

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO  
CENTRO TECNOLÓGICO  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

ALEXANDRE LUÍS CARDOSO BISSOLI

**SOLUÇÃO MULTIMODAL PARA INTERAÇÃO COM  
DISPOSITIVOS DE ASSISTÊNCIA E COMUNICAÇÃO**

VITÓRIA  
2016

ALEANDRE LUÍS CARDOSO BISSOLI

## **SOLUÇÃO MULTIMODAL PARA INTERAÇÃO COM DISPOSITIVOS DE ASSISTÊNCIA E COMUNICAÇÃO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica, na área de concentração: Robótica e Automação Inteligente.

Orientador: Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho

VITÓRIA

2016

Dados Internacionais de Catalogação-na-publicação (CIP)  
(Biblioteca Setorial Tecnológica,  
Universidade Federal do Espírito Santo, ES, Brasil)

---

B623s Bissoli, Alexandre Luís Cardoso, 1990-  
Solução multimodal para interação com dispositivos de  
assistência e comunicação/ Alexandre Luís Cardoso Bissoli. –  
2016.  
122 f. : il.

Orientador: Teodiano Freire Bastos Filho.  
Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) –  
Universidade Federal do Espírito Santo, Centro Tecnológico.

1. Ambiente inteligente. 2. Interação homem-máquina. 3.  
Deficientes – Meios de comunicação. 4. Olhos – Rastreamento  
automático. 5. Sistemas de comunicação sem fio. 6. Cadeiras  
de rodas elétricas. I. Bastos Filho, Teodiano Freire. II.  
Universidade Federal do Espírito Santo. Centro Tecnológico. III.  
Título.

CDU: 621.3

---

**SOLUÇÃO MULTIMODAL PARA INTERAÇÃO COM DISPOSITIVOS  
DE ASSISTÊNCIA E COMUNICAÇÃO**

**Alexandre Luís Cardoso Bissoli**

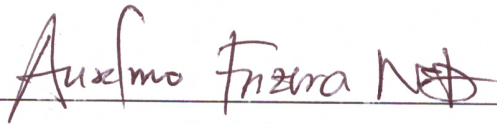
Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado em Engenharia Elétrica do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica, área de Robótica e Automação Inteligente.

**COMISSÃO EXAMINADORA**



---

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica  
Universidade Federal do Espírito Santo  
Orientador



---

Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica  
Universidade Federal do Espírito Santo  
Membro Interno



---

Dr. Eduardo Rocon de Lima  
Centro de Automática y Robótica (CSIC-UPM), Espanha  
Membro Externo

Aos meus amigos do Laboratório de Automação Inteligente da UFES e aos meus pais.

## AGRADECIMENTOS

Agradecer é fundamental! É reconhecer a importância das pessoas que, de alguma forma, colaboraram para a realização deste trabalho.

Início agradecendo a Deus, pela força, paciência e sabedoria que me concede todos os dias. E aos meus pais, José Luiz e Elizete, pela preocupação e exemplo de vida.

Ao meu Orientador Teodiano Bastos. Primeiramente pelo convite e oportunidade de trabalhar no Laboratório de Automação Inteligente (LAI) com pessoas tão incríveis e competentes. Também por acreditar em minha capacidade, permitindo que eu desenvolvesse a pesquisa do meu jeito e por ter revisado absolutamente tudo o que eu escrevi ao longo do Mestrado (mesmo em fins de semana, vésperas de deadlines e férias). Finalmente, por resolver todas as questões burocráticas (que não foram poucas), permitindo que eu pudesse me dedicar ao máximo ao desenvolvimento da pesquisa.

Aos meus companheiros de pesquisa que colaboraram diretamente com este trabalho. Mariana Midori, por resolver todas as questões da área de saúde do trabalho, contato com voluntários e comitê de ética. Flavio Ferrara, pela parceria no desbravamento do Emotiv EPOC. Yves Luduvico, pela ajuda com o aplicativo para smartphone. Berthil Borges, pela ajuda com o ambiente virtual. Hamilton Rivera, pela parceria no desbravamento do Eye Tracker. Mariana Lyra, pela ajuda na construção da caixa inteligente. Além disso, pela parceria diária, por todos os artigos que escrevemos juntos, todos os códigos que programamos circuitos que montamos, protocolos que elaboramos, testes que fizemos, enfim, por todo o conhecimento e ajuda que compartilhamos ao longo dos últimos 2 anos.

Aos meus grandes amigos do LAI (além dos já citados). Vivianne Cardoso, pelas longas conversas de antes das 7 da manhã, quando ninguém ainda havia chegado. Alan Floriano, pelas conversas ao longo da manhã. Leandro Bueno, pelas conversas no LAI na hora do almoço. Janaína Lyra e Vinícius Binotti, pelas conversas ao longo da tarde. Silas Alves e Anibal Cotrina, pelas conversas à noite, quando todo mundo já havia ido embora. Alexandre Pomer-Escher, pelo futebol das quintas e pela chave

do portão do CT2. John Jairo, Nicolás Valência, Laura Susana, Ana Cecília e Denis Delisle, pelas nossas conversas em “espanhol” e pelas festas latinas. Thiago Garcia, Guilherme Baldo, Gustavo Glasgio, Esthevão Bachetti, Gabriel Gaspar e Álvaro Favarato, alunos de IC do LAI, pela identificação e espírito de aluno de graduação que ainda carrego em mim. Flavia Loterio, pela amizade que transpassa os limites do laboratório. Carlos Valadão e Christiane Goulart, por todos os conselhos, todo suporte, toda a humildade, toda a admiração e por serem os chefes do LAI. Thomaz Botelho e Milton Santos, pelas conversas ao longo das várias visitas ao LAI 2.

Aos professores do LAI e do Mestrado. André Ferreira, Anselmo Frizera, Eliete Caldeira, Patrick Ciarelli, Sandra Mara, pelo respeito e ensinamentos.

Aos meus amigos do CISNE. Bruno Legora, Thales Gonçalves e Leonardo Assis, por toda a ajuda nas disciplinas que fizemos juntos.

A minha irmã, meus primos, avós, tios, toda minha família e todos os meus amigos. Em especial aos da “sinuca” de fim de semana e do Rock ‘n’ Roll. Rômulo Vieira, Kéfren da Conceição, Érik Satlher, Murillo Cobe, Yves Luduvico, João Cardoso e Lucas Cardoso, pela amizade e pelos momentos de “descontração”.

Aos professores da Engenharia Elétrica do IFES, Luis Eduardo e Hans, por todos os ensinamentos e as cartas de recomendação que me permitiram cursar este Mestrado.

Ao meu orientador da Engenharia Civil Rodrigo Rosa, por toda paciência e compreensão por minhas ausências, por estar me dedicando às atividades deste Mestrado.

Aos voluntários, por doarem seu tempo para testar o projeto.

Ao CNPq, pela concessão da bolsa durante o período do Mestrado.

Ao professor Lucas Frizera, por ter me aceitado como aluno de Doutorado. E aos professores Marcelo Brunoro e Weder Tótola, por toda a ajuda com dúvidas diversas e por me indicarem o professor Lucas.

A todos vocês, muito obrigado!

**Trabalha** como se tudo dependesse de ti  
**e confia** como se tudo dependesse de  
Deus.

(Santo Inácio de Loyola)



## RESUMO

Pessoas com deficiência têm dificuldade de interagir com o ambiente onde vivem, devido às próprias limitações inerentes à sua deficiência. Atividades simples como ligar lâmpada, ventilador, televisão ou qualquer outro equipamento, de forma independente, pode ser impossível para esse grupo de pessoas. Este trabalho apresenta um sistema assistivo multimodal para controlar um ambiente inteligente por meio de sinais biológicos. Os usuários em potencial deste sistema são indivíduos com deficiências motoras graves, que desejam adquirir mais autonomia dentro do ambiente doméstico. Os sinais biológicos utilizados são sEMG, EOG e VOG. Isso possibilitou dois tipos de interação: uma empregando gestos faciais e movimento dos olhos, e a outra utilizando o rastreamento das fixações do olhar (*eye/gaze tracking*). Um diferencial importante deste trabalho é a utilização de dispositivos convencionais de baixo custo, fácil manuseio e de rápida configuração. No primeiro bloco de testes, o objetivo era avaliar o desempenho do sistema utilizando o Emotiv EPOC e o Eye Tracker, comparando a Taxa de Transferência de Informação (ITR) e a Utilidade (U) de ambas as Interfaces Humano-Máquina (IHM) desenvolvidas para controlar o Ambiente Inteligente. Para esses testes foram pré-estabelecidas cinco tarefas, as quais foram realizadas por dez voluntários. No segundo bloco de testes, o objetivo era avaliar a usabilidade (SUS) e o desempenho (GAS) do sistema do ponto de vista do usuário, utilizando o Eye Tracker em três aplicações diferentes: Controle do Ambiente Inteligente (AI), Comunicação Aumentativa e Alternativa (CAA) e Ambiente Virtual (AV). Os testes foram realizados por 17 voluntários (sendo dois com deficiência em todas as aplicações) e foram pré-estabelecidas 5, 5 e 18 tarefas para as três aplicações (AI, CAA e AV, respectivamente). Com relação aos resultados da avaliação de desempenho, observou-se que 15 dos 17 participantes obtiveram resultado esperado ou superior ao esperado logo na primeira utilização. Este resultado ainda pode ser melhorado, à medida que o participante obtiver maior familiaridade com o sistema.

**Palavras-chave:** Ambiente inteligente, Comunicação Aumentativa e Alternativa sEMG, EOG, VOG, Rastreamento do olhar, Cadeira de Rodas, Comunicação sem fio.

## ABSTRACT

People with disabilities have difficulty interacting with their home devices, due to the limitations inherent to their disability. Simple activities like to turn on or off the lamp, fan, television or any other equipment, independently, may be impossible for this group of people. This work presents a multimodal assistive system to control an intelligent environment through biological signals. The intended users of this system are individuals with severe mobility impairments who desired to acquire more independence inside the home environment. The biological signals considered are sEMG, EOG and VOG. This allows two types of interactions: one employing facial gestures and eye movement, and the other using the eye / gaze tracking. A contribution of this work is the use of conventional low-cost devices, easy to use and quick setup. In the first set of tests, the objective was to evaluate system performance using the Emotiv EPOC and the Eye Tracker, comparing the Transfer Information Rate (ITR) and Utility (U) of both Human-Machine Interfaces (HMI), developed to control the Intelligent Environment. For these tests were pre-established five tasks, which were conducted by ten volunteers. In the second set of tests, the objective was to evaluate the usability (SUS) and performance (GAS) from the user's point of view, by using the Eye Tracker in three different applications: Intelligent Environment Control (IE), Augmentative and Alternative Communication (AAC) and Virtual Environment (VE). The tests were performed by 17 volunteers (within two people with disabilities in all applications) and 5, 5 and 18 tasks for the three applications (IE, AAC and VE, respectively). Regarding the performance evaluation results, it was observed that 15 of the 17 participants achieved expected or better than expected results on the first use. This result can be further improved, as the participant gets more familiar with the system.

**Keywords:** Intelligent Environment, Augmentative and Alternative Communication, sEMG, EOG, VOG, Eye Tracking, Wheelchair, Wireless Communication.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Principais blocos funcionais do sistema assistivo. ....	31
Figura 2 – Usuário controlando o ambiente inteligente diretamente da cadeira de rodas.....	32
Figura 3 – Usuário controlando o ambiente inteligente por meio de um computador pessoal (o qual se encontra fora da cadeira de rodas).....	32
Figura 4 – Diferentes tipos de comunicação sem fio, utilizados neste trabalho. ....	33
Figura 5 – Caixa Inteligente para o acionamento de equipamentos no ambiente inteligente. ....	36
Figura 6 – Medida da ITR de um sistema. ....	39
Figura 7 – Medida da Utilidade de um sistema. ....	41
Figura 8 – Posicionamento dos Eletrodos do <i>Emotiv EPOC</i> . ....	44
Figura 9 – Eletrodos no interior da caixa de hidratação (esquerda) e <i>Headset Emotiv EPOC</i> (direita). ....	45
Figura 10 – Localização dos eletrodos do <i>Emotiv EPOC</i> . ....	46
Figura 11 – SDK do <i>Emotiv EPOC</i> . A cor dos círculos indica a qualidade do sinal capturado pelo eletrodo correspondente. As cores utilizadas, em ordem decrescente de qualidade do sinal são: verde, amarelo, laranja, vermelho e preto. ....	46
Figura 12 – Módulo <i>Expressiv</i> do SDK do <i>Emotiv EPOC</i> . ....	47
Figura 13 – Estrutura Funcional do Bloco TSB usando o SDK do <i>Emotiv EPOC</i> . ....	49
Figura 14 – Menu da Interface de Controle (IC). ....	51
Figura 15 – Submenu Televisão da Interface Gráfica. ....	51
Figura 16 – Comparação da utilidade (Utility) para N = 6 opções. ....	52
Figura 17 – Comparação entre a Utilidade média utilizando as três abordagens de navegação para um menu com N = 6 opções. ....	54
Figura 18 – Posicionamento do <i>Eye Tracker</i> . ....	55
Figura 19 – Usuário posicionado na frente do <i>Eye Tracker</i> . ....	56
Figura 20 – Janela de avaliação da calibração do <i>Eye Tracker</i> . ....	56
Figura 21 – <i>Trackbox</i> indicando a qualidade do rastreamento. ....	57

Figura 22 – Possíveis condições de rastreamento.....	58
Figura 23 – Estrutura Funcional do Bloco TSB usando o SDK do <i>Eye Tracker</i> .....	59
Figura 24 – Referência da tela para o cálculo das coordenadas do ponto de fixação do olhar do usuário. ....	60
Figura 25 – Interface inicial para ligar o sistema. ....	61
Figura 26 – Estado dos equipamentos disponíveis na IC. ....	62
Figura 27 – Submenu para a opção Televisão.....	63
Figura 28 – Teste para estimar o <i>offset</i> do dispositivo. ....	64
Figura 29 – Teste para estimar a latência do dispositivo. ....	65
Figura 30 – Janelas concêntricas utilizadas no teste. ....	66
Figura 31 – Avaliação da velocidade de comando. ....	67
Figura 32 – Diagrama de blocos funcional do sistema de CAA.....	68
Figura 33 – Estrutura da interface de controle do sistema de CAA.....	69
Figura 34 – Menu principal do sistema de CAA. ....	70
Figura 35 – Exemplo de seleção do comando “Fome”.....	71
Figura 36 – Sub-menu com as opções do ícone “Casa”. ....	72
Figura 37 – Estrutura do aplicativo de CAA para <i>smartphone</i> . ....	73
Figura 38 – a) Menu principal do CAApp. b) Tela de contatos. ....	74
Figura 39 – Diagrama dos arquivos desenvolvidos para o aplicativo.....	75
Figura 40 – Estrutura da Interface de Controle para o Ambiente Virtual. ....	76
Figura 41 – Menu principal da Interface Homem-Computador.....	78
Figura 42 – Sub-menu mostrando os equipamentos disponíveis na opção “Quarto”.....	79
Figura 43 – Sub-menu “Navegação” para comando da cadeira de rodas no Ambiente Virtual. ....	80
Figura 44 – Usuário olhando para o comando “Frente” no monitor, e ao fundo a projeção do AV, o qual recebe esse comando. ....	81
Figura 45 – Vista aérea do ambiente virtual desenvolvido. ....	81
Figura 46 – Blocos de testes e métodos de avaliação utilizados. ....	82

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Resultados do SUS, por participante.....	87
Gráfico 2 – Resultados do GAS, por participante.....	87
Gráfico 3 – Valores de T calculados, por participante.....	88
Gráfico 4 – Resultados do SUS, por participante.....	90
Gráfico 5 – Resultados do GAS, por participante.....	90
Gráfico 6 – Valores de T calculados, por participante.....	91
Gráfico 7 – Resultados do SUS (por participante).....	94
Gráfico 8 – Resultados do GAS do tempo total (por participante).....	95
Gráfico 9 – Resultados do GAS do erro percentual (por participante). ....	96
Gráfico 10 – Valores de T calculados (por participante).....	96

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – <i>Offset</i> do dispositivo. ....	64
Tabela 2 – Latência do dispositivo e usuário. ....	65
Tabela 3 – Percentual de fixações do olhar dentro dos diferentes tamanhos de janelas avaliados. ....	66
Tabela 4 – Avaliação do intervalo ideal de comando. ....	67
Tabela 5 – Número de comandos em cada tarefa. ....	84
Tabela 6 – Desempenho do sistema com <i>Emotiv EPOC</i> . ....	84
Tabela 7 - Desempenho do sistema com <i>Eye Tracker</i> . ....	85
Tabela 8 – Parâmetros do GAS para o teste de controle do Ambiente Inteligente. ....	88
Tabela 9 – Parâmetros do GAS para CAA. ....	91
Tabela 10 – Parâmetros do GAS de tempo total do AV. ....	94
Tabela 11 – Parâmetros do GAS de erro percentual do AV. ....	95

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Alguns Protocolos de Infravermelho utilizados em aparelhos de TV.....	35
Quadro 2 – Descrição das tarefas realizadas pelos voluntários.....	84
Quadro 3 – Descrição das tarefas do teste de controle do Ambiente Inteligente.....	86
Quadro 4 – Descrição das tarefas de CAA. ....	89
Quadro 5 – Descrição do teste de controle do Ambiente Virtual.....	93

## LISTA DE SIGLAS

AI – Ambiente Inteligente

API – Application Programming Interface

AV – Ambiente Virtual

BCI – Brain-Computer Interface

BT – Bluetooth

CC – corrente contínua

CAA – Comunicação Aumentativa e Alternativa

CEP/UFES – Comitê de Ética em Pesquisas em Seres Humanos da Universidade Federal do Espírito Santo

DLL – Dynamic-link library

EEG – eletroencefalografia

EMG – eletromiografia

EOG – eletrooculografia

GAS – Goal Attainment Scaling

IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

IC – Interface de Controle

ICC – Interface Cérebro-Computador

IHC – Interface Humano-Computador

IHM – Interface Humano-Máquina

IR – infrared



ITR – Information Transfer Rate

LAI – Laboratório de Automação Inteligente

NA – normalmente aberto

NF – normalmente fechado

RF – rádio frequência

SDK – Software Development Kit

sEMG – eletromiografia de superfície

SUS – System Usability Scale

TCLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TCP – Transmission Control Protocol

TSB – Tradutor de Sinais Biológicos

U – Utilidade

UART - Universal Asynchronous Receiver / Transmitter

UDP – User Datagram Protocol

USB – Universal Serial Bus

USSAAC – United States Society for Augmentative and Alternative Communication

VOG – videooculografia

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>20</b>
1.1	REVISÃO DA LITERATURA .....	21
1.2	DEFINIÇÃO DO PROBLEMA.....	26
1.3	OBJETIVOS .....	28
<b>1.3.1</b>	<b>Objetivo Geral .....</b>	<b>28</b>
<b>1.3.2</b>	<b>Objetivos Específicos .....</b>	<b>29</b>
1.4	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO .....	30
<b>2</b>	<b>COMUNICAÇÃO SEM FIO E CIRCUITO DE ACIONAMENTO.....</b>	<b>31</b>
2.1	COMUNICAÇÃO SEM FIO.....	33
<b>2.1.1</b>	<b>Rádio Frequência.....</b>	<b>34</b>
<b>2.1.2</b>	<b>Infravermelho.....</b>	<b>34</b>
<b>2.1.3</b>	<b>Bluetooth.....</b>	<b>35</b>
2.2	CAIXA INTELIGENTE .....	36
<b>3</b>	<b>MÉTODOS DE AVALIAÇÃO .....</b>	<b>38</b>
3.1	TAXA DE TRANSFERÊNCIA DE INFORMAÇÃO (ITR).....	38
3.2	UTILIDADE.....	39
3.3	ESCALA DE OBJETIVOS ATINGIDOS (GAS).....	41
3.4	ESCALA DE USABILIDADE DO SISTEMA (SUS).....	43
<b>4</b>	<b>INTERFACE BASEADA EM SINAIS DE SEMG E EOG .....</b>	<b>44</b>
4.1	EMOTIV EPOC.....	44
4.2	TRADUTOR DE SINAIS BIOLÓGICOS (TSB) .....	48
4.3	INTERFACE DE CONTROLE (IC).....	49
<b>4.3.1</b>	<b>Projeto da Interface de Controle .....</b>	<b>52</b>
<b>5</b>	<b>INTERFACE BASEADA EM SINAIS DE VOG .....</b>	<b>55</b>
5.1	EYE TRIBE TRACKER.....	55
5.2	TRADUTOR DE SINAIS BIOLÓGICOS (TSB) .....	58

5.3	INTERFACE DE CONTROLE (IC).....	60
5.3.1	<b>Projeto da Interface de Controle .....</b>	<b>63</b>
<b>6</b>	<b>COMUNICAÇÃO AUMENTATIVA E ALTERNATIVA (CAA) E</b>	
	<b>CONTROLE DE AMBIENTE VIRTUAL (AV).....</b>	<b>68</b>
6.1	COMUNICAÇÃO AUMENTATIVA E ALTERNATIVA .....	68
6.1.1	<b>Interface de Controle (IC).....</b>	<b>69</b>
6.1.2	<b>Aplicativo CAApp .....</b>	<b>72</b>
6.2	AMBIENTE VIRTUAL .....	76
6.2.1	<b>Interface de Controle (IC).....</b>	<b>77</b>
6.2.2	<b>Ambiente Virtual Desenvolvido .....</b>	<b>80</b>
<b>7</b>	<b>TESTES E RESULTADOS.....</b>	<b>82</b>
7.1	RESULTADOS DO PRIMEIRO BLOCO DE TESTES .....	83
7.2	RESULTADOS DO SEGUNDO BLOCO DE TESTES.....	85
7.2.1	<b>Ambiente Inteligente (AI) .....</b>	<b>86</b>
7.2.2	<b>Comunicação Aumentativa e Alternativa (CAA) .....</b>	<b>89</b>
7.2.3	<b>Ambiente Virtual (AV).....</b>	<b>92</b>
<b>8</b>	<b>CONCLUSÕES .....</b>	<b>98</b>
8.1	CONTRIBUIÇÕES.....	99
8.2	PUBLICAÇÕES.....	100
8.2.1	<b>Trabalhos completos publicados em anais de congressos .....</b>	<b>100</b>
8.2.2	<b>Textos em jornais de notícias/revistas .....</b>	<b>103</b>
8.2.3	<b>Prêmios e Títulos.....</b>	<b>104</b>
8.3	TRABALHOS FUTUROS.....	104
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>105</b>
	<b>APÊNDICE A – GAS – AI .....</b>	<b>115</b>
	<b>APÊNDICE B – GAS – CAA.....</b>	<b>116</b>
	<b>APÊNDICE C – GAS – AV.....</b>	<b>117</b>

<b>APÊNDICE D – SUS – AI .....</b>	<b>120</b>
<b>APÊNDICE E – SUS – CAA .....</b>	<b>121</b>
<b>APÊNDICE F – SUS – AV .....</b>	<b>122</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A prevalência de pessoas com deficiência vem aumentando significativamente com o decorrer dos anos (IBGE, 2012). Dados do último censo brasileiro, realizado em 2010, apontam que cerca de 45 milhões de pessoas (23,91% da população) declararam possuir algum tipo de deficiência – visual, auditiva, motora, mental ou intelectual. Pessoas com diagnósticos como paralisia cerebral, distrofias musculares, esclerose múltipla, esclerose lateral amiotrófica, acidente vascular cerebral, entre outras, frequentemente apresentam problemas de comunicação, comprometendo o exercício da autonomia, a interação com a comunidade de uma forma geral e com seus familiares ou cuidadores (PEDRETTI e EARLY, 2004).

