rio de Janeiro. **Proceedings...** [S.l. : s. n.], Jan. 2012. p.1-5.
- CARRA, M. BALBINOT, A. Evaluation of sensorimotor rhythms to control a wheelchair. In: BIOSIGNALS AND BIOROBOTICS CONFERENCE, 4., 2013, Rio de Janeiro. **Proceedings...** [S.l. : s. n.], Feb. 2013. p.46-50
- CORREA, A. G. et al. Artifact removal from EEG signals using adaptive filters in cascade. In: JOURNAL OF PHYSICS: CONFERENCE SERIES, 1., 2007, Argentina. **Proceedings...** Amsterdam: IOP Publishing, 2007. p.1-10
- CRONE, N. E. et al. Functional mapping of human sensorimotor cortex with electrocorticographic spectral analysis. Alpha and beta event-related desynchronization. **Oxford Journal Brain**, Oxford, n. 121, p. 2271-2299, 1998.
- DALE, A. M.; SERENO, M. I. Improved localization of cortical activity by combining EEG and MEG with MRI cortical surface reconstruction: A linear approach. **J. Cognitive Neuroscience**, Cambridge, v. 5, n. 2, p. 162-176, Apr. 1993.

DRÜNER, B.; MÄNNEL C.; BÖSEL, R. **P300 Amplitude Effects Of Personally Significant Distractors in Active Oddball Tasks**. Report, Tagung Psychologie und Gehirn, Ruhr-Universität, Bochum, 2005.

FERNÁNDEZ, T. et al. EEG activation patterns during the performance of tasks involving different components of mental calculation. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, Mexico City, v. 94, n. 3, p. 175-182, Mar. 1995.

FUJIMOTO, T. et al. Event-Related Desynchronization and Synchronization during the Auditory Oddball Task in Schizophrenia Patients. **Open Neuroimag J**, Miyazaki, v.6, p.26-36, June 2012.

HAKAMIES-BLOMQUIST, L. et al. Elderly car drivers in a simulator: A validation study. **VTI Rapport**, Linköping, n. 464, p. 1-58, 2001.

HALGREN, E.; MARINKOVIC, K.; CHAUVEL, P. Generators of the late cognitive potentials in auditory and visual oddball tasks. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol**, Salt Lake City, v. 106, n. 2, p.156-164, Feb. 1998.

HU, X.; EBERHART, R.; FORESMAN, B. Modeling drowsy driving behaviors. In: VEHICULAR ELECTRONICS AND SAFETY (ICVES), IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE, 1., 2010, Indianapolis. **Proceedings...** New York: IEEE Publishing, July 2010. p.13-17.

HUETTEL, S. A.; MCCARTHY, G. What is odd in the oddball task? Prefrontal cortex is activated by dynamic changes in response strategy. **Neuropsychologia**, Durham, v. 42, n. 3, p. 379-386, 2004.

HUSAIN, A. M. et al. Visual evoked potentials with CRT and LCD monitors: when newer is not better. **Neurology**, Durham, v. 72, n. 2, p. 162–164, Jan. 2009.

HYVÄRINEN, A.; OJA, E. Independent component analysis: algorithms and applications. **Neural Networks**, Amsterdam, v. 13, p. 411-430, 2000.

IVES, J.R. et al. 128-channel cable-telemetry EEG recording system for long-term invasive monitoring. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol**, Boston, v. 7, n. 1, p. 69-72, July 1991.

IYER, D.; ZOURIDAKIS, G. Topographic phase maps using iterative independent component analysis. In: ACOUSTICS, SPEECH AND SIGNAL PROCESSING (ICASSP), 2011 IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE, 1., 2011, Prague. **Proceedings...** New York: IEEE Publishing, May 2011. p.773-776.

JIANG, D.; HU, J. Research of Drowsiness in Driving Based on EEG. In: ELECTRONIC COMMERCE AND SECURITY (ISECS) THIRD INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON, 3., 2010, Guangzhou. **Proceedings...** Los Alamitos: IEEE Computer Society, Jul. 2010. p.328-331.

KEMENY, A.; PANERAI, F. Evaluating perception in driving simulation experiments. **Trends in Cognitive Sciences**, Paris, v. 7, n. 1, p. 31-37, Jan. 2003.

KHAN, O. I. et al. Extraction of P300 using constrained independent component analysis. In: ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY. EMBC. ANNUAL

INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE, 4., 2009, Minneapolis. **Proceedings...** New York: IEEE Publishing, Sept. 2009. p.4031-4034.

LEE, C. et al. Individual optimization of EEG channel and frequency ranges by means of genetic algorithm. In: ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (EMBC), ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE, 3., 2012, Seoul. **Proceedings...** New York: IEEE Publishing, Aug. 2012. p. 5290-5293.

LEE, J. M. et al. Characterizing EEG during mental activity using non-linear measures: the more concentration, the higher correlation dimension. In: ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY. PROCEEDINGS OF THE 22ND ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE, 22., 2000, Chicago. **Proceedings...** New York: IEEE Publishing, July 2000. p.1326-1328.