Pessoas com deficiência têm dificuldade de interagir com o ambiente onde vivem, devido às próprias limitações inerentes à sua deficiência. Atividades simples como ligar lâmpada, ventilador, televisão ou qualquer outro equipamento, de forma independente, pode ser impossível para esse grupo de pessoas (BASTOS FILHO *et al.*, 2013). Com os avanços tecnológicos no campo de sensores e atuadores, nos últimos anos iniciaram-se pesquisas para transferir essas tecnologias para melhorar a qualidade de vida de pessoas com deficiência, aumentando a autonomia dessas pessoas no que se refere ao controle de equipamentos existentes no ambiente. Ambientes com vários sensores e atuadores instalados são chamados de “Ambientes Inteligentes” (FERNANDES *et al.*, 2013).

Os ambientes inteligentes surgiram com o principal propósito de melhorar a qualidade de vida do ser humano. Eles são baseados em ferramentas computacionais, facilitando o desenvolvimento de processos e ações do cotidiano das pessoas (MAMANI, 2011).

No conceito mais amplo, um Ambiente Inteligente é composto pela integração entre tecnologia e serviços através de redes domésticas para uma melhor qualidade de vida (KADAM, MAHAMUNI e PARIKH, 2015). Ambientes Inteligentes estão em consonância com a Automação Residencial e a Domótica. Bolzani e Netto (2009) definem a domótica como a ciência moderna da engenharia das instalações em sistemas prediais. Por outro lado, a Automação Residencial pode ser considerada como uma evolução do conceito de Domótica Inteligente, onde se entende que

dados obtidos dos sensores da casa devem ser avaliados de modo a adaptar as regras de automação do ambiente ao comportamento dos habitantes (JOSÉ *et al.*, 2012).

O Ambiente Inteligente Assistivo, que é o ambiente contemplado nesta pesquisa, surge em um contexto no qual o próprio ambiente facilita a vida das pessoas com deficiência. Lopes (2014) conceitua pessoas com deficiência como aquelas que têm impedimentos de longo prazo de natureza física, mental, intelectual ou sensorial. Esses impedimentos podem obstruir sua participação plena e efetiva na sociedade em igualdades de condições com as demais pessoas.

## 1.1 REVISÃO DA LITERATURA

O conceito de ambientes inteligentes não é tão recente, já que muitos pesquisadores já se dedicaram a contribuir nessa área (HUSSEIN *et al.*, 2014). Em 2000, uma das primeiras casas inteligente foi desenvolvida em Colorado nos Estados Unidos, na qual foram utilizadas redes neurais para criar uma casa para pessoas idosas (PANEK *et al.*, 2014; ROBLES e Kim, 2010a). Ainda nos Estados Unidos, em 2004, no Texas, foi construída uma casa para pessoas com deficiências motoras e com perda de memória, havendo sido utilizadas técnicas de aprendizado baseado nos dados coletados (ILLINGWORTH, CALLAGHAN e HAGRAS, 2005). Em 2006, em Melbourne na Austrália, também foi construída uma casa inteligente com a utilização de redes neurais, apesar de nesse trabalho as redes neurais terem sido mais bem aproveitadas do que no trabalho realizado no Colorado, pois a interação com o usuário havia sido negligenciada, acarretando em um sistema completamente automático, sem que o usuário pudesse intervir (CARNER, 2008; ROBLES e KIM, 2010b). Em 2014, na Argentina, foi projetada uma sala de estimulação multissensorial para crianças com diferentes níveis de deficiência. A infraestrutura eletrônica e de informática da sala era de fácil instalação e portátil, para permitir que o projeto fosse replicado para outras escolas (BRENGI *et al.*, 2014). Também em 2014, no Paraguai, foi proposta uma adaptação em um protocolo padrão de automação, tornando-o adequado para pessoas com mobilidade reduzida. Essa adaptação no protocolo permitiu modularidade e flexibilidade à topologia da rede e ao mesmo tempo capacidade de detecção, proporcionando mobilidade e

possibilidade de adaptação a diferentes cenários, desde redes simples e centralizadas até redes mais complexas e descentralizadas (FLORES e BRUNETTI, 2014).

Muitos pesquisadores brasileiros também contribuíram para o desenvolvimento dos ambientes inteligentes. Em 2010, em São Paulo, foi proposta uma arquitetura de sistemas eletrônicos e computacionais para um ambiente residencial, baseada em um conjunto de requerimentos e de abstrações coerentes com o contexto socioeconômico vigente e factível diante das atuais disponibilidades tecnológicas (BOLZANI, 2010). Em 2011, também em São Paulo, foi apresentada uma nova e efetiva abordagem neuro-genética, constituída por um algoritmo genético e uma rede neural associativa morfológica para a solução de problemas de reconhecimento de padrões, com a finalidade de propiciar uma interação dos habitantes do ambiente com o contexto de uma forma mais natural e personalizada (MAMANI, 2011). Ainda em 2011, no Rio Grande do Sul, foi proposto um *framework* para integração de Ambientes Inteligentes ao Sistema Brasileiro de Televisão Digital, a fim de permitir que os serviços e os dispositivos de automação presentes nas residências pudessem ser gerenciados pelos receptores de TV digital (PEROZZO, 2011).

Remover restrições do ambiente e facilitar a interação com as pessoas com deficiência é o que propõem os estudos referentes aos Ambientes Inteligentes Assistivos, já que muitas vezes essas pessoas são cadeirantes. De fato, na última década, o tema cadeira de rodas recebeu grandes contribuições, tendo sido amplamente discutido por diversos autores, como mostrado a seguir, e também em um livro específico sobre o tema (BASTOS-FILHO, 2013).

Nunes *et al.* (2014) e Leônio Júnior *et al.* (2014) aproveitaram os avanços da eletrônica nos últimos anos e propuseram sistemas robustos de acionamento utilizando motores de indução, abrindo um leque de novas possibilidades no assunto, haja vista que praticamente a totalidade das cadeiras de rodas motorizadas são compostas por motores de corrente contínua.

Outros autores abordaram o controle da cadeira de rodas e o desvio de obstáculos. Por exemplo, Celeste *et al.* (2007) propuseram um controle para cadeira de rodas baseado no seu modelo dinâmico, Cruz e Bastos-Filho (2009) propuseram um

controlador adaptativo para cadeira de rodas, também baseado no modelo dinâmico da cadeira e utilizando técnicas de linearização por realimentação e teorias de Lyapunov. Weinkeller, Sales e Bastos-Filho (2013) implementaram um controlador preditivo baseado no modelo cinemático da cadeira de rodas, pois para um sistema com dinâmica rápida seria inviável a utilização de um controlador dinâmico, devido à quantidade de cálculos necessários para se determinar a solução do problema de controle. Brandão *et al.* (2010) propuseram uma estratégia de desvios de obstáculos estáticos e dinâmicos para uma cadeira de rodas robótica, utilizando um sensor laser de varredura posicionado na parte frontal da cadeira.

Outras importantes contribuições foram dadas sobre a localização da cadeira no ambiente. Nesse sentido, Amaral *et al.* (2009) apresentaram um sistema de navegação em ambientes fechados para uma cadeira de rodas usando um servidor de arquivos XML. Cruz, Guimarães e Bastos-Filho (2010) desenvolveram um sistema de guinagem para cadeiras de rodas robóticas baseado em seguimento de trilhas metálicas e sensores indutivos. O trabalho destes autores, e também o de Cheein *et al.* (2009), foram aplicados na solução de um dos grandes problemas da navegação da cadeira de rodas em ambientes fechados, que é atravessar as portas, que geralmente são muito estreitas em comparação com a largura da cadeira de rodas.

Alguns autores trataram principalmente do problema da navegação da cadeira de rodas pelo ambiente. Por exemplo, Bissoli, Lima e Lovatte (2013) propuseram uma metodologia, baseada em lógica *fuzzy* para o planejamento de caminhos automáticos com comportamento reativo para uma cadeira de rodas. Campaneli e Mestria (2013) mostraram que é possível encontrar caminhos mínimos para a locomoção da cadeira utilizando algoritmos de otimização, e Bissoli *et al.* (2013) validaram, através de um simulador, a geração e suavização de trajetórias automáticas para uma cadeira de rodas em um ambiente residencial.

Os trabalhos anteriormente citados abordaram temas essencialmente referentes à máquina e sistemas embarcados em uma cadeira de rodas. Os trabalhos que seguem abordarão a interface homem-máquina, ou seja, entre o cadeirante e a cadeira de rodas. Esse tópico é bastante relevante, pois utiliza como premissa a limitação inerente ao cadeirante.



Neste sentido, Ferreira, Bastos-Filho e Sarcinelli-Filho (2007) apresentaram um sistema que permite a um cadeirante tanto comandar a cadeira de rodas quanto externar suas necessidades ou estados, como fome, sede e sono, utilizando sinais eletroencefalográficos (EEG). Esse trabalho, assim como o de Müller *et al.* (2011), parte da premissa que ainda que o cadeirante não consiga realizar qualquer movimento, se ele/ela ainda tiver os sinais cerebrais intactos, é possível que se faça a interface homem-máquina. Albernaz (2011) propôs uma interface com a cadeira de rodas usando *mouse* de cabeça. Gentilho Júnior *et al.* (2013) e Leôncio Júnior *et al.* (2014) propuseram uma interface com o cadeirante por sopro e sucção. O primeiro trabalho utilizou um controlador Proporcional Integral-Derivativo (PID) e o segundo um sistema de controle baseado em um único sensor de fluxo para a cadeira de rodas.

Bissoli *et al.* (2013) e Silva, Andreão e Lima (2014) apresentaram formas de se comandar a cadeira de rodas por meio de comandos de voz. Borges (2014) apresenta um sistema de captação e processamento de sinais eletromiográficos (EMG) para controle de uma cadeira de rodas. Perez *et al.* (2009) e Bastos-Filho *et al.* (2014) apresentaram o controle de uma cadeira de rodas por eletrooculografia (EOG). Bissoli *et al.* (2015b) apresentam duas formas de interface, a primeira combinando sinais de eletrooculografia (EOG) e eletromiografia de superfície (sEMG), e a segunda utilizando apenas sinais de eletroencefalografia (EEG). Por outro lado, os trabalhos de Brengi *et al.* (2014), Flores e Brunetti (2014) e Marques e Pereira (2014) relacionam a cadeira de rodas motorizada com ambientes inteligentes assistivos.

As pessoas com deficiência frequentemente também apresentam problemas de comunicação, dificultando a interação com seus familiares ou cuidadores (PEDRETTI e EARLY, 2004). Neste sentido, a Comunicação Aumentativa e Alternativa (CAA), uma categoria de recursos de tecnologia assistiva, tem o objetivo de compensar a dificuldade de comunicação destes indivíduos. A CAA envolve adição (ou aumento) da fala ou escrita natural, ou pode ser utilizada como uma alternativa à comunicação falada ou escrita (BAXTER *et al.*, 2012), através de gestos, língua de sinais, expressões faciais, pranchas de alfabeto ou de símbolos pictográficos, além de sistemas sofisticados de computador com voz sintetizada. A literatura ressalta ainda a importância da CAA para pessoas com deficiência se

comunicarem com seus familiares ou cuidadores a respeito de problemas, escolhas e pedidos de auxílio (GLENNEN, 1997; BUNING, 2013).

Segundo a Sociedade dos Estados Unidos para Comunicação Alternativa e Aumentativa – USSAAC (2016), os dispositivos de CAA podem ser classificados em dois grupos: dispositivos de baixa tecnologia e de alta tecnologia. Dispositivos de baixa tecnologia não fazem uso de baterias, eletricidade ou componentes eletrônicos. Alguns exemplos são pranchas ou tabuleiros de comunicação e livros com letras, palavras, frases ou símbolos que são indicados pelo usuário de diversas formas. Já os dispositivos de alta tecnologia são eletrônicos e muitas vezes utilizam saída de voz. A seleção de opções de comunicação pode ser direta, com acesso a uma tela ou a um teclado utilizando partes do corpo, ou através de *mouses* ou *joysticks*; ou indireta, quando é realizada uma varredura entre as opções, na qual o usuário deve intervir na alternativa desejada.

Sistemas eletrônicos de CAA estão presentes na literatura científica, principalmente a partir do final do século passado, e empregam diferentes técnicas, de acordo com a tecnologia disponível e o contexto da aplicação. No ambiente escolar, dispositivos de CAA são utilizados para auxiliar o aprendizado de crianças que apresentam dificuldades de comunicação. Alguns exemplos são um sistema de CAA – desenvolvido no início da década de 90 – para crianças com paralisia cerebral (PALERM e RUÍZ, 1992), e um aplicativo de CAA para computador, destinado a autistas manifestarem seus desejos (TORII *et al.*, 2012).

No contexto de dispositivos de CAA para pessoas com deficiências motoras severas, encontram-se cada vez mais pesquisas. No decorrer das últimas três décadas, diversos dispositivos eletrônicos de CAA utilizando mouses, joysticks e botões foram desenvolvidos para atender pessoas com dificuldade de se expressar através da fala. Desenvolvimentos recentes de estratégias de CAA para pessoas com movimentos mínimos também têm sido propostos (PEREZ *et al.*, 2013; CAVALIERI *et al.*, 2010; CAVALIERI *et al.*, 2011), entre eles sistemas de rastreamento do movimento da cabeça e dos olhos, e de reconhecimento de gestos e fala residual (FAGER *et al.*, 2012). Interfaces que utilizam sinais biológicos, como sinais de eletroencefalografia (EEG), eletromiografia (EMG) e eletrooculografia (EOG), são propostas ainda mais recentes e que tornam possível um meio

alternativo (talvez ainda mais eficiente) de CAA para pessoas com deficiências motoras severas.

Diversos trabalhos propõem uma interface cérebro-computador para estabelecer a comunicação entre o usuário e um sistema de CAA (BLANKERTZ *et al.*, 2006; FAZEL-REZAI *et al.*, 2012; AL-ABDULLATIF *et al.*, 2013). Entretanto, quando os movimentos de músculos da face são preservados, podem-se utilizar sinais de eletromiografia de superfície (sEMG) para realizar a interação com sistema de CAA. Numerosas pesquisas de interfaces humano-computador (IHM) utilizando sinais de sEMG e EOG também têm sido propostos recentemente (CHOI, RIM e KIM, 2011; BANERJEE *et al.*, 2012; LAM 2012; PAUL *et al.*, 2013).

Atualmente, com o avanço da tecnologia móvel, sistemas de CAA também estão sendo desenvolvidos utilizando dispositivos móveis, tais como *smartphones* e *tablets* (BRYEN e PECUNAS, 2004). Neste contexto, por exemplo, Kim, Park e Ghovanloo (2012) desenvolveram um sistema de CAA acionado pelo movimento da língua do usuário para manipular um smartphone, tornando possível o uso de aplicativos do dispositivo por pessoas com deficiência motora severa. Por outro lado, Quintela, Mendes e Correia (2013) apresentam um aplicativo móvel de comunicação aumentativa e alternativa, o qual é voltado principalmente para o processo de inclusão social de pessoas com dificuldades de comunicação.

Nota-se que diferentes tecnologias têm sido empregadas em resolver problemas de comunicação para pessoas com dificuldades de comunicação básica. Muitos desses trabalhos dedicam-se a permitir que o usuário escreva uma mensagem por sinais biológicos, o que ainda é um processo lento.

## 1.2 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

Esta Dissertação de Mestrado aborda alguns dos problemas diários das pessoas com deficiências, as quais estão propensas a ficar uma parte substancial do seu tempo em casa; portanto, há um grande interesse em sistemas assistivos que, em um primeiro momento, permitam que o usuário acione através de sinais biológicos equipamentos domésticos à distância, sem a necessidade da utilização de

cabeamento entre o sistema e os eletrodomésticos. Neste trabalho, considera-se como um ponto importante deixar o usuário com certo grau de controle manual, com o objetivo de aumentar a sensação de autonomia.

No entanto, muitas pessoas com deficiências severas, ou que sofreram algum acidente, não têm condições de utilizar meios comuns de controle manual, como controle remoto ou smartphones. Em alguns casos, até mesmo o controle por voz pode ser difícil. Assim, o sistema aqui proposto é concebido para essas pessoas: o controle é conseguido por meio de sinais biológicos. Sinais biológicos consistem em quaisquer sinais gerados em organismos vivos. Na prática, o termo “sinais biológicos” é aqui utilizado para identificar sinais elétricos biológicos, isto é, a atividade elétrica gerada por células e membranas.

Em particular, são propostas duas modalidades de controle que empregam sinais biológicos: uma baseada em gestos faciais e outro baseado em rastreamento do ponto de fixação do olhar (técnica mais conhecida na literatura pelo seu termo em inglês, *eye tracking*). O objetivo de desenvolver duas modalidades distintas é mostrar que várias modalidades de controle podem ser desenvolvidas e utilizadas como componentes independentes, de modo que a modalidade mais adequada possa ser escolhida, dependendo do grau de deficiência do usuário.

As modalidades apresentadas neste trabalho exploram três tipos de sinais biológicos: eletromiografia de superfície (sEMG), Eletrooculografia (EOG) e Videoculografia (VOG). Estes sinais são amplamente utilizados em tecnologias assistivas.

No entanto, mesmo em abordagens no estado da arte, as tecnologias assistivas que têm sido desenvolvidas lutam para se tornar uma ferramenta útil. Por exemplo, o equipamento de aquisição de sinais biológicos representa um dos principais obstáculos para sistemas baseados em sinais biológicos, com a finalidade de serem utilizados além dos laboratórios de pesquisa, principalmente devido ao seu alto custo, dimensões e peso. Uma das contribuições do sistema proposto nesta Dissertação de Mestrado está em utilizar dispositivos simples e acessíveis aos consumidores, chamados *Emotiv EPOC* e *Eye Tribe Tracker* (a partir de agora chamado de apenas *Eye Tracker*), para evitar que o usuário precise de dispositivos

clínicos complexos, dispendiosos e de alto custo, dimensão e peso para a gravação de sinais biológicos.

Além de usar equipamentos de gravação para obter um sistema flexível e facilmente expansível, é também essencial focar no projeto do sistema, de forma a conceber um sistema com desempenho realista. Assim, o desenvolvimento do sistema concebido nesta Dissertação de Mestrado segue as diretrizes comuns de engenharia de software, no qual os componentes funcionalmente distintos estão separados, tanto quanto possível, e a lógica do código é separada a partir de estruturas de dados, tornando-se individual para cada usuário.

O presente trabalho também busca atender à necessidade de comunicação imediata e eficiente entre uma pessoa com deficiência motora severa e seu cuidador, através do desenvolvimento de um sistema de CAA que utiliza recursos modernos de *eye tracking* e dispositivos móveis.

## 1.3 OBJETIVOS

### 1.3.1 Objetivo Geral

O objetivo principal desta Dissertação de Mestrado é a concepção e implementação de um sistema para controle de um ambiente inteligente através de sinais biológicos (sEMG, EOG e VOG) por uma pessoa com deficiência motora severa. O sistema fornece autonomia suficiente para que a pessoa com deficiência seja capaz de acionar equipamentos e eletrodomésticos de seu cotidiano. Foram desenvolvidas duas interfaces de controle distintas para mostrar que várias modalidades de controle poderão ser desenvolvidas e utilizadas como componentes independentes, de modo que a modalidade mais adequada poderá ser escolhida dependendo do grau de deficiência do usuário. As modalidades apresentadas neste trabalho explorarão três tipos de sinais biológicos: eletromiografia de superfície (sEMG), Eletrooculografia (EOG) e Videooculografia (VOG).

### 1.3.2 Objetivos Específicos

Para a realização do objetivo anteriormente proposto, apresentam-se os seguintes objetivos específicos:

- Adaptação do ambiente, de forma a transformá-lo em um ambiente inteligente, através da montagem de um circuito eletrônico, denominado “caixa inteligente”, para receber os comandos enviados pelo usuário e permitir o acionamento elétrico dos equipamentos, utilizando rádio frequência e infravermelho;
- Desenvolvimento de algoritmos e interfaces de controle para o *Eye Tracker* e *Emotiv EPOC*, que permitam ao usuário interagir com os equipamentos e eletrodomésticos do ambiente;
- Definição, através de testes com processamento *offline*, do melhor intervalo de tempo e melhor tamanho das janelas de comando da interface gráfica, para o reconhecimento de um comando do *Eye Tracker*;
- Definição do número ótimo de opções do menu da interface de controle para o *Emotiv EPOC*;
- Desenvolvimento de um aplicativo para o sistema operacional *Android*, com comunicação *Bluetooth* com o sistema, para auxiliar na comunicação entre o usuário e familiares (sistema CAA);
- Definição, com uma terapeuta ocupacional, das atividades que deverão ser avaliadas nos testes online com voluntários (pessoas com deficiência);
- Definição de um protocolo de avaliação e coleta de dados, incluindo a forma adequada de colocação do *Emotiv EPOC* (localização dos eletrodos na cabeça do voluntário) e do *Eye Tracker* (distância do usuário à tela e ao equipamento);
- Validação dos resultados obtidos através de comparação com estudos similares na literatura.

#### 1.4 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

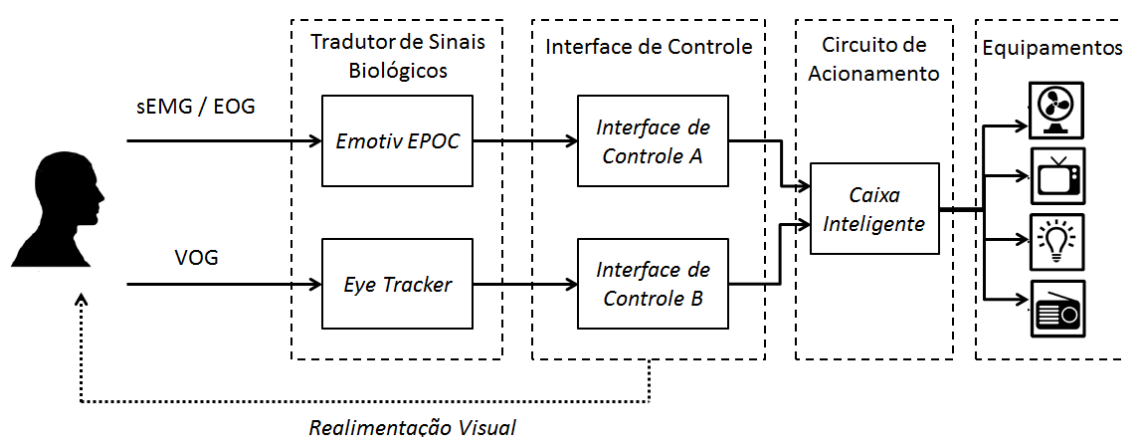
No capítulo 2, será apresentado o circuito de acionamento do ambiente inteligente desenvolvido neste trabalho e a comunicação sem fio. No Capítulo 3, serão apresentados os métodos de avaliação utilizados. No capítulo 4, será apresentado o primeiro paradigma implementado, utilizando o *Emotiv EPOC*, e no Capítulo 5, o segundo paradigma, que utiliza o *Eye Tracker*. No capítulo 6, são apresentadas duas outras aplicações com o *Eye Tracker*: a primeira em comunicação aumentativa e alternativa (CAA) e a segunda para o controle de um ambiente virtual (AV). No Capítulo 7, são descritos os testes, protocolos e resultados. No Capítulo 8, são apresentadas as conclusões, contribuições e publicações devidas deste trabalho, além dos trabalhos futuros para a continuação desta pesquisa.

## 2 COMUNICAÇÃO SEM FIO E CIRCUITO DE ACIONAMENTO

Este capítulo apresenta um sistema de comunicação sem fios para permitir a concepção de um Ambiente Inteligente Assistivo para pessoas com deficiência. Dessa forma, é possível reduzir as restrições do ambiente, tornando-o mais acessível para o usuário.

A Figura 1 apresenta de forma simplificada os principais blocos funcionais do sistema. Neste capítulo, serão abordadas, especialmente, as formas de comunicação entre as Interfaces de Controle e o Circuito de Acionamento, os detalhes da Caixa Inteligente o acionamento dos equipamentos. O Tradutor de Sinais Biológicos e a Interface de Controle serão apresentados em detalhes no Capítulo 4 (com *Emotiv EPOC*) e no Capítulo 5 (com *Eye Tracker*).

Figura 1 – Principais blocos funcionais do sistema assistivo.



No âmbito dos ambientes inteligentes voltados para as tecnologias assistivas, foi desenvolvido nesta pesquisa um sistema de acionamento de equipamentos por rádio frequência (RF) para pessoas com deficiência, permitindo-as ligar e desligar eletrodomésticos sem precisar de ajuda. Dando sequência a esse trabalho, foi projetada e confeccionada uma caixa em acrílico (caixa inteligente) que permite acionar até quatro eletrodomésticos presentes no ambiente, são eles: ventilador, televisão, lâmpada e rádio. O usuário pode enviar comandos tanto da cadeira de rodas (Figura 2) quanto de um computador pessoal (Figura 3) e, então, o sinal é transmitido em rádio frequência (RF) até a Caixa Inteligente, que possui um receptor



RF, onde é feito o acionamento do equipamento correspondente. Detalhes da Caixa Inteligente são descritos na Seção 2.2.

Figura 2 – Usuário controlando o ambiente inteligente diretamente da cadeira de rodas.



Figura 3 – Usuário controlando o ambiente inteligente por meio de um computador pessoal (o qual se encontra fora da cadeira de rodas).

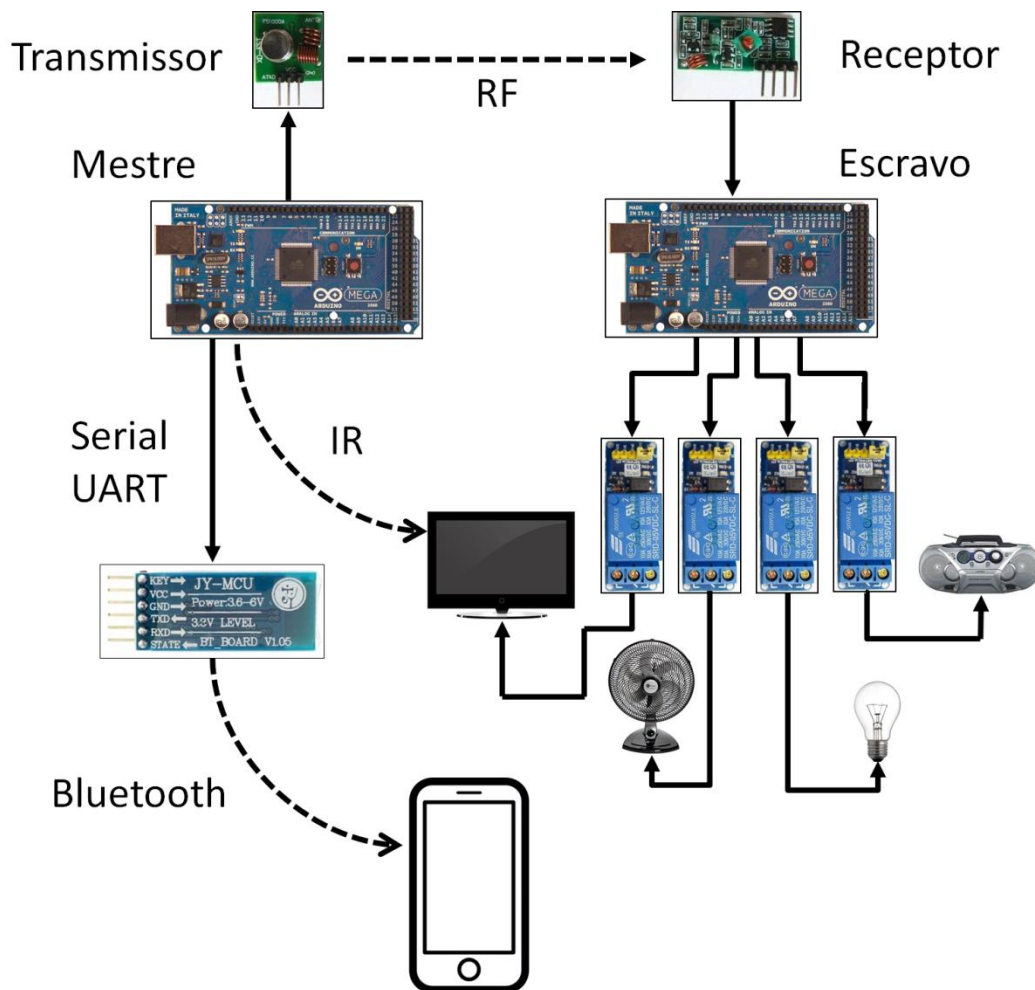


Enquanto para a maioria dos eletrodomésticos essa solução é suficiente, isso não ocorre para o caso da televisão. Por exemplo, para uma lâmpada, é suficiente que ela seja ligada e desligada. Já para a televisão, é comum que a pessoa queira ter a possibilidade de mudar de canal, ou ainda, aumentar ou diminuir o volume. Para esses casos, foi necessário o desenvolvimento de uma comunicação utilizando infravermelho (IR, do inglês, *infrared*), realizando a mesma função de um controle remoto, porém com uma interface mais apropriada ao usuário, de fácil utilização por pessoas com deficiência, possibilitando-as interagir com o ambiente.

## 2.1 COMUNICAÇÃO SEM FIO

Neste trabalho foram utilizados três tipos de comunicação sem fio. A rádio frequência foi utilizada para ligar/desligar os equipamentos do ambiente inteligente; o infravermelho foi utilizado para controlar a televisão; e o *Bluetooth* foi utilizado para comunicar com *smartphone*. A Figura 4 mostra onde cada tipo de comunicação foi utilizado.

Figura 4 – Diferentes tipos de comunicação sem fio, utilizados neste trabalho.



A intenção do usuário, obtida através da Interface Humano-Máquina (IHM) é apresentada nos Capítulos 4 e 5, a qual é recebida por um computador que comunica via USB com o microcontrolador Mestre (Figura 4). Dependendo do comando que for recebido, o microcontrolador Mestre decide qual tipo de comunicação será utilizada, podendo ser mais de uma, como é o caso da televisão. Primeiramente é enviado o comando para energizar a televisão, por RF, e em seguida é dado o

comando para ligar, por IR. A comunicação *Bluetooth* é usada exclusivamente para a aplicação de Comunicação Aumentativa e Alternativa (CAA), apresentada no Capítulo 6.

### **2.1.1 Rádio Frequência**

As ondas de radio são amplamente utilizadas para transmissão de voz, músicas, imagens e dados em geral, através do ar, podendo atingir milhares de quilômetros. Algumas tecnologias como transmissões de rádio AM e FM, telefones sem fio, portões de garagem automáticos, redes sem fio, brinquedos controlados por rádio, transmissões de TV, entre outras, utilizam rádio frequência.

A forma de onda transmitida em comunicações de rádio frequência é normalmente uma portadora de alta frequência modulada pelo sinal original.

Neste trabalho utilizou-se comunicação RF para ligar e desligar os equipamentos à distância. O transmissor e o receptor RF utilizados trabalham com uma frequência de 433 MHz, sendo popularmente utilizados para controlar equipamentos remotamente, e em alguns casos para transmissão de dados em baixa velocidade e curta distância. Esses dispositivos de transmissão/recepção podem ser ligados diretamente ao microcontrolador, sendo que a comunicação é unidirecional, ou seja, apenas o transmissor envia os dados para o receptor. Os dispositivos alcançam até 100 metros sem obstáculos.

### **2.1.2 Infravermelho**

As ondas de infravermelho (IR, do inglês, *infrared*) são bastante utilizadas na comunicação de curto alcance, principalmente em controles remotos de televisão. Dispositivos de IR são de baixo custo, e fáceis de utilizar, embora sejam direcionais. Assim, o dispositivo transmissor de IR deve ser direcionado para o receptor, buscando uma linha reta para a propagação do sinal.

Para evitar interferências causadas por outras fontes de luz infravermelha, o receptor de IR em uma TV responde a apenas um comprimento de onda particular

de luz infravermelha, normalmente 980 nanômetros. Há filtros no receptor que bloqueia outros comprimentos de onda. Além disso, a luz do dispositivo de IR é modulada a uma frequência não presente na luz do sol, e o receptor apenas responde à luz modulada a 980 nm.

Vale ressaltar que o transmissor de IR envia pulsos de luz infravermelha que representam códigos binários específicos. Estes códigos binários correspondem a comandos, como ligar, desligar, mudar de canal e aumentar ou diminuir o volume. O receptor IR presente na TV decodifica os pulsos de luz em dados binários para o microprocessador do aparelho, que realiza então a tarefa correspondente.

Para melhorar a comunicação, entre o transmissor de IR e o receptor (aparelho de TV), diversas empresas desenvolveram seus próprios protocolos de comunicação, melhorando a eficiência de seus controles. No Quadro 1 são apresentados alguns protocolos mais conhecidos de infravermelho. Neste trabalho, foi utilizada uma televisão da marca LG que utiliza o protocolo NEC.

Quadro 1 – Alguns Protocolos de Infravermelho utilizados em aparelhos de TV.

<b>Empresa</b>	<b>NEC</b>	<b>Nokia</b>	<b>Sony</b>	<b>Philips</b>	<b>Sharp</b>
País	Japão	Finlândia	Japão	Holanda	Japão
Protocolo	NEC	NRC	SIRC	RC-5	Sharp
Bits (endereço)	8	4	5	5	5
Bits (comando)	8	8	7	6	8
Modulação	PDM	NRZ	PWM	NRZ	PDM
Frequência da Portadora	38 kHz	38 kHz	40 kHz	36 kHz	38 kHz

Fonte: Bissoli *et al.* (2015)

### 2.1.3 Bluetooth

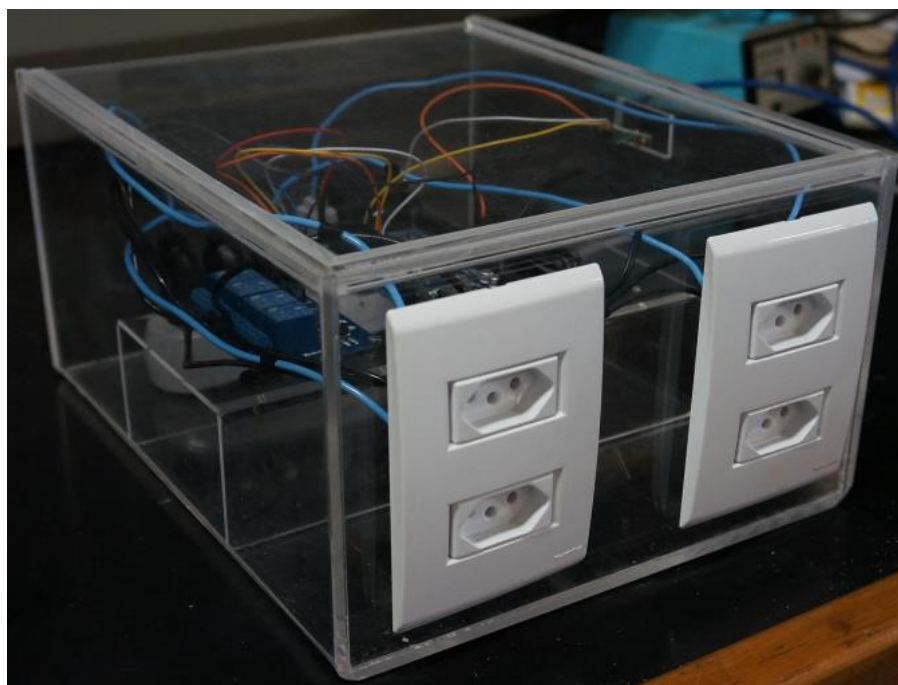
Um módulo Bluetooth foi integrado ao microcontrolador Mestre do sistema desenvolvido para prover a comunicação sem fio entre este e o *smartphone* do usuário. O módulo utilizado, chamado HC-05, comunica-se com o microcontrolador através da comunicação serial UART. De acordo com a opção selecionada pelo

usuário na interface gráfica utilizando a Interface Humano-Máquina (IHM), um determinado comando é enviado ao microcontrolador e encaminhado ao aplicativo CAApp (apresentado no Capítulo 6) do *smartphone* através do módulo Bluetooth. Ao receber o comando, o aplicativo realiza uma das possíveis tarefas: ligação telefônica ou mensagem de texto.

## 2.2 CAIXA INTELIGENTE

A Figura 5 apresenta a *Caixa Inteligente*. A carcaça, de dimensão 35x20x15cm, acomoda os dispositivos que realizam o acionamento dos eletrodomésticos. Nela estão inseridas quatro tomadas, dispostas na face frontal e utilizadas para a conexão dos equipamentos que o usuário deseja controlar. Optou-se por confeccionar a carcaça em acrílico, com a finalidade de elaborar um protótipo leve e de fácil locomoção.

Figura 5 – Caixa Inteligente para o acionamento de equipamentos no ambiente inteligente.



O protótipo descrito é constituído por: um microcontrolador (Arduino MEGA); um módulo relé de quatro canais; um filtro d e linha; uma fonte chaveada CA-CC; um receptor RF; quatro plugues; cabos AWG na cor azul claro (neutro) e preto (fase); parafusos, arruelas e porcas, para fixação dos componentes.

A Caixa Inteligente possui a tampa superior removível e uma prateleira centralizada que atravessa as duas faces laterais opostas. A prateleira possui largura de 10 cm e está posicionada a uma altura de 6 cm da base. Ela possui furos para a fixação do Arduino, do módulo relé e da fonte chaveada, distribuídos ao longo de sua superfície. Além disso, a estrutura possui uma pequena abertura, localizada em uma face lateral, próxima à base, dimensionada para que o cabo alimentador e o plugue do filtro de linha sejam transpassados até uma tomada externa à carcaça, pertencente à instalação elétrica residencial.

O protótipo também possui outras quatro aberturas maiores, feitas em uma única face, para a inserção das tomadas e da conexão dos equipamentos eletroeletrônicos. As aberturas têm uma dimensão correspondente ao tamanho de uma tomada. Internamente, foram utilizados cabos AWG 1,5 mm<sup>2</sup> nas cores azul e preta, para representar neutro e fase, respectivamente. O neutro do filtro de linha foi conectado diretamente à tomada do equipamento, enquanto a fase foi ligada a um canal do módulo relé (no pino comum). O outro contato da tomada foi conectado ao mesmo canal do módulo, no pino normalmente aberto (NA). Dessa forma, havendo um comando de acionamento, o relé interligará a fase do filtro de linha à tomada do equipamento, energizando-a. Essa estrutura é feita para as quatro tomadas, conectadas em cada canal do módulo relé. Cada equipamento possui sua tomada específica.

### 3 MÉTODOS DE AVALIAÇÃO

Neste trabalho foram aplicados quatro métodos de avaliação do sistema desenvolvido, se dividem em dois grupos. O primeiro grupo tem por objetivo avaliar o desempenho do sistema como um todo, levando em consideração a quantidade de informação útil que é transmitida do usuário ao ambiente. Os dois métodos utilizados nesse grupo são Taxa de Transferência de Informação (ITR, do inglês, *Information Transfer Rate*) e Utilidade (*Utility*, em inglês). O segundo grupo tem por objetivo avaliar a usabilidade e o desempenho do sistema do ponto de vista do usuário. Os dois métodos utilizados nesse grupo são Escala de Objetivos Atingidos (GAS, do inglês, *Goal Attainment Scaling*) e Escala de Usabilidade do Sistema (SUS, do inglês, *System Usability Scale*).

#### 3.1 TAXA DE TRANSFERÊNCIA DE INFORMAÇÃO (ITR)

A Taxa de Transferência Informação (às vezes chamada de taxa de bits) é uma medida de desempenho amplamente utilizada na literatura de Interfaces Cérebro-Computador (ICC), proposta por Wolpaw *et al.* (2002). Ela vem da Teoria da Informação de Shannon, em particular, do conceito de informação mútua (SHANNON, 2001). A ITR aplica-se naturalmente para ICC. No entanto, não há nenhum obstáculo teórico para generalizar sua aplicação a Interfaces Humano-Máquina (IHM). A fórmula para calcular a ITR é definida pela equação (1):

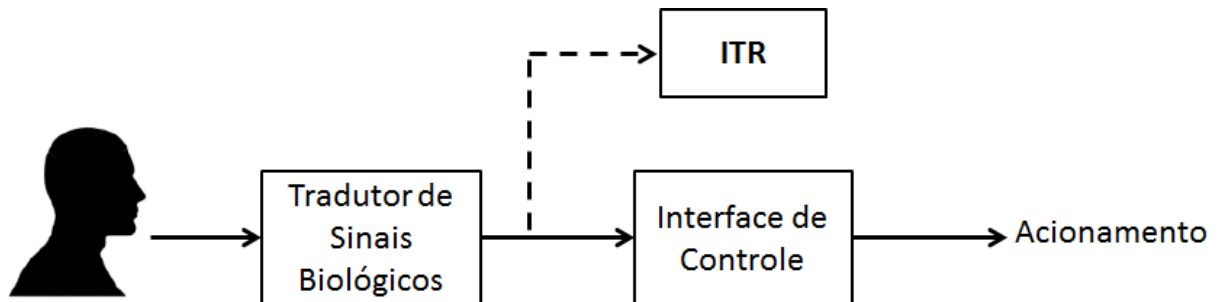
$$ITR = \left(\frac{1}{c}\right) \left[ \log_2 M + p \log_2 p + (1 - p) \log_2 \left(\frac{1-p}{M-1}\right) \right], \quad (1)$$

onde  $c$  é o tempo por comando,  $p$  é a precisão do classificador e  $M$  é o número de escolhas possíveis, isto é, o número de valores lógicos que a IHM produz.

A ITR geralmente é utilizada como uma métrica para uniformizar resultados de desempenho de ICCs. No entanto, esta métrica apresenta uma série de desvantagens. Primeiramente, uma vez que a ITR incide sobre o Tradutor de Sinais Biológicos (TSB), ela não considera como a Interface de Controle se comporta (Figura 6). Assim, a ITR avalia apenas o desempenho do TSB. Além disso, como relatado por Seno, Matteucci e Mainardi (2010), informação mútua - e assim ITR - é um limite teórico para o canal considerado. Para a taxa de transferência real do

canal atingir este limite, técnicas complexas de telecomunicações têm sido desenvolvidas, nenhuma das quais é aplicável no domínio da IHM, por meio de sinais biológicos. Portanto, a ITR pode ser irrealista para medir o real desempenho de uma IHM na prática.