LI, M.A.; ZHANG, C.; YANG, J. F. An EEG-based method for detecting drowsy driving state. In: FUZZY SYSTEMS AND KNOWLEDGE DISCOVERY (FSKD, SEVENTH INTERNATIONAL CONFERENCE ON, 7., 2010, Yantai. **Proceedings...** [S.l. : s. n.], Aug. 2010. p.2164-2167.

LIANG, S. F. et al. Monitoring driver's alertness based on the driving performance estimation and the EEG power spectrum analysis. In: CONF PROC IEEE ENG MED BIOL SOC, 6., 2005, Shanghai. **Proceedings...** New York: IEEE Publishing, Sept. 2005. p. 5738-5741

LIN, C. T. et al. An EEG-based subject- and session-independent drowsiness detection. In: NEURAL NETWORKS, IJCNN 2008. (IEEE WORLD CONGRESS ON COMPUTATIONAL INTELLIGENCE). IEEE INTERNATIONAL JOINT CONFERENCE ON, 20., 2008, Honk Kong. **Proceedings...** New York: IEEE Publishing, June 2008. p. 3448-3454.

LIN, C. T. et al. Distraction-related EEG dynamics in virtual reality driving simulation. In: CIRCUITS AND SYSTEMS. ISCAS. IEEE INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON, 21., 2008, Seattle. **Proceedings...** New York: IEEE Publishing, May 2008. p. 1088-1091.

LIN, C. T. et al. EEG-based assessment of driver cognitive responses in a dynamic virtual-reality driving environment. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, New York, v. 54, n. 7, p. 1349-1352, July 2007.

LIN, C. T. et al. EEG-based brain dynamics of driving distraction. In: NEURAL NETWORKS (IJCNN), THE 2011 INTERNATIONAL JOINT CONFERENCE ON, 23., 2011, San Jose. **Proceedings...** [S.l. : s. n.], Aug. 2011. p. 1497-1500.

LIN, C.T. et al. EEG-based drowsiness estimation for safety driving using independent component analysis. **Circuits and Systems I: Regular Papers, IEEE Transactions on**, New York, v. 52, n. 12, p. 2726- 2738, Dec. 2005.

LIN, C. T. et al. EEG-Based Spatial Navigation Estimation in a Virtual Reality Driving Environment. In: BIOINFORMATICS AND BIOENGINEERING. BIBE '09. NINTH IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON, 9., 2009, Taichung. **Proceedings...** New York: IEEE Publishing, June 2009. p.435-438.

LIU, B. et al. Cognitive processing of traffic signs in immersive virtual reality environment: An ERP study. **Neurosci Lett**, Amsterdam, v. 485, n. 1, p. 43-48, Nov. 2010.

LYNNERUP, N. Cranial thickness in relation to age, sex and general body build in a Danish forensic sample. **Forensic Science International**, Amsterdam, v. 117, n. 2, p. 45-51, Mar. 2001.

MACHADO, J. C.; BALBINOT, A.; SCHUCK JUNIOR, A. Estudo de um classificador bayesiano para análise de movimento imaginário em sinais de EEG utilizando o periodograma como estimador espectral. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA - CBEB 2012, 23., 2012. Porto de Galinhas. **Anais...** Recife: UFPE, 2012. p. 656-660.

MACHADO, J. C.; BALBINOT, A.; SCHUCK JUNIOR, A. A study of the Naive Bayes classifier for analyzing imaginary movement EEG signals using the Periodogram as spectral estimator. In: BIOSIGNALS AND BIOROBOTICS CONFERENCE, 4., 2013, Rio de Janeiro. **Proceedings...** [S.l. : s. n.], Fev. 2013. p.171-175.

MACHADO, J. C. **Pré-processamento, Extração de Características e Classificação Offline de Sinais Eletroencefalográficos para Uso em Sistemas BCI**. 2012. 110 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2012.

MAKEIG, S. Auditory event-related dynamics of the EEG spectrum and effects of exposure to tones. **Electroencephalogr Clin Neurophysiol**, Amsterdam, v. 86, n. 4, p. 283-293, Apr. 1993.

MARKOFF, J. Google Cars Drive Themselves. **New York Times**, New York City, n. 55189 p. 1-25, Oct. 9, 2010.

MASCORD, D. J. HEATH, R. A. Behavioral and physiological indices of fatigue in a visual tracking task. **Journal of Safety Research**, [S. l.], v. 23, n. 1, p. 19-25, Mar. 1992.

MICHAIL, E. et al. EEG and HRV markers of sleepiness and loss of control during car driving. In: CONF PROC IEEE ENG MED BIOL SOC, 5., 2008, Canada. **Proceedings...** New York: IEEE Publishing, Aug. 2008. p.2566-2569.

MILTNER, W. H. R., et al. Coherence of gamma-band EEG activity as a basis for associative learning. **Nature**, New York, n. 397, p 434-435, 1999.

MORGAN, H. Clinical Neurophysiology. In: BUTLER, S. **Seminars in Basic Neurosciences**. London: Amer Psychiatric, 1993. cap. 8, p. 246.