Figura 6 – Medida da ITR de um sistema.



### 3.2 UTILIDADE

A métrica de Utilidade ( $U$ ) foi proposta por Seno, Matteucci e Mainardi (2010), para uso em ICCs com o nome *BCI Utility*. Como a única propriedade requerida é ser discreta, pode-se naturalmente estender o conceito de Utilidade de uma ICC para uma IHM discreta genérica. O objetivo desta métrica é calcular o benefício médio que o usuário alcança usando um determinado sistema. Assim, diferentemente da ITR, o foco é sobre todo o sistema, pois a Utilidade considera tanto o desempenho do TSB quanto da Interface de Controle (IC). A Utilidade é definida como o benefício médio ao longo do tempo, calculada pela equação (1):

$$U = \mathbb{E} \left[ \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{\int_0^T b(t) dt}{T} \right], \quad (2)$$

onde  $b(t)$  é uma função benefício que assume valores positivos (ou negativos) dependendo se a saída no instante  $t$  corresponde (ou contradiz) a intenção do usuário. Para uma IHM discreta, a equação (2) reduz-se à equação (3):

$$U = \frac{\mathbb{E}[b_k]}{\mathbb{E}[\Delta t_k]}, \quad (3)$$

onde  $b_k$  é o benefício correspondente à  $k$ -ésima saída e  $t_k$  é o tempo gasto desde a saída anterior até a saída atual. A equação (3) pode ser interpretada como o



benefício médio interposto por qualquer saída, corretamente emitida, dividido pelo tempo necessário para ser emitida. Nota-se que o benefício está relacionado com a saída do sistema e não com o TSB. Portanto, a Utilidade é máxima para sistemas que produzem ações em conformidade com a intenção do usuário no menor intervalo de tempo, representando uma melhor forma de se medir o desempenho de um sistema, e sendo adotada neste trabalho.

Na prática, o cálculo de  $U$  exige a definição de duas grandezas: benefício e tempo. O benefício tem flexibilidade, pois o pesquisador é livre para definir o critério mais adequado para expressar e comparar seus resultados. No trabalho de Thompson *et al.* (2014) dois exemplos são fornecidos:

- A saída correta produz um benefício unitário positivo (+1). Portanto,  $U$  poderia medir o número médio de saídas corretas ao longo do tempo, expressa em  $1/\text{tempo}$ .
- Para comparar Utilidade e ITR, pode-se quantificar o benefício como a informação transmitida quando uma saída correta é produzida. Nesse caso,  $U$  tem a unidade de bits/tempo.

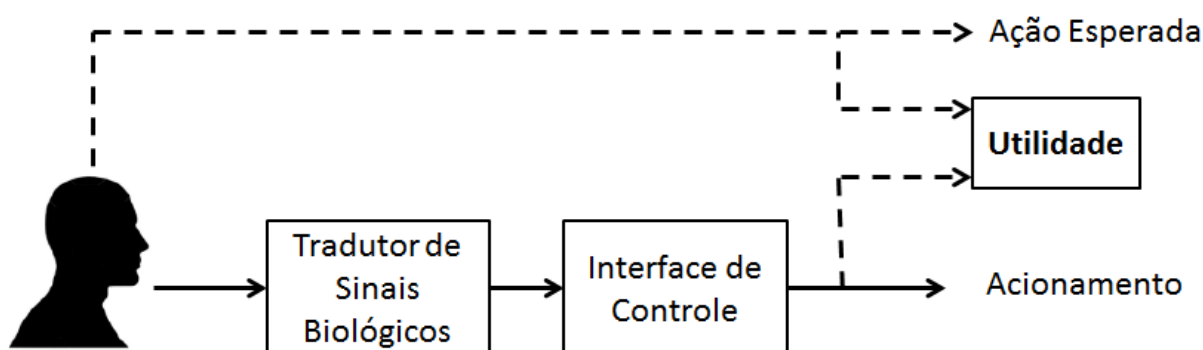
Assim, o cálculo da Utilidade pode ser feito através da equação (4):

$$U = \frac{(2p-1) \log_2 N}{(d+1)c}, \quad (4)$$

onde  $c$  é o tempo por comando,  $p$  é a precisão do classificador,  $N$  é o número de escolhas possíveis e  $d$  é o número de passos até o comando.

A Figura 7 ilustra a diferença entre ITR e Utilidade. Enquanto a ITR avalia apenas a capacidade (não a taxa real) do canal entre o TSB e a IC, a Utilidade acrescenta a intenção do usuário e como o sistema é capaz de suportar isso.

Figura 7 – Medida da Utilidade de um sistema.



### 3.3 ESCALA DE OBJETIVOS ATINGIDOS (GAS)

O método de avaliação Escala de Objetivos Atingidos (GAS, do inglês, *Goal Attainment Scaling*), foi proposto com a finalidade de mensurar cada objetivo estipulado pelos pesquisadores nas intervenções na área da saúde, apresentando resultados em valores possíveis de serem comparados entre diferentes métodos de intervenção (KRASNY-PACINI *et al.*, 2013). Originalmente, o GAS foi utilizado para quantificar o progresso de pacientes em tratamentos de saúde mental em relação aos objetivos definidos. Entretanto, em aplicações mais recentes, este método tem sido utilizado em diversas outras abordagens clínicas.

A avaliação através do GAS consiste em definir os objetivos que se deseja alcançar, identificar em qual nível o indivíduo se encontra em relação ao objetivo; segmentar os níveis do objetivo e calcular a pontuação de cada objetivo.

A pontuação de cada objetivo são números inteiros de -2 a +2, sendo atribuído valor 0 (zero) para quando o resultado obtido é igual ao que já se esperava antes dos testes. Os valores negativos são para os resultados abaixo do esperado e, em contrapartida, os resultados positivos são para os resultados melhores do que o esperado. Todos os objetivos devem ser claros, mensuráveis e possíveis de serem atingidos. Como forma de realizar uma avaliação padronizada, o método mais utilizado é o T-score, o qual transforma todos os valores obtidos em um único valor (KRASNY-PACINI *et al.*, 2013). Para o cálculo do GAS utiliza-se a Equação (5):

$$T = 50 + \frac{10 \sum W_i X_i}{\sqrt{[(1-\rho)\sum W_i^2 + \rho(\sum W_i)^2]}}, \quad (5)$$

onde  $X_i$  são os valores para cada objetivo,  $W_i$  são os pesos de cada objetivo e  $\rho$  é o coeficiente de correlação entre os objetivos. Entretanto, esta equação pode ser simplificada quando todos os objetivos do GAS têm o mesmo peso em importância e em dificuldade, resultando na Equação (6):

$$T = 50 + C \cdot \sum X_i, \quad (6)$$

onde  $X_i$  são os valores para cada objetivo e  $C$  varia conforme o número de objetivos. Os valores de  $C$  para um número de objetivos variando de um a cinco são, respectivamente, 10; 6,2; 4,56; 3,63 e 3,01.

Ao expressar o resultado do GAS em T-score (método mais frequentemente usado na literatura), tem-se que, para  $T$  igual a 50, os objetivos foram atingidos como esperado; para  $T$  menor do que 50, o resultado foi pior do que o esperado e, finalmente, para  $T$  maior do que 50, o resultado foi melhor que o esperado.

O método de avaliação GAS foi utilizado nesta pesquisa pós o término dos testes com o sistema. Nele, os objetivos foram avaliados com base nos resultados esperados. É notável que os usuários submetidos a certas emoções, como medo e tristeza, tendem a obter resultados piores. Em contrapartida, usuários atentos e motivados fazem com que os resultados sejam melhores. A medição desta escala utiliza determinados comportamentos para verificar se o usuário está concentrado na tarefa ou está entediado. Isto é importante e deve ser considerado, pois interfere substancialmente na avaliação do desempenho do sistema.

Desse modo, é importante observar que o GAS e o comportamento possuem uma correlação, já que usuários bem dispostos e humorados conseguem atingir os objetivos estabelecidos mais facilmente do que os entediados. Porém, vale ressaltar que essa análise é bastante subjetiva e deve ser avaliada por profissionais das áreas de Saúde, enquanto o GAS pode ser considerado uma forma estatística de avaliação, ainda que possua um grau de subjetividade.

### 3.4 ESCALA DE USABILIDADE DO SISTEMA (SUS)

O método de avaliação Escala de Usabilidade do Sistema (SUS, do inglês, *System Usability Scale*) consiste em uma escala simples de dez itens, a qual fornece uma visão global da avaliação subjetiva de usabilidade de um sistema (BROOKE, 1996). O questionário é composto de 10 afirmações com cinco opções de respostas variando de “discordo fortemente” (pontuação mínima igual a 0) a “concordo fortemente” (pontuação máxima igual a 100), em que deve ser assinalada apenas uma opção em cada item. Se necessário, os pesquisadores devem explicar a questão ao voluntário para que não haja equívocos nas respostas.

As afirmações apresentadas nesta escala abrangem uma variedade de aspectos da usabilidade do sistema, tais como necessidade de apoio, treino e complexidade e, portanto, têm um nível elevado de validade aparente para a medição de usabilidade de um sistema (BROOKE, 2013).

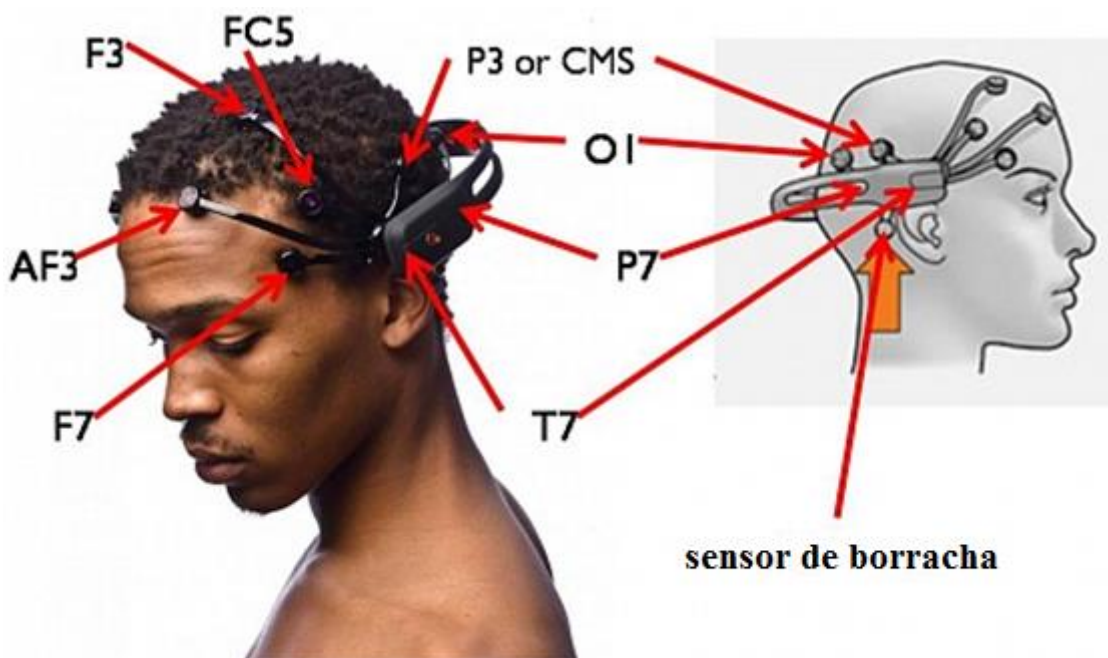
## 4 INTERFACE BASEADA EM SINAIS DE sEMG E EOG

Este capítulo apresenta a primeira Interface Humano-Máquina (IHM) desenvolvida neste trabalho, a qual por meio de um Tradutor de Sinais Biológicos (TSB), interpreta os diferentes sinais em comandos específicos para a Interface de Controle (IC) do sistema. Ela baseia-se em sinais de eletromiografia de superfície (sEMG) e eletrooculografia (EOG), interpretando gestos faciais (através de sEMG) e movimentos oculares (através de EOG) em comandos específicos para o sistema. O dispositivo utilizado para capturar os sinais sEMG e EOG é o *Emotiv EPOC*.

### 4.1 EMOTIV EPOC

O *Emotiv EPOC* é um equipamento sem fios que foi originalmente desenvolvido para a gravação de sinais de eletroencefalografia (EEG) e que oferece um Kit de Desenvolvimento de Software (SDK, do inglês, *Software Development Kit*). Este equipamento dispõe de uma estrutura flexível de plástico que facilita o posicionamento correto dos eletrodos; segundo o Sistema Internacional de posicionamento de eletrodos 10/20 (Figura 8).

Figura 8 – Posicionamento dos Eletrodos do *Emotiv EPOC*.



Fonte: Adaptado de Emotiv EPOC (2016).

Os eletrodos são modulares, o que permite a rápida colocação. Não faz uso de gel condutor, mas é necessário o uso de uma solução salina, fornecida pelo fabricante, para melhorar o contato entre eletrodo e couro cabeludo. A Figura 9 é uma imagem do *Emotiv EPOC* e da caixa de hidratação de eletrodos, a qual é utilizada para armazenar e umedecer as almofadas de feltro dos eletrodos. O *Emotiv EPOC* comunica-se com um receptor USB sem fios, conectado ao computador, usando um protocolo proprietário criptografado.

Figura 9 – Eletrodos no interior da caixa de hidratação (esquerda) e *Headset Emotiv EPOC* (direita).

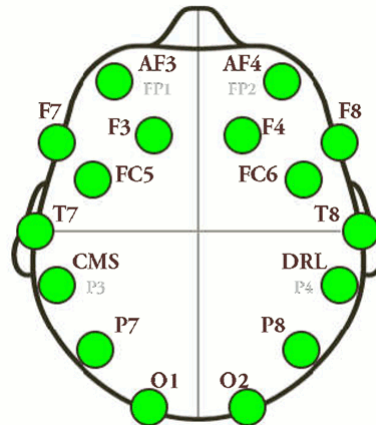


Fonte: Emotiv EPOC (2016).

A posição correta dos eletrodos é muito importante para a interpretação correta dos comandos. Há 14 canais disponíveis e mais dois de referência CMS/DRL. A Figura 10 apresenta as localizações disponíveis dos eletrodos do *Emotiv EPOC*. Vale ressaltar que são oferecidas duas referências alternativas para o caso de o contato das posições P3 e P4 estiver ruim. Estas referências alternativas estão localizadas logo atrás das orelhas, tocando o osso mastoide (Figura 8).

Embora o *Emotiv EPOC* tenha sido projetado para capturar sinais de EEG, ele também permite a captura de sinais musculares da face (sEMG facial) e movimento dos olhos (EOG), especialmente nas posições AF3 / AF4 e F7 / F8 (Figura 8).

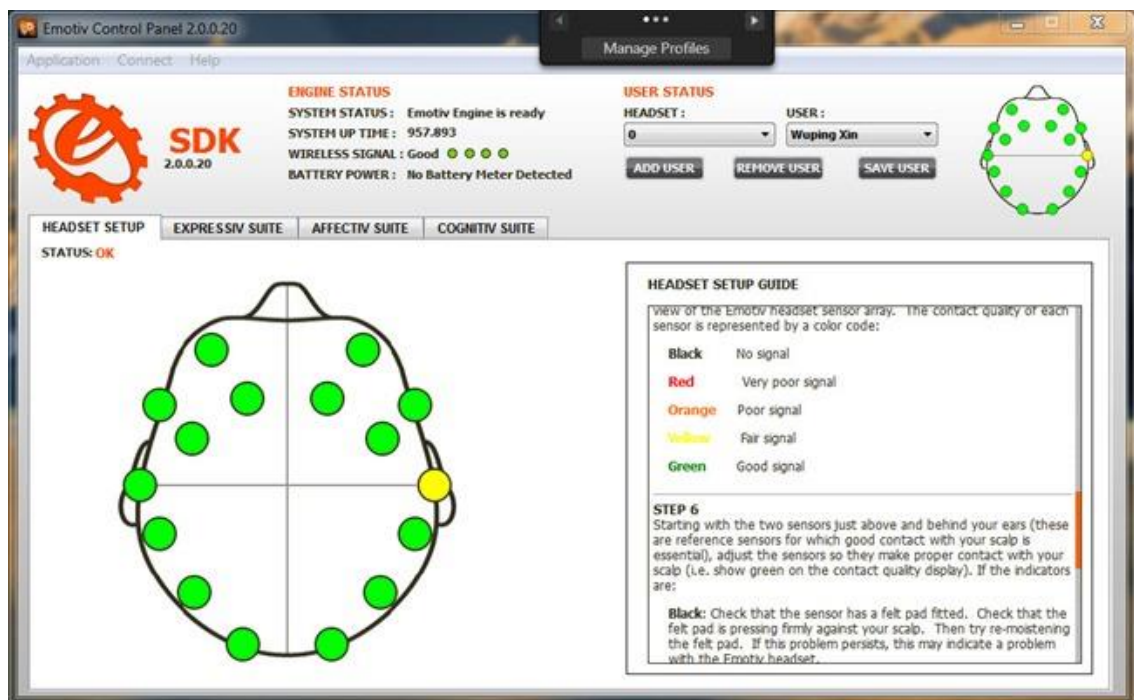
Figura 10 – Localização dos eletrodos do *Emotiv EPOC*.



Fonte: Emotiv EPOC (2016).

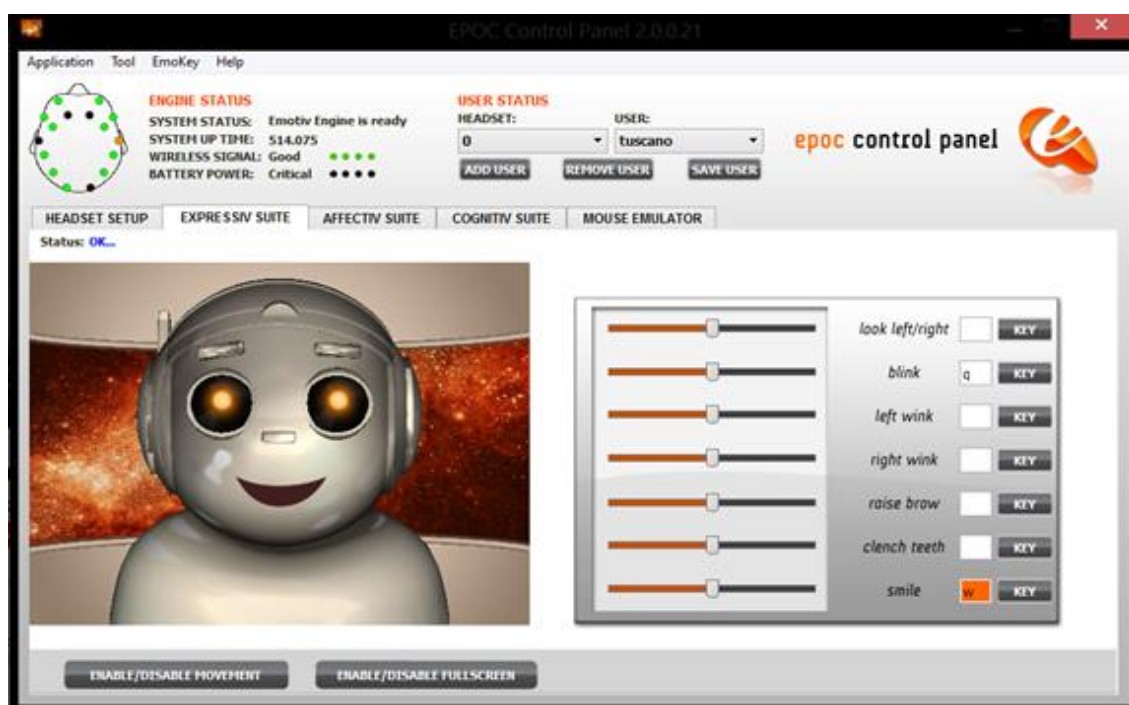
A taxa de amostragem do *Emotiv EPOC* é de 128 Hz. Ainda que internamente o sinal seja amostrado a 2.048 Hz, em seguida, a taxa é reduzida. A largura de banda do *Emotiv EPOC* é de 0,2 a 45 Hz, com filtro digital *notch* em 60 Hz. Além disso, o *Emotiv EPOC* fornece aos desenvolvedores um SDK completo que oferece uma variedade de funções, com base nos sinais gravados no couro cabeludo (Figura 11).

Figura 11 – SDK do *Emotiv EPOC*. A cor dos círculos indica a qualidade do sinal capturado pelo eletrodo correspondente. As cores utilizadas, em ordem decrescente de qualidade do sinal são: verde, amarelo, laranja, vermelho e preto.



O módulo *Expressiv* do SDK é utilizado para o controle muscular (Figura 12). Este módulo suporta uma gama de movimentos da face e do olho, incluindo mover os olhos para a esquerda e direita, mastigação, levantar as sobrancelhas e piscar os olhos. O módulo *Affective* detecta mudanças nas emoções subjetivas vivenciadas pelo usuário. Finalmente, o módulo *Cognitiv* processa a atividade cerebral para identificar a intenção de ações do usuário sobre um objeto físico ou virtual. O Painel de Controle do *Emotiv EPOC* oferece uma Interface Gráfica do Usuário (GUI, do inglês, *Graphical User Interface*) para os três módulos.

Figura 12 – Módulo *Expressiv* do SDK do *Emotiv EPOC*.



Neste trabalho, foi utilizado apenas o módulo *Expressiv*, o qual é relacionado aos sinais do movimento dos músculos (sEMG) e dos olhos (EOG). O sistema desenvolvido depende deste módulo para o processamento dos sinais de sEMG / EOG.

Vale ressaltar que o *Emotiv EPOC* está sujeito a desgastes com o tempo. Entretanto, mesmo após um ano (de uso intensivo) no laboratório de pesquisa, os quatro *Emotiv EPOC* adquiridos estão bem conservados. Os eletrodos banhados a ouro apresentam uma pequena camada de oxidação devido, principalmente, ao sal presente na solução condutora, prejudicando o contato com o couro cabeludo. Por outro lado, a estrutura de plástico do *Emotiv EPOC* é muito frágil, podendo quebrar



durante a colocação no usuário e torna-se menos aderente com o uso prolongado. Isto tem um efeito negativo sobre a qualidade de contato, especialmente para os eletrodos em lobos temporais (T7 / T8). Assim, cuidados especiais são necessários, tanto para a estrutura de plástico quanto para os eletrodos do *Emotiv EPOC*. Considera-se que é útil ter estes inconvenientes em mente para entender melhor como usar corretamente o dispositivo.

## 4.2 TRADUTOR DE SINAIS BIOLÓGICOS (TSB)

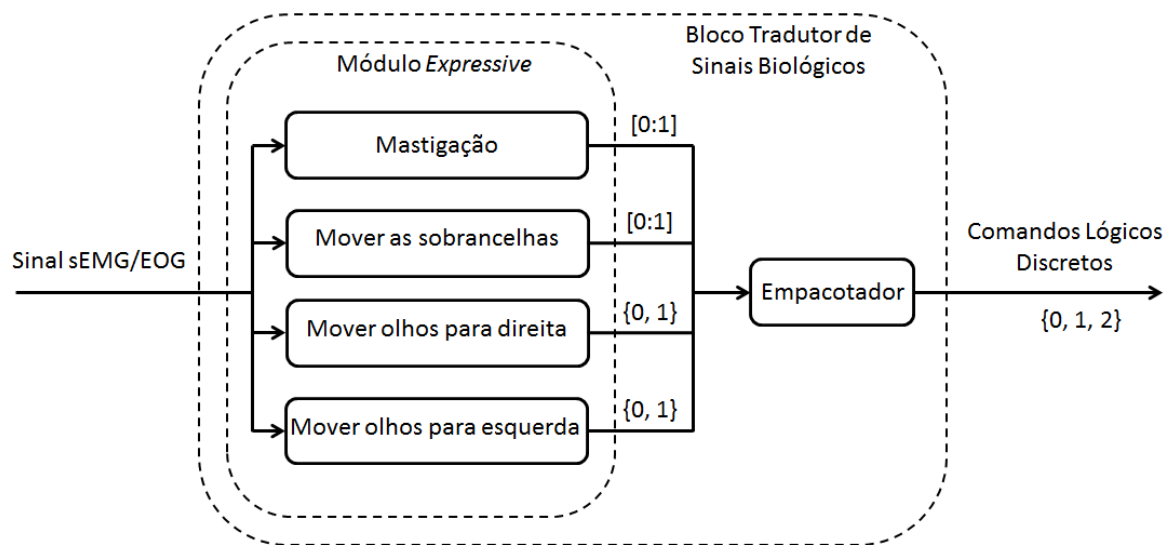
O módulo *Expressiv* do SDK do *Emotiv EPOC* disponibiliza a captura e classificação de até sete gestos faciais. Dentre eles, foram selecionados três para este trabalho: mordida (ou mastigação) prolongada, mover as sobrancelhas verticalmente, e mover os olhos horizontalmente (direita / esquerda). Estes gestos foram selecionados, pois garantem alta precisão e são relativamente fáceis de serem realizados pelo usuário. Cada um dos gestos foi relacionado a um comando específico da Interface de Controle, como será detalhado na Seção 4.3.

O sistema desenvolvido nesta pesquisa foi idealizado para não precisar ser treinado para um usuário específico, já que foi considerado que as expressões faciais são identificadas por características do sinal. No entanto, foi detectado que cada indivíduo executa os três gestos de uma forma pessoal, sutilmente diferente. Assim, considerar que um novo usuário seja capaz de atingir um desempenho ideal, baseado nos resultados de outro, é irrealista. Assim, o sistema desenvolvido necessita de um breve período de adaptação do usuário para descobrir a melhor forma de realizar cada gesto. Este período de adaptação consiste em 2 ou 3 minutos, em que o usuário tenta executar um comando, recebendo uma realimentação visual do monitor. Embora esta tarefa não seja necessária, ela é recomendada, visto que pode melhorar muito o desenvolvimento de habilidades de controle do sistema pelo usuário.

A Figura 13 retrata o bloco funcional do TSB, bem como suas entradas e saídas. O SDK do *Emotiv EPOC* processa o sinal capturado do usuário e fornece valores lógicos correspondentes aos gestos faciais. No entanto, o módulo *Espressiv* não trata da mesma forma todos os gestos. No caso da mastigação prolongada e

movimento das sobrancelhas, é gerado um valor contínuo, indicando o grau de intensidade do movimento. Em contrapartida, mover os olhos horizontalmente (direita ou esquerda), gera apenas uma saída de valor discreto (0/1). Portanto, recordando que o bloco TSB precisa gerar três valores lógicos para a Interface de Controle, é necessário um software empacotador a fim de tornar uniforme a saída do TSB.

Figura 13 – Estrutura Funcional do Bloco TSB usando o SDK do *Emotiv EPOC*.



O empacotador foi desenvolvido fazendo uma interface entre uma biblioteca de vínculo dinâmico (DLL, do inglês, *Dynamic-Link Library*) e o SDK. Alternativamente, o *Emotiv EPOC* fornece um aplicativo, chamado *Emokey*, que permite definir limites em valores contínuos e associá-los aos gestos faciais para reconhecer um gesto como um comando. Optou-se por reconhecer como um comando quando um gesto apresenta um valor superior a 0,8 e os demais gestos apresentam valor inferior a 0,2 (para os gestos que possuem valores contínuos). Para os gestos que possuem valores discretos, a associação é direta. Com essas regras incluídas no *Emokey*, são gerados caracteres correspondentes, simulando um teclado, os quais podem ser facilmente convertidos em números e enviados à Interface de Controle.

#### 4.3 INTERFACE DE CONTROLE (IC)

Ao decodificar a intenção do usuário, o Tradutor de Sinais Biológicos (TSB) emite uma saída de tempo discreto que representa a classe reconhecida. A partir de

agora, a saída do tradutor será referida como “comandos lógicos” ou apenas “comandos”.

Como relatado em Mason e Birch (2003), uma característica importante para tornar o usuário mais independente é a de proporcionar um mecanismo para ligar e desligar o sistema. O caso de ligar é difícil e muito dependente do tipo de TSB que está sendo utilizado. Em contrapartida, desligar o sistema será uma das opções que o usuário poderá escolher, enquanto o sistema está em execução.

Assim, o projeto da Interface de Controle (IC) foi baseado em dois princípios fundamentais:

- P1. O usuário deve ser capaz de realizar todas as tarefas possíveis, ou seja, ligar/desligar qualquer equipamento e o sistema, com um conjunto muito limitado de comandos lógicos.
- P2. O comportamento da interface deve exercer um papel essencial na determinação do compromisso entre o desempenho e o número de comandos.

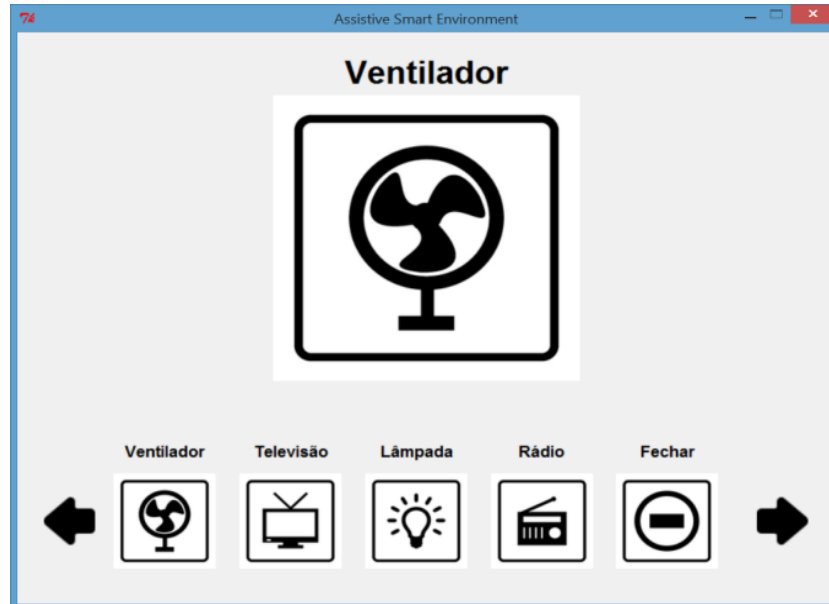
A fim de cumprir P1, optou-se por uma interface baseada em menu. A escolha dessa abordagem permite criar um mapeamento semântico entre os sinais de controle lógico do TSB em sinais de controle semântico que sejam significativos para a Interface de Controle. Um exemplo é a tradução do mesmo comando lógico “Ligar” em sinais de controle semânticos como Ligar a televisão e Ligar o rádio.

Este tipo de multiplexação é particularmente importante em tecnologias assistivas, nas quais o usuário pode ficar confuso ou cansado, se tiverem muitos comandos possíveis (MASON e BIRCH, 2003). Além disso, nesta condição, o método de classificação utilizado no TSB provavelmente apresentará um desempenho inferior, com um número maior de classes. Por outro lado, um menu tem algumas desvantagens de desempenho que devem ser levadas em consideração, sendo que intuitivamente, o pior caso é representado pela opção mais distante da opção atual.

A Figura 14 apresenta um exemplo de como a IC desenvolvida neste trabalho é apresentada ao usuário no monitor da cadeira de rodas, mostrando as opções disponíveis no ambiente inteligente. A opção atual da IC é destacada no centro,

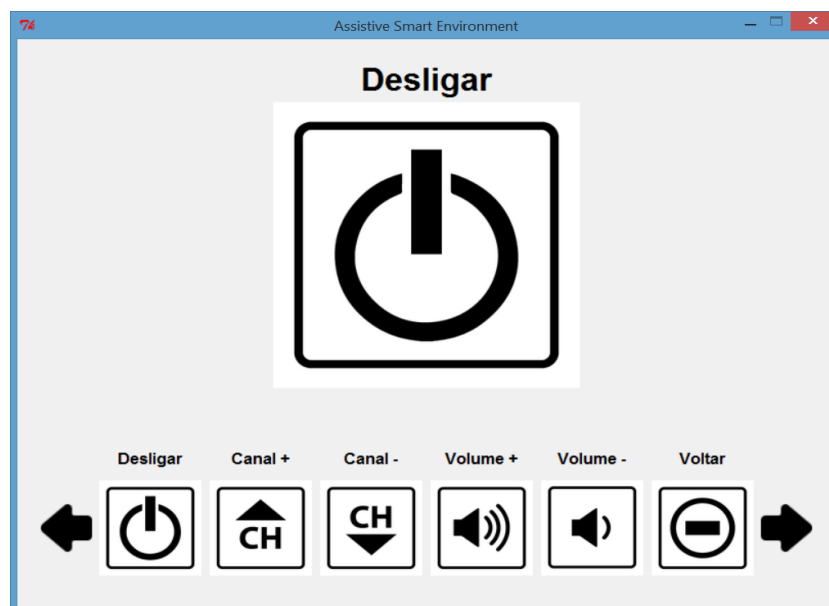
enquanto as outras possibilidades estão listadas na parte inferior da interface. Apenas uma opção pode ser selecionada, e atuada, em um determinado momento.

Figura 14 – Menu da Interface de Controle (IC).



A Figura 15 apresenta um submenu da interface, o qual é aberto quando o usuário seleciona a opção Televisão. Nela estão presentes seis opções de comando: “Desligar”, “Canal +”, “Canal -”, “Volume +”, “Volume -” e “Voltar”. A diferença entre o comando “Desligar” e “Voltar” é que o primeiro fecha a interface e desliga a televisão e o segundo fecha a interface, mas mantém a televisão ligada.

Figura 15 – Submenu Televisão da Interface Gráfica.

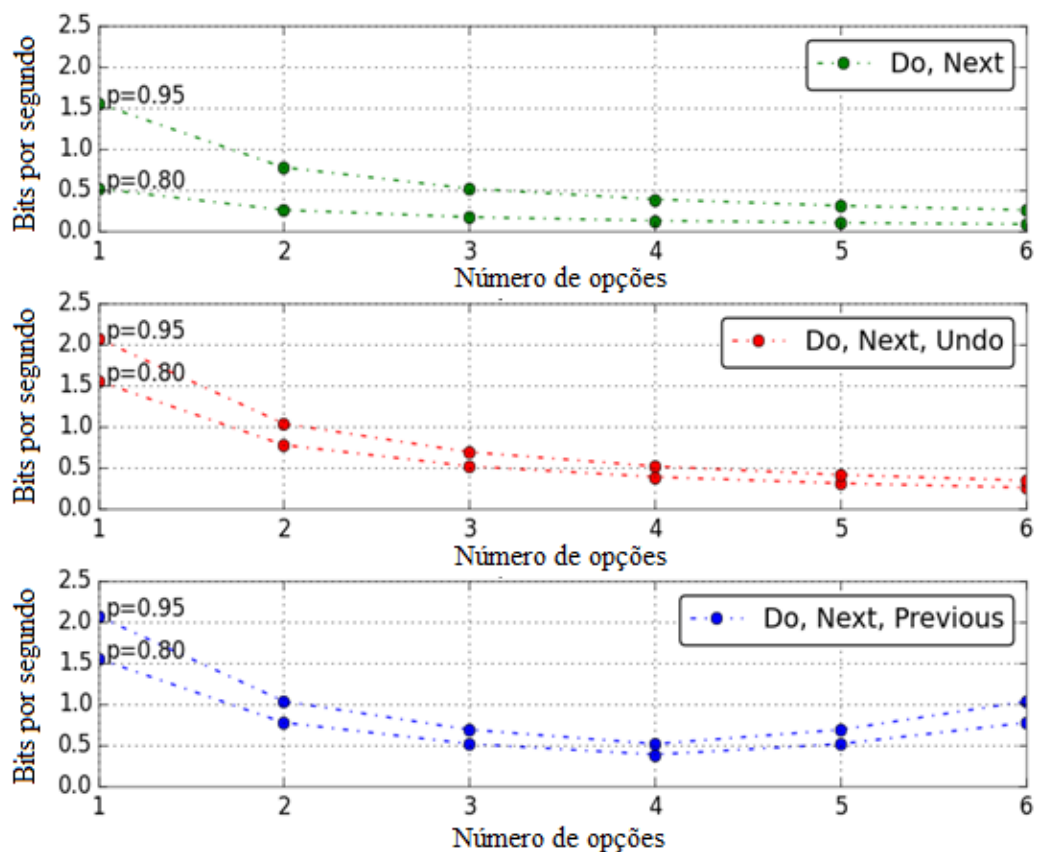


### 4.3.1 Projeto da Interface de Controle

O próximo passo é descobrir o número ideal de comandos lógicos para a IC, já que essa escolha afeta a maneira em que o usuário irá navegar pelo menu. Em particular, a principal alternativa é entre navegação unidirecional e navegação bidirecional. Serão avaliadas três abordagens de interação.

Na primeira abordagem será considerada uma configuração com três comandos. Os comandos podem ser identificados como *Do* (faça), *Next* (próximo) e *Previous* (anterior). O comportamento é claro: o comando *Do* liga / desliga o equipamento representado pela opção destacada no momento, invertendo seu estado atual (desligado / ligado); o comando *Next* destaca a opção seguinte (à direita) na sequência, e o comando *Previous* destaca a opção anterior (à esquerda). Se a opção destacada no momento é a opção mais à direita da interface (última), a próxima será a opção mais à esquerda da interface (primeira), e vice-versa. Foram comparados os resultados obtidos nessa configuração com a que considera outras abordagens de navegação (Figura 16).

Figura 16 – Comparação da utilidade (Utility) para  $N = 6$  opções.



A segunda abordagem considerada é mais simples, só permite a navegação unidirecional (ou seja, não incluindo o comando *Previous*), e na terceira abordagem considerada, o comando *Previous* é substituído por um comando *Undo* (desfazer). Nesse caso, o comportamento de desfazer é definido como o estado anterior à última ação executada.

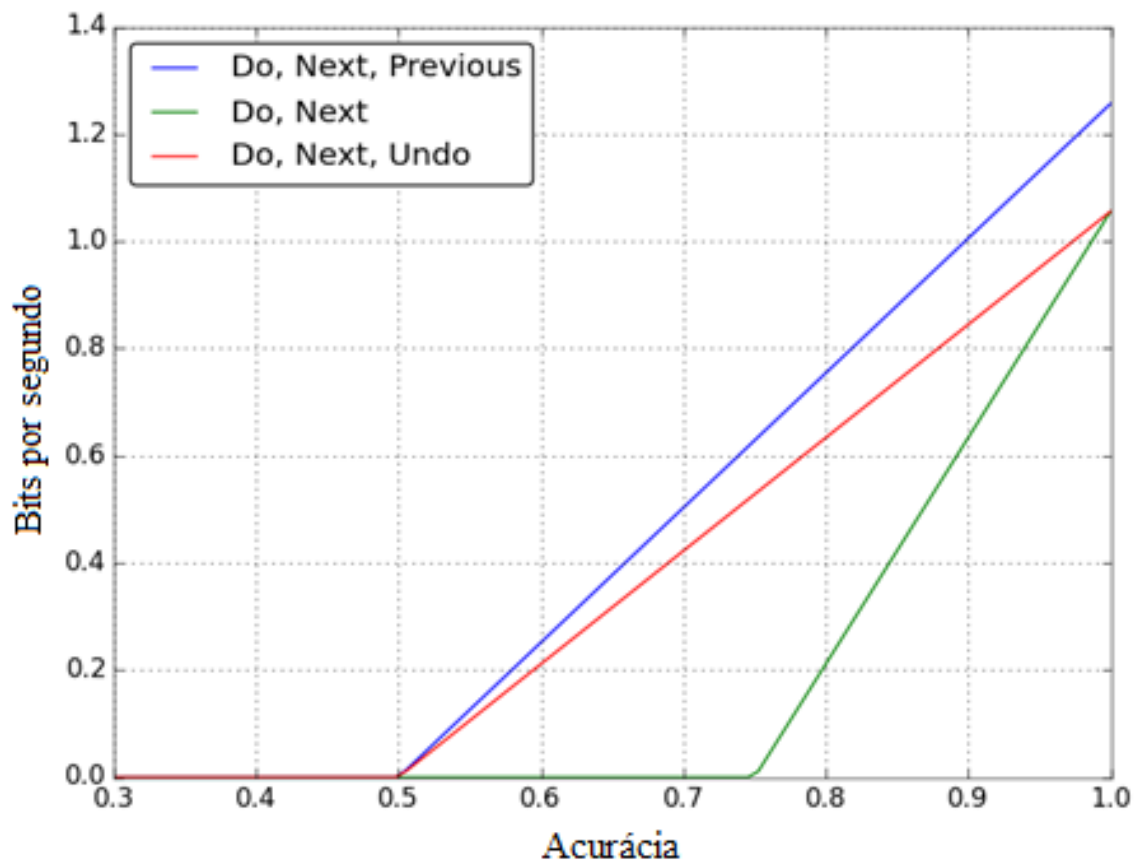
As três curvas representam as três abordagens de interação, respectivamente. Em todos os casos, a primeira opção é destacada, de modo que a distância da mesma é igual a zero. Usando a navegação unidirecional com ou sem a possibilidade de desfazer o comando, a distância  $d$  varia de zero a cinco; em contrapartida, com a introdução do comando *Previous*, a sexta opção estará a uma distância  $d$  igual a 1.

Pode-se observar uma redução no desempenho ao tentar operar equipamentos mais distantes, no menu de opções, da opção atual. No entanto, ao permitir a navegação em ordem inversa, a abordagem bidirecional atenua essa queda de desempenho e, no pior dos casos, ela acontece para as opções centrais da interface. Para o caso de  $N$  igual a 6 opções, o pior caso acontece para a distância  $d$  igual a 3 da opção atual. Para calcular o desempenho global do sistema, considere-se uma Utilidade média como a média aritmética da Utilidade para os possíveis valores de distância.

A Figura 17 mostra a diferença entre a Utilidade média para diferentes abordagens de navegação. Para uma precisão  $p$  menor do que 0,5, a saída é mais provável errada do que correta, então, o sistema operaria um equipamento indesejado ou navegaria o menu na direção oposta.

A curva bidirecional sugere que o desempenho irá reduzir de uma forma mais suave para os indivíduos com menos precisão. Por outro lado, a navegação unidirecional é utilizável apenas com altos valores de precisão. Este poderia ser o caso de um controle biológico muito eficiente, mas, na maioria das situações, a taxa de erro é significativa (cerca de 10 a 15%). Além disso, a grande variabilidade no desempenho entre indivíduos nos levou a observar pouca precisão em, pelo menos, alguns indivíduos.

Figura 17 – Comparação entre a Utilidade média utilizando as três abordagens de navegação para um menu com  $N = 6$  opções.



## 5 INTERFACE BASEADA EM SINAIS DE VOG

Este capítulo apresenta a segunda Interface Humano-Máquina (IHM) desenvolvida neste trabalho. Ela baseia-se em sinais de videoculografia (VOG), a qual, através do rastreamento do movimento dos olhos, calcula o ponto da tela do monitor que o usuário está olhando (técnica conhecida como *eye tracking*). O dispositivo utilizado para essa finalidade é o *Eye Tracker*.

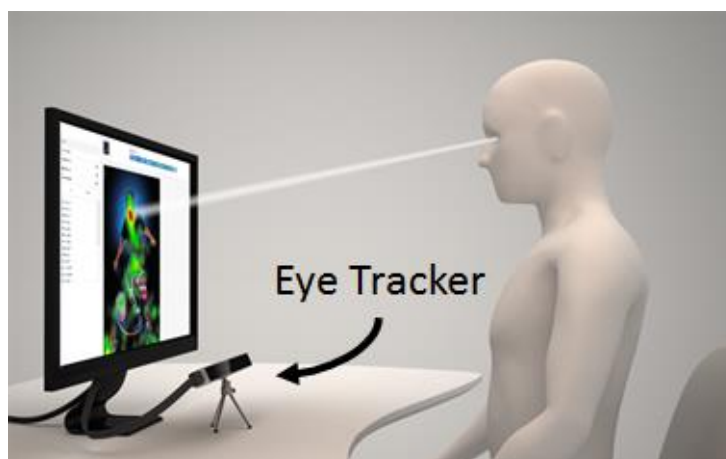
### 5.1 EYE TRIBE TRACKER

Um dispositivo equipado com *eye tracking* permite aos usuários utilizar o movimento dos olhos como uma modalidade de IHM, podendo ser combinada com outros dispositivos de entrada, como mouse ou teclado e possibilitar diversas aplicações.