MURPHY, K. et al. Analysis of Robotic Vehicle Steering and Controller Delay. In: ISRAM INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON ROBOTICS AND MANUFACTURING, 25., 1994, Wailea. **Proceedings...** New York: ASME Press, Aug. 1994. p. 631-636.

NIEDERMEYER, E. The Normal EEG of the Waking Adult. In: NIEDERMEYER, E.; SILVA, F. H. L. **Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields**. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 1999. cap. 9, p. 149-173.

PANTELOPOULOS, A. BOURBAKIS, N. G. A Survey on Wearable Sensor-Based Systems for Health Monitoring and Prognosis. **Systems, Man, and Cybernetics, IEEE Transactions on**, New York, v. 40, p. 1-12, Jan. 2010.

- PAPADELIS, C. et al. Indicators of sleepiness in an ambulatory EEG study of night driving. In: CONF PROC IEEE ENG MED BIOL SOC, 7., 2006, Shanghai. **Proceedings...** New York: IEEE Publishing, Sept. 2006. p. 6201-6204.
- PFURTSCHHELLER, G. et al. Separability of EEG signals recorded during right and left motor imagery using adaptive autoregressive parameters. **Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on**, New York, v. 6, n. 3, p. 316-325, Sept. 1998.
- PFURTSCHHELLER, G.; LOPES DA SILVA, F. H. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. **Clinical Neurophysiology**, Amsterdam, v. 110, n. 11, p. 1842-1857, Nov. 1999.
- POLICH, J.; MARGALA, C. P300 and probability: comparison of oddball and single-stimulus paradigms. **International Journal of Psychophysiology**, Amsterdam, v. 25, n. 2, p. 169-176, Feb. 1997.
- POLICH, J. Updating P300: an integrative theory of P3a and P3b. **Clin Neurophysiol**, Amsterdam, v. 118, n. 10, p. 2128-2148, Oct. 2007.
- ROWE, R. K.; CORCORAN, S. P.; HENDEE, S. P. **Apparatus and method of biometric determination using specialized optical spectroscopy systems**. U.S. Patent No. 7.890.158, June 2011.
- SCHIER, M. A. Changes in EEG alpha power during simulated driving: a demonstration. **Int J Psychophysiology**, Amsterdam, v. 37, p. 155-162, 2000.
- SCHUCK JUNIOR, A.; BALBINOT, A.; SAI, A. M. F. L. M. Avaliação do espectro cruzado de wavelet na detecção de potenciais relacionados à eventos em EEG. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA - CBEB 2012, 23., 2012. Porto de Galinhas. **Anais...** Recife: UFPE, 2012. p. 336-344.
- SHAO, S. Y. et al. Automatic EEG Artifact Removal: A Weighted Support Vector Machine Approach With Error Correction. **Biomedical Engineering, IEEE Transactions on**, New York, v. 56, n. 2, p. 336-344, Feb. 2009.
- SUMMALA, H. Driver/vehicle steering response latencies. **Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society**, Santa Monica, v. 23, n. 6, p. 683-692, Dec. 1981.
- SUN, X.; DENG, Z. Weighted fusion steady-state white noise deconvolution estimators. In: MECHATRONICS AND AUTOMATION, ICMA INTERNATIONAL CONFERENCE ON, 3., 2009, Changchun. **Proceedings...** [S.l. : s. n.], Aug. 2009. p.3960-3965.
- TAYLOR, J.; CHADWICK, D.; JOHNSON, T. Risk of accidents in drivers with epilepsy. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, London, v. 60, n. 6, p. 621-627, June 1996.
- TOGA, A.; MAZZIOTTA, J. **Brain Mapping – The Methods**. 2nd. ed. Salt Lake City: Academic Press, 2002.
- TOSCANI, M. et al. Alpha waves: a neural signature of visual suppression. **Exp Brain Res**, New York, v. 207, n. 3-4, p.213-9, Dec. 2010.

WALHOVD, K. B.; FJELL, A.M. Two- and three-stimuli auditory oddball ERP tasks and neuropsychological measures in aging. **Neuroreport**, Oslo, v. 12, n. 14, p. 3149-3153, Oct. 2001.

WANG, Q. et al. Driver Fatigue Detection: A Survey. **Intelligent Control and Automation**, Dalian, v. 2, p. 8587-8591, 2006

WILSON, J. A. et al. A Procedure for Measuring Latencies in Brain-Computer Interfaces. **IEEE Trans Biomed Eng**, New York, v. 57, n. 7, p. 1785-1797, July 2010.

YIH, P.; GERDES, J.C. Modification of vehicle handling characteristics via steer-by-wire. **Control Systems Technology, IEEE Transactions on**, New York, v. 13, n. 6, p. 965-976, Nov. 2005.

ZHAO, Q.; ZHANG, L.; CICHOCKI, A. EEG-based asynchronous BCI control of a car in 3D virtual reality environments. **Chinese Science Bulletin**, Shanghai, v. 54, n. 1, p. 78-87, Jan. 2009.

APÊNDICE:

Ensaio de Eletroencefalografia.

.

## APÊNDICE: ENSAIOS DE ELETROENCEFALOGRAFIA

### ENSAIO 1 DE 2 - VOLUNTARIO 1 DE 2 - PARTE 1 DE 2