O *Eye Tribe Tracker* é um sistema de rastreamento dos olhos que pode calcular o ponto em que o usuário está fixando o olhar, por meio de informações extraídas do seu rosto e olhos. As coordenadas do ponto são calculadas em relação à tela do monitor em que o usuário está olhando, e são representadas por um par  $(x, y)$  indicadas no sistema de coordenadas da tela.

A fim de acompanhar o movimento dos olhos do usuário e calcular as coordenadas do ponto do olhar, o *Eye Tracker* deve ser colocado abaixo da tela e apontado para o usuário (Figura 18).

Figura 18 – Posicionamento do *Eye Tracker*.



Fonte: Adaptado de The Eye Tribe (2016).



O usuário deve ser posicionado centralizado, na frente do monitor, a uma distância de 45 a 75 cm. O ângulo do *eye tracker* deve ser ajustado para apontar para o rosto do usuário usando um tripé, como mostrado na Figura 19.

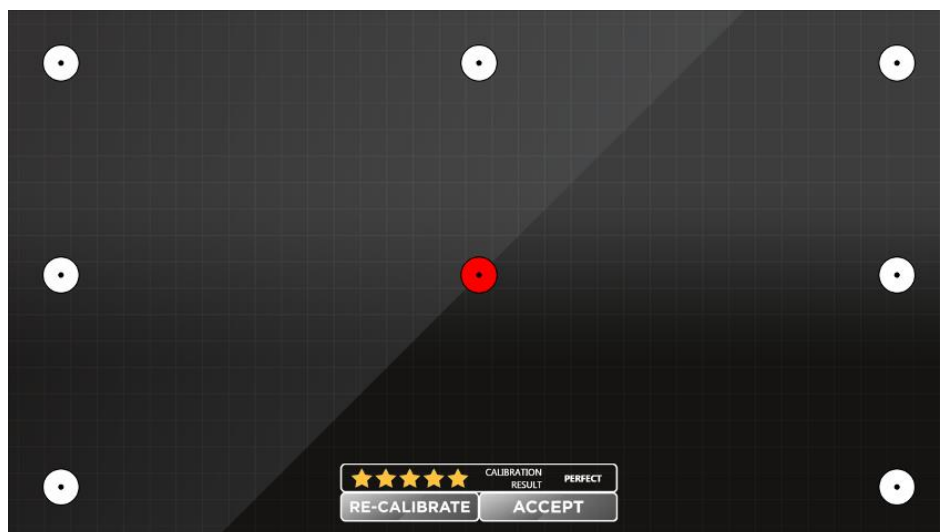
Figura 19 – Usuário posicionado na frente do *Eye Tracker*.



Fonte: The Eye Tribe (2016).

Uma vez que o usuário esteja na posição correta, pode-se realizar a calibração do *Eye Tracker*. A calibração é um procedimento simples que consiste em seguir com os olhos um círculo apresentado na tela, sendo de duração total de cerca de um minuto. O usuário não deve mover a cabeça durante a calibração. Depois que a calibração for bem sucedida, obtém-se uma indicação da qualidade da calibração (de 1 a 5 estrelas), como apresentada na Figura 20.

Figura 20 – Janela de avaliação da calibração do *Eye Tracker*.

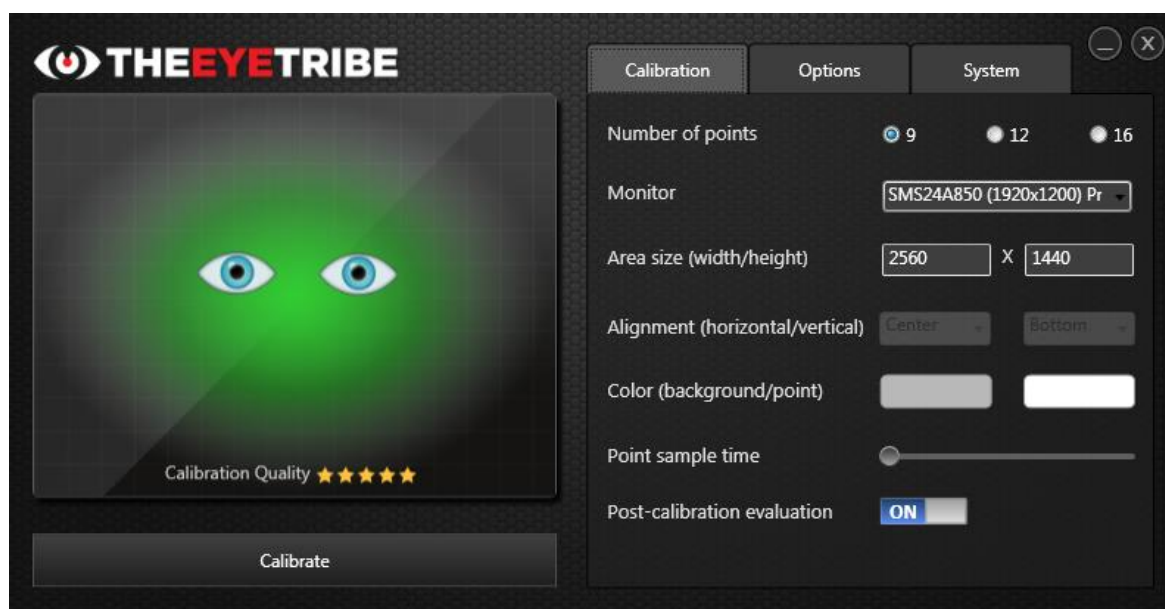


A janela de avaliação é apresentada imediatamente após uma calibração concluída, fornecendo uma indicação da qualidade da calibragem. Isto é feito através da apresentação de vários círculos de fundo branco que alteram para vermelho quando olhados. Na parte inferior da janela de avaliação existe a opção de calibrar novamente a fim de melhorar a calibração, ou aceitar a calibração atual. Quanto melhor for a calibração, maior a precisão do *Eye Tracker*.

Assumindo que o usuário se senta cerca de 60 cm de distância do *Eye Tracker*, esta precisão corresponde a um erro médio na tela de 0,5 a 1 cm. Após a calibração, o dispositivo está pronto para ser utilizado, fornecendo as coordenadas do ponto da tela que o usuário está olhando.

Após aceitar a calibração, é apresentado ao usuário a *trackbox*. A *trackbox*, apresentada na Figura 21, serve como um guia para determinar se o usuário está dentro do espaço monitorado pelo sistema. Além disso, é útil para verificar se o rastreamento é funcional, proporcionando uma realimentação contínua sobre a qualidade do rastreamento.

Figura 21 – *Trackbox* indicando a qualidade do rastreamento.



A depender da qualidade do rastreamento, a cor do fundo da *trackbox* pode ser verde (melhor), amarela ou vermelha (pior). A Figura 22 mostra uma série de estados diferentes que podem ser apresentados pela *trackbox*.

Figura 22 – Possíveis condições de rastreamento.



Fonte: The Eye Tribe (2016).

A imagem de fundo verde indica que o usuário ou está posicionado corretamente, e rastreamento é bom. Se o fundo é amarelo, o usuário ou o dispositivo deve ser reposicionado. A janela com fundo vermelho indica que o rastreamento não está acessível. Por fim, o dispositivo pode não estar conectado.

## 5.2 TRADUTOR DE SINAIS BIOLÓGICOS (TSB)

Como o *Eye Tracker* detecta e rastreia as coordenadas da fixação do olhar do usuário na tela, isto permite que os desenvolvedores criem aplicações que possam ser controladas dessa forma.

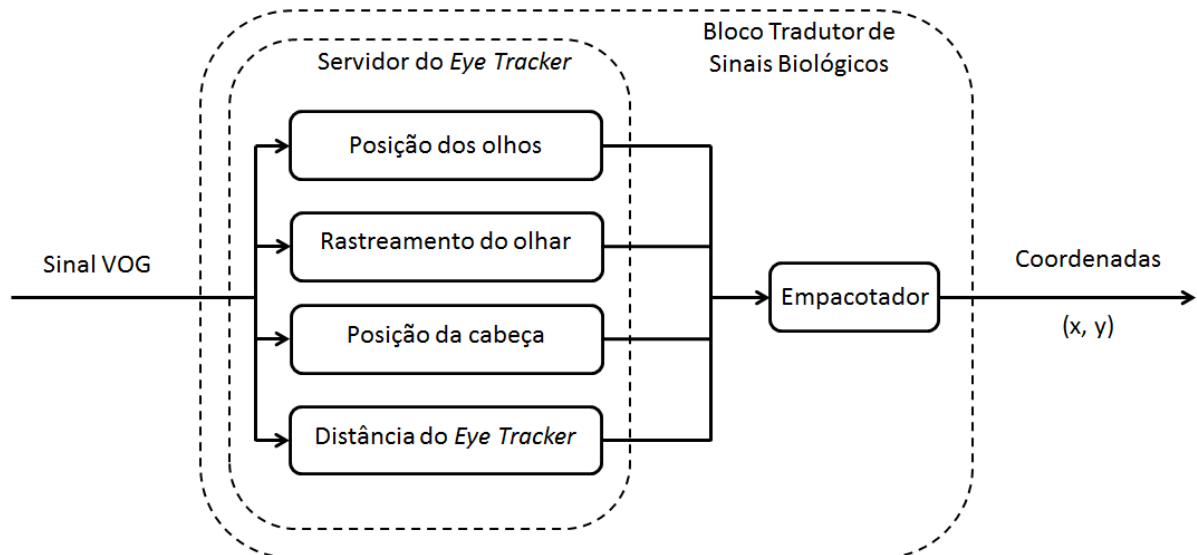
O *software* do *Eye Tracker* é baseado em uma Interface de Programação de Aplicativos (API, do inglês, *Application Programming Interface*) aberta que permite que as aplicações (clientes) se comuniquem com o servidor do *Eye Tracker* para

obter as coordenadas de fixação do olhar. A comunicação se baseia em mensagens enviadas de forma assíncrona, via *Socket*, do tipo Protocolo de Controle de Transmissão (TCP, do inglês, *Transmission Control Protocol*).

O processo de comunicação entre a aplicação (em *Matlab*) e o *Eye Tracker* é feita pelas funções *DataAcquisition* e *Configuration Acquisition*, por meio de um subservidor em *Python*, que recebe os dados do servidor do *Eye Tracker* e, em seguida, envia os comandos para a aplicação. O subservidor em *Python* é necessário, pois o *Matlab* não tem boa funcionalidade *multithreading*.

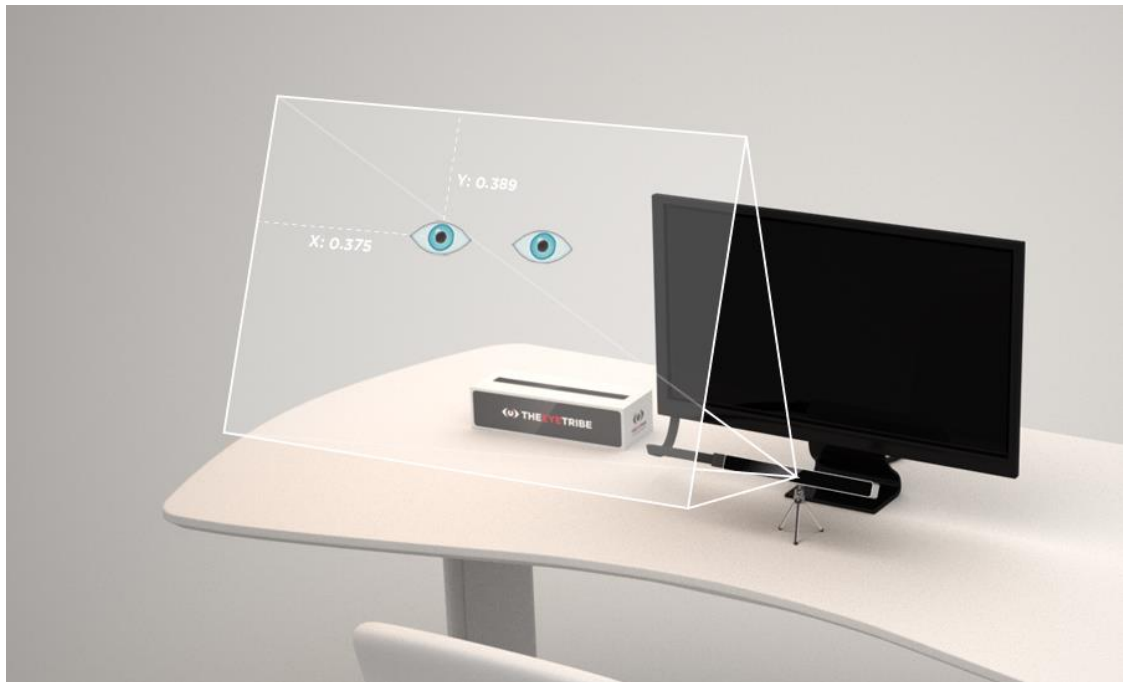
A Figura 23 retrata o bloco funcional do TSB, bem como suas entradas e saídas.

Figura 23 – Estrutura Funcional do Bloco TSB usando o SDK do *Eye Tracker*.



O SDK do *Eye Tracker* processa o sinal capturado do usuário e as coordenadas do ponto de fixação do olhar na tela. Para calcular essas coordenadas, o *software* do *Eye Tracker* leva em consideração a posição da cabeça, a posição dos olhos, o movimento dos olhos e a distância entre o *Eye Tracker* e os olhos do usuário. Neste trabalho foram utilizadas, em média, de 20 a 50 leituras por segundo. A Figura 24 identifica a referência da tela do monitor que é utilizada para calcular as coordenadas do ponto de fixação do olhar do usuário.

Figura 24 – Referência da tela para o cálculo das coordenadas do ponto de fixação do olhar do usuário.



Fonte: The Eye Tribe (2016).

### 5.3 INTERFACE DE CONTROLE (IC)

As estratégias mais divulgadas de aplicações do rastreamento de olhar para as interfaces já existentes são usar o olhar para executar tarefas tanto de apontamento quanto de seleção. Essa ideia está baseada no trabalho de Glenstrup e Engell-Nielsen (1995) que mostraram que há relação entre o interesse dos indivíduos e o que eles estão olhando. O modelo construído por Card, Moran e Newell (1980) prevê inclusive o tempo  $T$  gasto para a execução de tarefas de apontamento com o uso de dispositivos tradicionais, como o mouse. A equação 7 mostra uma versão simplificada do modelo:

$$T = T_M + T_V + T_P + T_R \quad (7)$$

Nesse modelo, a sub-tarefa motora (isto é, mover efetivamente o dispositivo para a posição correta) gasta um tempo  $T_P$ . Ela é precedida por uma tarefa cognitiva, que leva um tempo  $T_M$  e por uma tarefa visual (isto é, a busca visual do alvo em questão) que leva um tempo  $T_V$ . Finalmente,  $T_R$  é o tempo de resposta do sistema. Embora haja evidências de que esse modelo não é preciso (HOMOF e KIERAS, 1999), ele

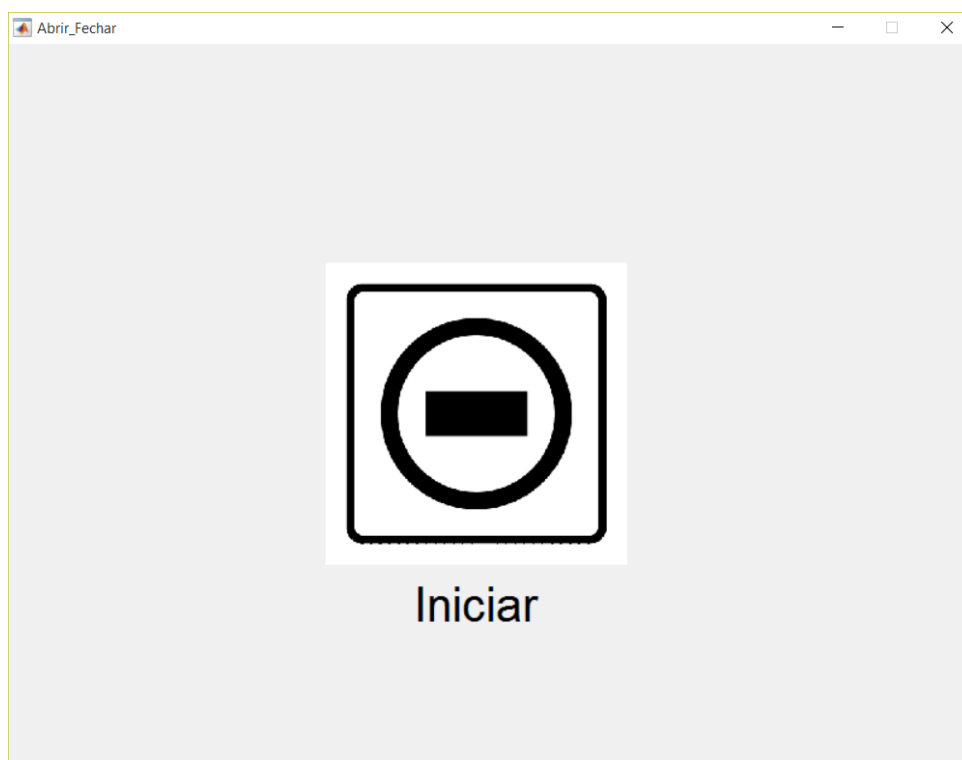
ainda traz uma estimativa razoável e justifica os esforços no sentido de aplicar o rastreamento de olhar para a execução de tarefas de apontamento.

Entretanto, o rastreamento direto do olhar (mais especificamente, das fixações do olhar) a um comando de seleção do sistema cria o problema identificado por Jacob (1990), chamado de “Toque de Midas” – uma seleção pode ser ativada em qualquer posição da tela observada pelo usuário, tenha ele a intenção de fazê-la ou não.

Assim, após a filtragem dos dados do *Eye Tracker*, um desafio desta pesquisa foi evitar o problema do Toque de Midas, implementando mecanismos para que o usuário indique quando realmente deseja executar um comando de seleção. Neste trabalho, esse problema foi resolvido através da implementação de um tempo de latência, no qual a seleção é efetuada somente após um intervalo de tempo.

Uma opção importante que foi levada em consideração na elaboração do sistema é que o usuário foi capaz de ligar / desligar o sistema por si só. Isto é feito através da interface apresentada na Figura 25. Assim, para ligar o sistema, o usuário deve olhar, durante 2 s, para o ícone central (quadrado), e assim, o sistema será ligado e abrirá a interface apresentada na Figura 26.

Figura 25 – Interface inicial para ligar o sistema.



Para este trabalho, o *Eye Tracker* foi combinado com um mouse ocular, assim, para acionar cada uma das opções mencionadas, o usuário precisa mover o cursor do mouse, através do movimento dos seus olhos, para dentro de um dos ícones, e permanecer com o cursor por 1 s dentro do ícone desejado. Assim, é reconhecido o comando referente àquele ícone e, neste momento, o fundo do ícone é alterado para amarelo. Por exemplo, na Figura 26 o ventilador e o rádio estão ligados, enquanto a TV e a lâmpada estão desligadas. Além disso, no ícone central está o comando “Fechar”, que desliga o sistema. Se o comando “Fechar” for selecionado, ele fecha a interface, mas mantém todos os equipamentos em seu estado atual (ligado ou desligado). O fundo dos ícones permanece amarelo enquanto os equipamentos estiverem ligados, voltando a ficar branco quando são desligados. Quando a IC interpreta o comando, o mesmo é enviado ao microcontrolador mestre, através de uma comunicação serial.

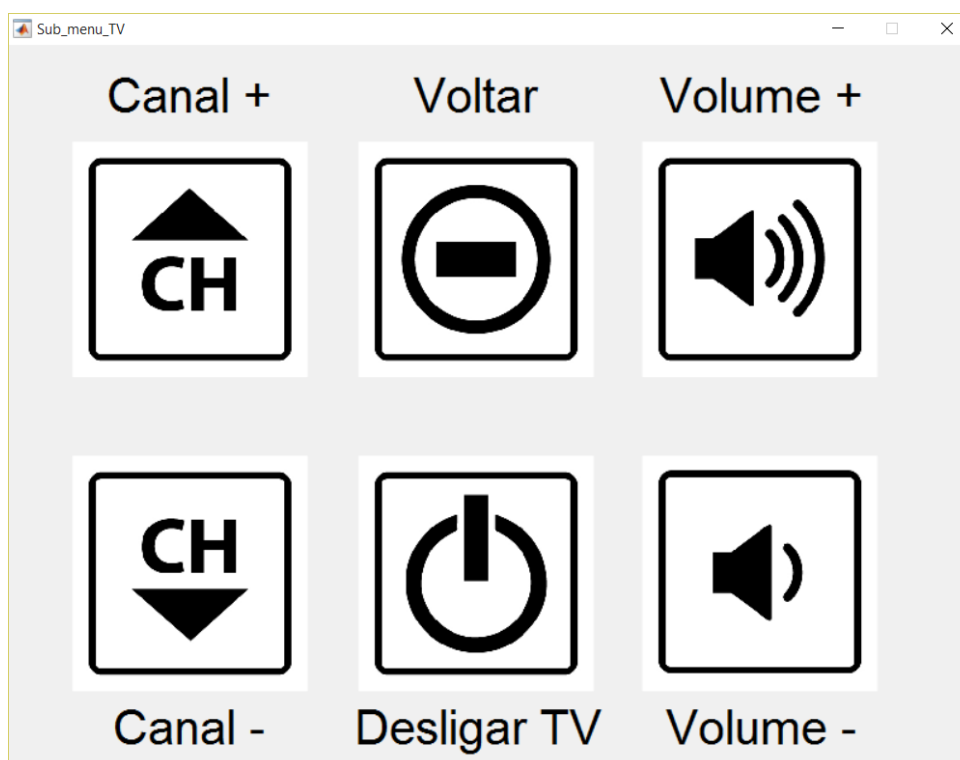
Figura 26 – Estado dos equipamentos disponíveis na IC.



Diferentemente dos outros equipamentos, para a televisão existe um submenu. Assim, quando o usuário dá o comando para ligar a TV na Figura 26, o sistema apresenta um submenu, mostrado na Figura 27, com opções para mudar o canal "para cima" (Canal +) ou "para baixo" (Canal -), e "aumentar" (Volume +) ou "diminuir" (Volume -) o volume. E também as opções de "Voltar" ao menu principal e

“Desligar” o sistema. Vale ressaltar que nesta interface, os ícones permanecem com fundo branco, mas quando um comando é reconhecido, o fundo é alterado para amarelo durante 1 s e depois volta a ficar branco novamente. A diferença entre o comando “Voltar” e o comando “Desligar” é que o primeiro fecha o submenu TV e mantém a TV ligada, enquanto o segundo fecha o submenu TV e também desliga a TV.

Figura 27 – Submenu para a opção Televisão.



### 5.3.1 Projeto da Interface de Controle

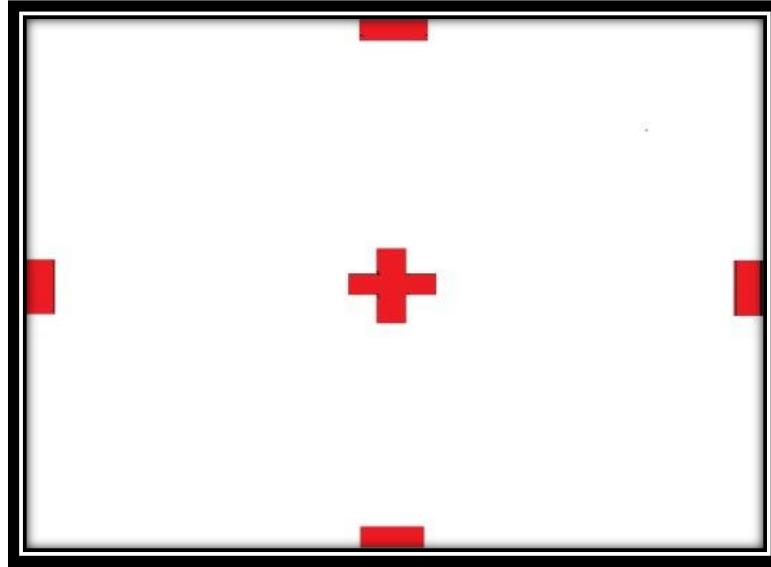
Para definir o tamanho dos ícones das interfaces desenvolvidas e estabelecer o período de latência para reconhecer um comando, foram realizados quatro testes preliminares com dez voluntários.

O primeiro teste foi realizado para calcular a distância (*offset*) entre o ponto de interesse (alvo) e o ponto que o usuário está realmente olhando. A Figura 28 foi utilizada para estimar o erro devido ao *offset* entre um ponto de referência e o ponto que o *Eye Tracker* está fornecendo como saída. Neste teste, foi pedido ao voluntário



que olhasse durante 3 s para cada um dos polígonos vermelhos em uma ordem pré-determinada.

Figura 28 – Teste para estimar o *offset* do dispositivo.



Os dados foram salvos, e o erro foi calculado usando a equação (8):

$$Erro = \frac{\sum_{n=1}^{max} |P_{ref} - P_{ET}|}{max}, \quad (8)$$

onde  $P_{ref}$  é a posição de referência,  $P_{ET}$  é a posição calculada pela *Eye Tracker* e  $max$  é o número de medições realizadas.

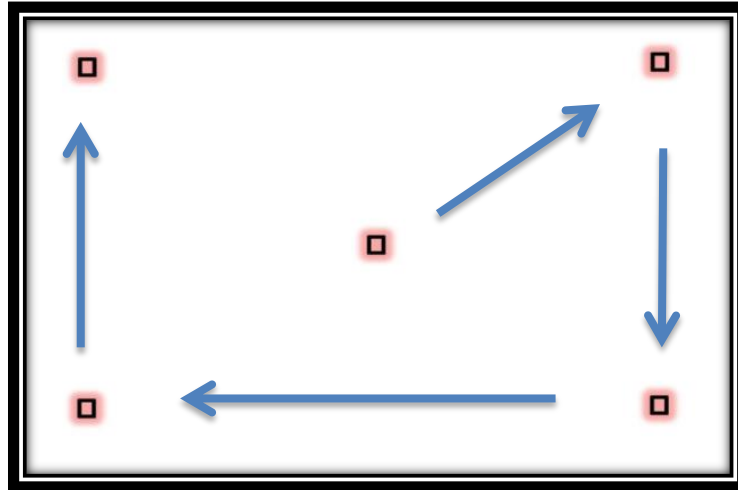
A Tabela 1 apresenta os valores encontrados para os testes realizados.

Tabela 1 – *Offset* do dispositivo.

<b>Eixo</b>	<b>Erro Médio</b>	<b>Desvio Padrão</b>
X(Pixels)	6,3	2,0
Y(Pixels)	0,6	0,2
X(cm)	1,45	0,40
Y(cm)	0,60	0,08
X(°)	0,5	0,10
Y(°)	0,3	0,05

O segundo teste realizado mediu o tempo que o usuário leva para olhar para o alvo, desde o aparecimento do mesmo na tela (tempo de latência do usuário). A Figura 29 mostra o teste realizado para estimar o período de latência.

Figura 29 – Teste para estimar a latência do dispositivo.



Neste teste, o usuário deve seguir o alvo que muda de posição na tela a cada 3 s. O tempo que o usuário leva para olhar para o alvo (latência do usuário) é calculado pela equação (9):

$$Latência = \frac{\sum_{n=1}^{max}(T_{alvo} - T_{usu})}{max}, \quad (9)$$

onde  $T_{alvo}$  é o instante que o alvo aparece na tela para o usuário,  $T_{usu}$  é o instante que o usuário olha para o alvo pela primeira vez, e  $max$  é o número de medições realizadas.

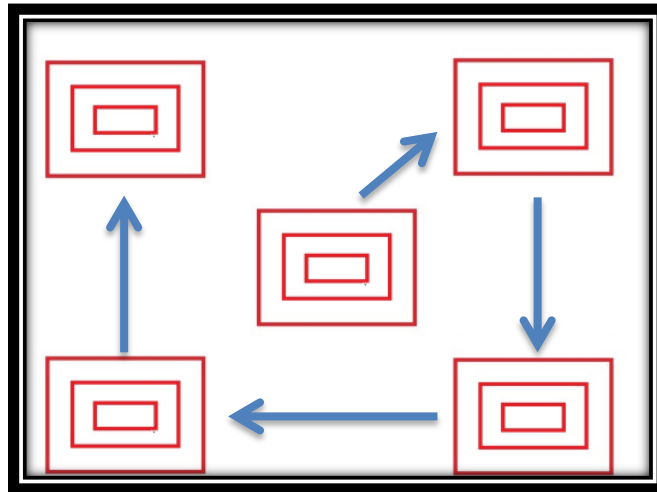
De acordo com a documentação do *Eye Tracker* (2016), a latência do dispositivo é de aproximadamente 16 ms e o tempo de resposta do olho humano para pessoas saudáveis é de aproximadamente 200 ms. A Tabela 2 apresenta os valores obtidos com o teste para o tempo de latência do equipamento e do usuário.

Tabela 2 – Latência do dispositivo e usuário.

Tipo de Latência	Tempo médio (ms)	Desvio Padrão (ms)
Latência do Dispositivo	40	33
Latência do Usuário	192	45

O terceiro teste foi realizado para calcular a variação da fixação do olhar do usuário considerando ícones de tamanhos diversos. A Figura 30 mostra o teste realizado para avaliar diferentes tamanhos de janela de comando.

Figura 30 – Janelas concêntricas utilizadas no teste.



Neste teste, uma janela com três retângulos concêntricos (150, 100 e 50 pixels de tamanho) é apresentada durante 3,0 s. Em seguida, a janela se move na tela em cinco posições diferentes. Os dados medidos são avaliados para saber o percentual de fixações do olhar obtido dentro de cada janela e identificar o tamanho do ícone mais apropriado para o usuário. A Tabela 3 mostra os valores encontrados.

Tabela 3 – Percentual de fixações do olhar dentro dos diferentes tamanhos de janelas avaliados.

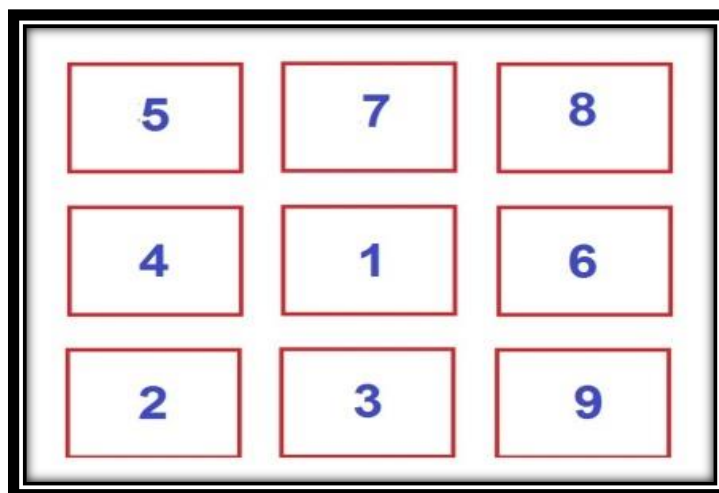
<b>Tamanho do Quadrado (pixels)</b>	<b>Fixações dentro da janela (%)</b>	<b>Desvio Padrão (%)</b>
150	99	0,3
100	94	2,2
50	90	2,7

O quarto teste foi realizado para medir a quantidade de comandos que o usuário consegue dar por unidade de tempo.

A Figura 31 mostra o teste realizado para quantificar a velocidade média de comandos, ou ainda, avaliar o tempo mínimo necessário para que o usuário dê um comando sem piorar a taxa de acerto. O sistema possui uma aplicação gráfica com

nove quadrados (comandos) numerados de 1 a 9. O usuário deve mover o cursor do *mouse*, a fim de dar os comandos em ordem numérica crescente, isto é, do 1 ao 9.

Figura 31 – Avaliação da velocidade de comando.



Foram utilizados três intervalos de tempo para avaliar se os voluntários seriam capazes de dar os comandos sem erros (0,5; 1,0 e 2,0 s). A Tabela 4 mostra os valores encontrados. A dificuldade nesse teste consiste em o usuário procurar qual é o comando que ele deve dar, evitando dar comandos indesejados durante sua procura.

Tabela 4 – Avaliação do intervalo ideal de comando.

<b>Intervalo de tempo de comando (s)</b>	<b>Tempo Total (s)</b>	<b>Erro Médio</b>
0,5	7,5	0,2
1,0	11,2	0
2,0	21,6	0

A Interface de Controle desenvolvida neste trabalho utilizou os resultados dos diferentes testes de avaliação para garantir maior confiabilidade e conforto do usuário. Com base nestes testes preliminares realizados, observou-se que para uma interface com até seis janelas de comandos de tamanho de 200 x 150 pixels cada uma e com intervalo de tempo necessário para reconhecer um comando de 1,0 s, a taxa de acerto do sistema esperada é superior a 99%.

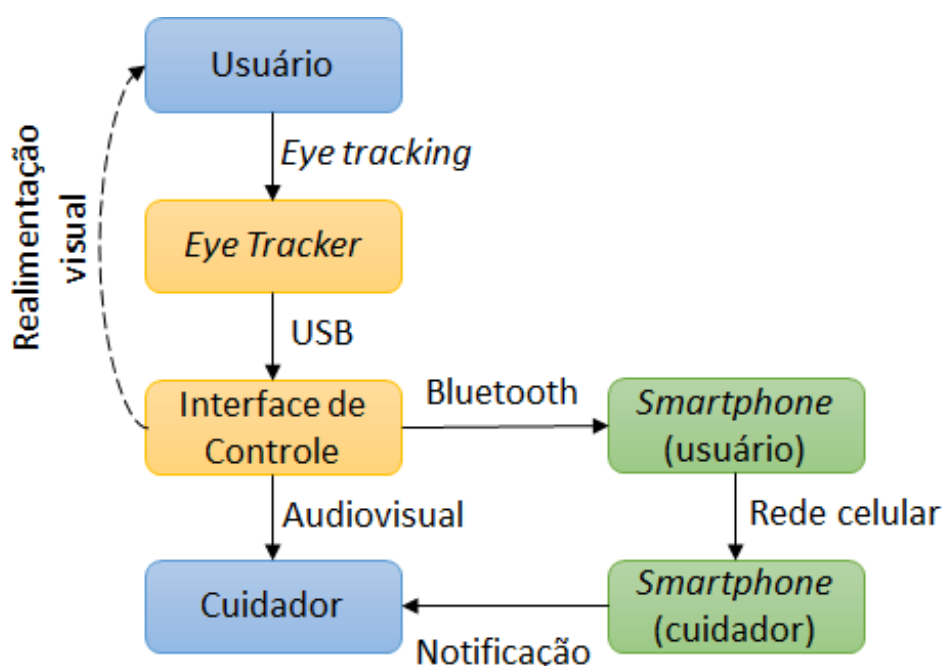
## 6 COMUNICAÇÃO AUMENTATIVA E ALTERNATIVA (CAA) E CONTROLE DE AMBIENTE VIRTUAL (AV)

Neste capítulo são apresentadas outras aplicações do *Eye Tracker* (pois é o dispositivo menos intrusivo e que possui o melhor desempenho), que foram desenvolvidas neste trabalho, além do controle de equipamentos do ambiente inteligente, que foi apresentado no Capítulo 5. A primeira aplicação é um sistema de Comunicação Aumentativa e Alternativa (CAA), no qual o objetivo é facilitar ou mesmo proporcionar a comunicação entre o usuário e o cuidador ou familiar. E a segunda aplicação é um Ambiente Virtual (AV), o qual simula o Ambiente Inteligente, permitindo que o sistema seja testado mais facilmente pelos futuros usuários.

### 6.1 COMUNICAÇÃO AUMENTATIVA E ALTERNATIVA

A Figura 32 apresenta um diagrama de blocos simplificado do sistema de CAA desenvolvido neste trabalho, no qual o objetivo é facilitar ou proporcionar a comunicação entre o usuário e o cuidador ou familiar. Essa comunicação foi dividida em comunicação à distância (através do aplicativo desenvolvido para um *smartphone*) e comunicação local.

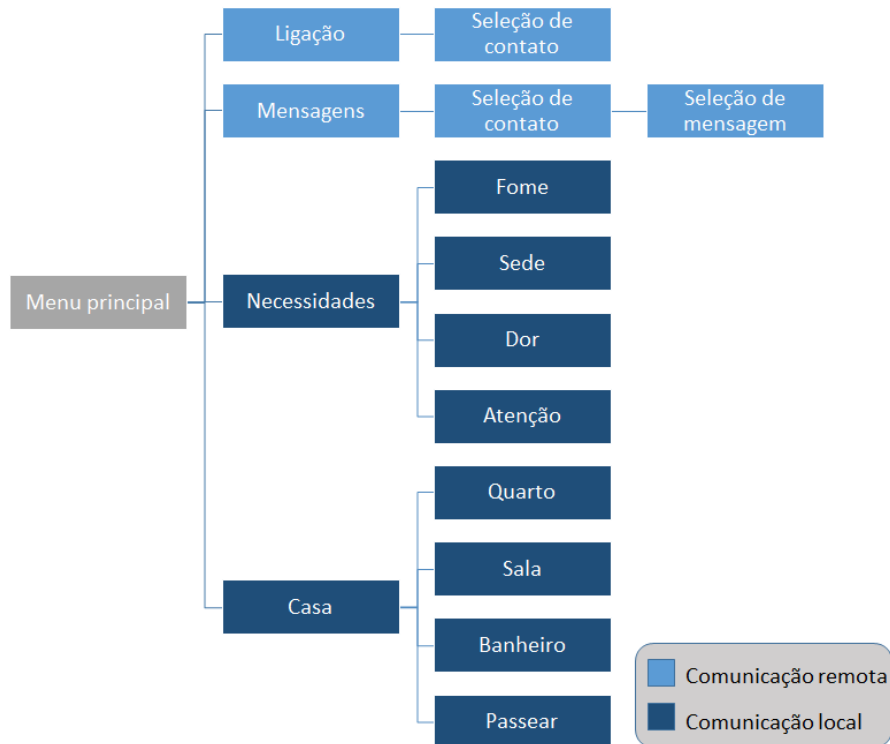
Figura 32 – Diagrama de blocos funcional do sistema de CAA.



### 6.1.1 Interface de Controle (IC)

A Figura 33 apresenta a estrutura da interface de controle do sistema, onde estão descritas todas as possibilidades de comunicação.

Figura 33 – Estrutura da interface de controle do sistema de CAA.



A interface está dividida em quatro blocos, sendo os dois primeiros destinados à comunicação à distância (retângulos com fundo azul escuro), e os dois últimos destinados à comunicação local do usuário (retângulos com fundo azul claro).

A Figura 34 apresenta o Menu Principal da Interface de Controle (IC), visualizada na tela do computador, o qual é para onde o usuário deve olhar para dar os comandos do sistema. A IC está dividida em cinco comandos: “Ligação”, “Mensagem”, “Necessidades”, “Casa” e “Voltar”. Para executar um comando, o usuário deve olhar durante 1 s para dentro de um dos cinco ícones (quadrados). Através do recurso de controlar o cursor do *mouse* com o *Eye Tracker*, o usuário tem uma realimentação visual.

Os comandos “Ligação” e “Mensagem” são para a comunicação à distância, realizada através do aplicativo para o *smartphone*. A comunicação com o

*smartphone* é via *Bluetooth*. Os comandos “Necessidades” e “Casa” são para a comunicação local com o cuidador ou parentes. E o comando “Voltar” serve para fechar o programa.

Figura 34 – Menu principal do sistema de CAA.



Para a realização da comunicação à distância, foi desenvolvido um aplicativo para dispositivos móveis, que será apresentado adiante. Na interface de controle, a comunicação à distância está representada pelos dois quadrados superiores (direita e esquerda), que possibilitam as opções de realizar ligações telefônicas e enviar mensagens de texto (SMS), respectivamente. Nos dois casos, é possível escolher dentre quatro possíveis contatos, cadastrados previamente, sendo também possível escolher dentre quatro mensagens pré-definidas para enviar.

Os dois quadrados inferiores do Menu Principal foram desenvolvidos para facilitar, ou mesmo possibilitar, a comunicação local. O quadrado “Necessidades” possui as opções “Fome”, “Sede”, “Dor” e “Atenção”, e o quadrado “Casa” apresenta as opções de demonstrar a vontade de ir para o Quarto, Sala, Banheiro ou Passear.

A Figura 35 ilustra o comando “Fome” sendo acionado. Para dar esse comando, o usuário precisa fixar o olhar por 1 s dentro do ícone correspondente. Quando o

comando é reconhecido, o fundo da imagem é alterado de branco para amarelo, durante 1 s, para indicar que o comando foi recebido pelo sistema, e indicar visualmente ao cuidador, que está próximo do usuário, a necessidade do usuário naquele momento. Além disso, o sistema executa um áudio correspondente ao comando. Neste caso, a frase pré-gravada dita no áudio é “Estou com fome!”.

Figura 35 – Exemplo de seleção do comando “Fome”.



A Figura 36 ilustra as opções disponíveis no sub-menu “Casa”, em que o usuário pode comunicar o desejo de se deslocar para outro cômodo, sendo “Quarto”, “Sala” ou “Banheiro”, ou até mesmo passear. Da mesma forma, para dar esse comando, o usuário precisa fixar o olhar por 1 s dentro do ícone correspondente. Quando o comando é reconhecido, o fundo da imagem é alterado de branco para amarelo, durante 1 s, para indicar que o comando foi recebido pelo sistema, e indicar visualmente ao cuidador, que está próximo do usuário, o local para o qual o usuário gostaria de ir naquele momento naquele momento. Além disso, o sistema executa um áudio correspondente ao comando. Por exemplo, a frase pré-gravada dita no áudio é “Quero ir ao banheiro!”.



Figura 36 – Sub-menu com as opções do ícone “Casa”.

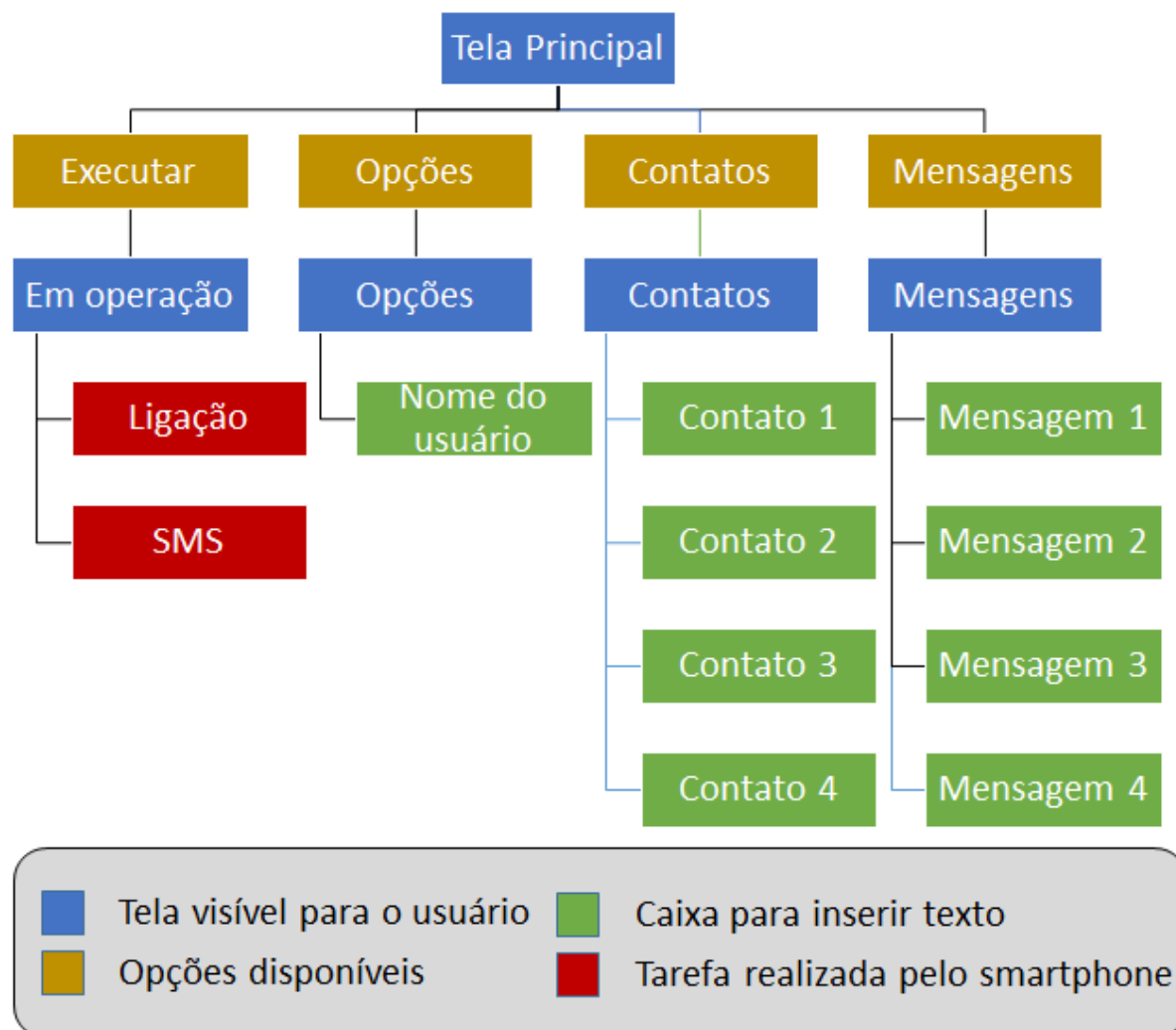


### 6.1.2 Aplicativo CAApp

Para a interação com o sistema de CAA, foi desenvolvido um aplicativo móvel chamado CAApp. Este aplicativo foi desenvolvido para o sistema operacional *Android*, de forma a atender uma grande parcela de *smartphones* disponíveis no mercado. O aplicativo desenvolvido foi implementado no ambiente de desenvolvimento *Android Studio*, e o seu diagrama completo de funcionamento é apresentado na Figura 37.

Previamente à operação do sistema, o *Bluetooth* deve ser ligado no *smartphone* do usuário, e o periférico *Bluetooth* do computador deve ser devidamente pareado. Assim que o aplicativo é executado pelo cuidador ou parentes, a tela principal apresenta as seguintes opções: “Executar”, “Opções”, “Mensagens” e “Contatos”, como mostra a Figura 38a.

Em “Opções”, o cuidador pode cadastrar o nome do usuário, o qual vai assinado nas mensagens de texto. A tela de opções pode ser expandida para atender a novas funcionalidades.

Figura 37 – Estrutura do aplicativo de CAA para *smartphone*.

Em “Contatos”, podem ser cadastrados “Nome” e “Telefone” de quatro contatos de preferência do usuário, como mostra a Figura 38b. O nome do contato é colocado ao início do conteúdo da mensagem, como um vocativo. O nome de cada contato é enviado ao sistema para que o usuário possa visualiza-lo na IC.

Na tela “Mensagens”, o cuidador, juntamente com o usuário, devem cadastrar as quatro mensagens automáticas que podem ser enviadas por meio da IC do sistema. Cada mensagem está associada a um símbolo de exclamação de diferente cor, exibido ao lado da caixa de texto, que pode ser usado como nível de urgência exigida pelo usuário. O conteúdo de cada mensagem pré-definida é enviado para seu respectivo item na IC, assim que o sistema entra em operação.

Figura 38 – a) Menu principal do CAApp. b) Tela de contatos.



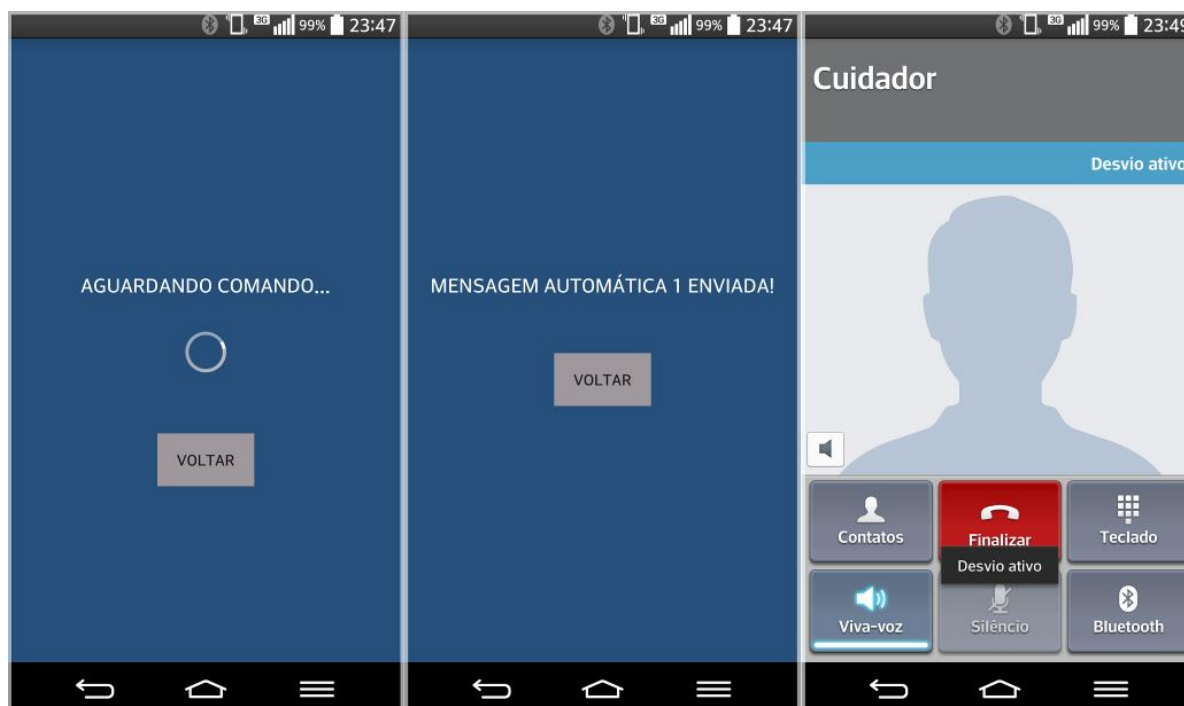
Ao selecionar a opção “Executar”, o *smartphone* conecta-se ao módulo *Bluetooth* integrado ao sistema e executa uma nova tela, na qual permanece aguardando o recebimento de um comando do usuário por meio da interface gráfica do sistema. De acordo com o comando recebido, o *smartphone* deve executar uma entre as opções:

- **Ligação Telefônica:** o aplicativo executa a aplicação de ligação do *smartphone*, utilizando o número de telefone do contato selecionado pelo usuário. Quando a ligação é iniciada, o viva-voz do dispositivo é ligado para que o usuário possa falar sem a necessidade de manter o *smartphone* próximo ao seu rosto.
- **Mensagem de texto (SMS):** o aplicativo envia uma das quatro mensagens automáticas para o número do contato selecionado pelo usuário.

Após a configuração completa do aplicativo, o cuidador deve selecionar a opção “iniciar comunicação”. Neste momento, o aplicativo estabelece a comunicação entre

o *smartphone* e o módulo *Bluetooth* HC-05 e exibe uma nova tela, na qual permanece aguardando o recebimento de um comando do usuário. A Figura 39 apresenta esta tela e duas possíveis tarefas realizadas pelo aplicativo.

Figura 39 – Diagrama dos arquivos desenvolvidos para o aplicativo.

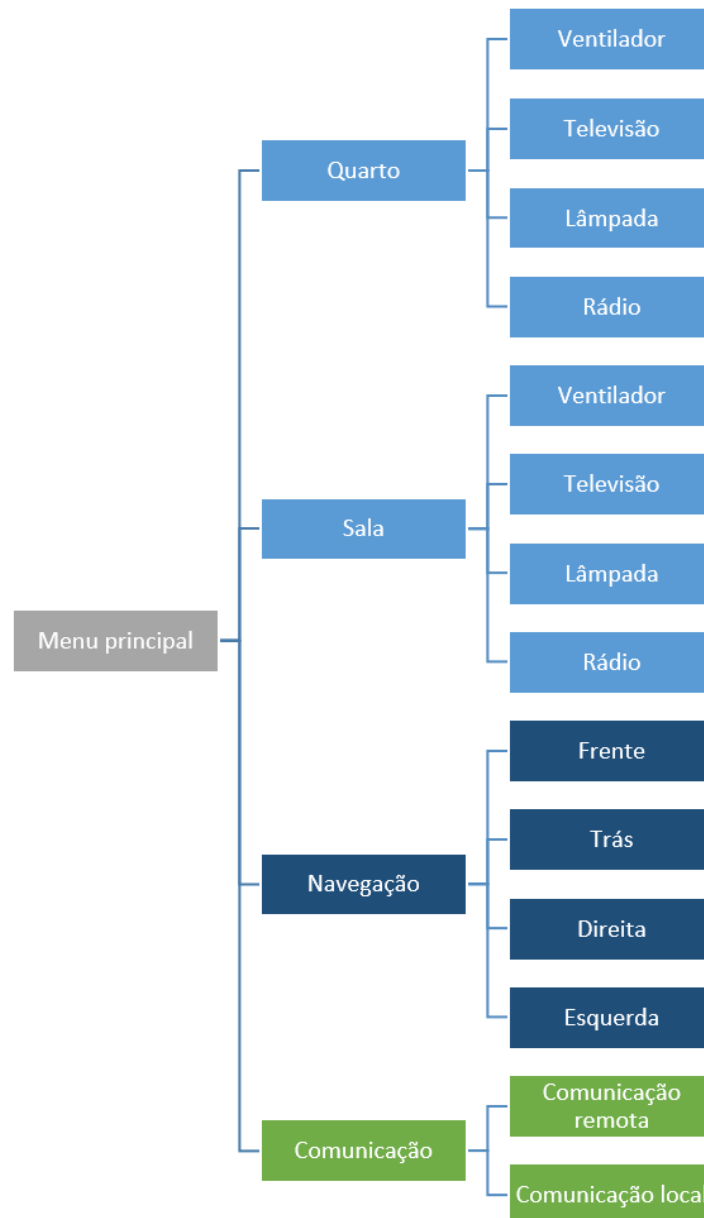


A tela observada à esquerda na Figura 39 aguarda por um comando do usuário. No momento em que o usuário seleciona uma das opções de mensagem de texto na interface gráfica do sistema, o aplicativo recebe o devido comando e o *smartphone* realiza a tarefa pertinente. A tela apresentada no centro da Figura 39 mostra uma confirmação de mensagem enviada, indicando que o usuário optou por enviar a “mensagem automática 1”, no caso. Quando o usuário seleciona a opção de realizar uma ligação telefônica para o cuidador, o *smartphone* inicia sua tarefa nativa de ligação e ativa o viva-voz, como pode ser observado na tela à direita na Figura 39.

## 6.2 AMBIENTE VIRTUAL

O sistema desenvolvido é apresentado em duas partes que se complementam: Interface de Controle (IC) e Ambiente Virtual (AV). A Figura 40 apresenta a estrutura da IC.

Figura 40 – Estrutura da Interface de Controle para o Ambiente Virtual.



Uma IHM pode ser beneficiada com o uso de Ambiente Virtual (AV) (HALTON, 2008). Essa tecnologia tem um amplo campo de utilização, por exemplo, em salas

de aulas virtuais ou simuladores de voo e direção, e vem sendo utilizada desde a década de 70 (KILNER e TORI, 2004).

Em AVs, é comum o uso de *avatares* para representarem os usuários. Os *avatares* são modelos que podem ser usados como substitutos de “pessoas reais” para diversas funções (BADLER, 1997), podendo ter forma humana, animal, realista ou caricaturada (KURLANDER, SKELLY e SALESIN, 1996). Eles ainda podem ser representados por formas tridimensionais, como visto normalmente em jogos e simuladores, ou forma bidimensionais, comumente usadas em ícones de fóruns de internet ou comunicação on-line (FINK, 1999).

Assim, visando o treinamento de usuários para o uso da IHM, foi desenvolvida na Universidade Federal do Espírito Santo – UFES, um AV que simula uma casa com três cômodos. O usuário é representado por um *avatar* com deficiência motora, (usuário de cadeira de rodas), que pode se locomover pela casa utilizando a IHM, onde equipamentos eletrônicos podem ser ligados e desligados pelo usuário.

Nesse sentido, o objetivo desta etapa do trabalho foi apresentar a IHM controlada por rastreamento dos olhos e avaliar tanto sua usabilidade quanto o desempenho do usuário ao utilizar o sistema.

### **6.2.1 Interface de Controle (IC)**

O menu principal da interface possui cinco ícones (quadrados), onde cada ícone corresponde a um comando (Figura 41). As opções “Quarto” e “Sala” correspondem ao conjunto de equipamentos disponíveis para o usuário nesses respectivos cômodos, em que cada cômodo é um ambiente inteligente, como o do Capítulo 5. A opção “Comunicação” é a mesma apresentada na Seção 6.1. A opção “Navegação” é para o controle de locomoção da cadeira de rodas no ambiente virtual, e a opção “Fechar” é para encerrar o uso da interface.

Os comandos da IC são dados através do movimento dos olhos do usuário, utilizando o *Eye Tracker*. Através do recurso de controlar o cursor do mouse com o movimento dos olhos, o usuário pode posicionar o cursor em qualquer ponto da

interface. Para que a IC reconheça um comando, basta que o usuário fixe o olhar sobre um ícone durante 1 s.

Figura 41 – Menu principal da Interface Homem-Computador.



Ao selecionar a opção “Quarto” ou “Sala”, são apresentadas ao usuário quatro opções de equipamentos, além da opção de fechar essa interface e retornar à interface principal (Figura 42). O ventilador do quarto e o ventilador da sala, por exemplo, são equipamentos diferentes um do outro, e possuem interfaces correspondentes, apesar de terem a mesma aparência.

Quando um equipamento é ligado, o fundo dele na interface fica em amarelo, como é o caso do “Ventilador” e do “Rádio” na Figura 42. Já a “Televisão” e a “Lâmpada” estão desligadas, e por isso o fundo da imagem é branco. Este é o estado atual dos equipamentos do “Quarto”, pois os equipamentos da “Sala” possuem outro estado independente.

Figura 42 – Sub-menu mostrando os equipamentos disponíveis na opção “Quarto”.



Se o usuário olhar durante 1 s para dentro de um dos quadrados (ícones) disponíveis nessa interface, o comando correspondente será identificado. A Figura 43 mostra um usuário olhando para o comando “Frente”.

Neste caso, depois de reconhecido o comando, o fundo do quadrado correspondente será alterado para amarelo durante 1 s e depois voltará a ser branco. Ao dar esse comando, a IC enviará o comando para o Ambiente Virtual (AV) que irá mover a cadeira de rodas para frente por uma distância equivalente a 1 metro. Se o usuário quiser deslocar-se 4 metros para frente, por exemplo, então ele deverá dar o comando “Frente” quatro vezes. O comando “Trás” é o contrário do comando “Frente”, e desloca a cadeira 1 metro para trás. Os comandos “Direita” e “Esquerda” giram a cadeira 30° para o respectivo lado.

Ao selecionar a opção “Navegação” na interface principal, é apresentada ao usuário a interface com quatro comandos relacionados à locomoção da cadeira de rodas, além do comando de fechar a interface e retornar à interface principal (Figura 43).



Figura 43 – Sub-menu “Navegação” para comando da cadeira de rodas no Ambiente Virtual.



### 6.2.2 Ambiente Virtual Desenvolvido

A Figura 44 mostra o usuário dando o comando “Frente” no sub-menu “Navegação” para locomover a cadeira 1 metro para frente no Ambiente Virtual.

Para a realização dos testes com o Ambiente Virtual, a IC é apresentada no monitor para o usuário, e o AV é projetado na parede atrás do monitor, como mostrado na Figura 44. Por estarem no mesmo computador, a comunicação entre a IC e o AV é feita através do Protocolo *User Datagram Protocol* (UDP).

A estrutura do AV foi construída no *software Blender 3D* versão 2.75, o qual consiste em uma casa com uma sala, um quarto, uma cozinha e um quintal com uma passarela que circunda toda a casa (Figura 45). O usuário pode navegar por todos esses espaços utilizando a interface, e os equipamentos eletrônicos foram distribuídos na sala e no quarto. A funcionalidade do AV foi feita utilizando o *software Unity 5*, um dos programas mais adequados para essa finalidade (SILVA e SILVA, 2011).

Figura 44 – Usuário olhando para o comando “Frente” no monitor, e ao fundo a projeção do AV, o qual recebe esse comando.

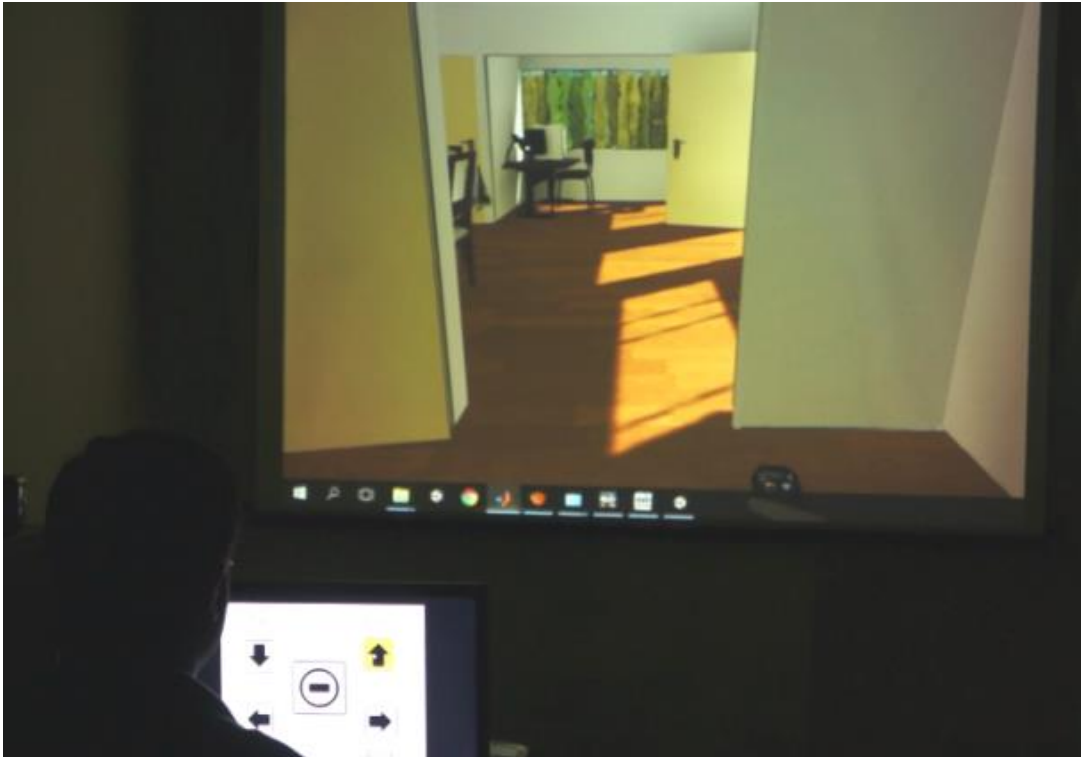


Figura 45 – Vista aérea do ambiente virtual desenvolvido.



## 7 TESTES E RESULTADOS

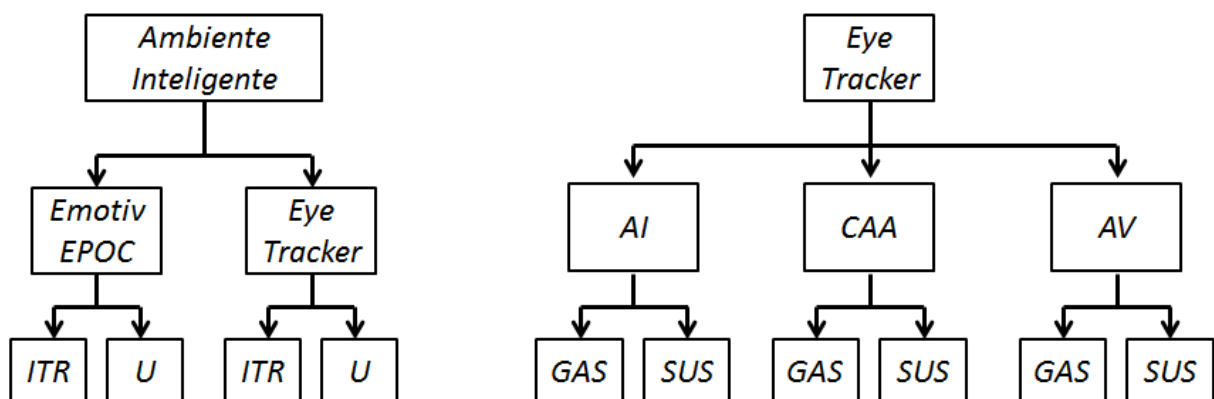
Neste capítulo são apresentados os resultados dos diferentes testes de avaliação do sistema.

Os testes foram divididos em dois grandes blocos, como mostra a Figura 46. No primeiro bloco de testes, o objetivo era avaliar o desempenho do sistema utilizando o *Emotiv EPOC* e o *Eye Tracker*, comparando a Taxa de Transferência de Informação (ITR) e a Utilidade (U) de ambas as Interfaces Humano-Máquina (IHM) desenvolvidas para controlar o Ambiente Inteligente.

Para esses testes foram pré-estabelecidas cinco tarefas, as quais foram realizadas por dez voluntários. No segundo bloco de testes, o objetivo era avaliar a usabilidade (SUS) e o desempenho (GAS) do sistema do ponto de vista do usuário, utilizando o *Eye Tracker* em três aplicações diferentes: Controle do Ambiente Inteligente (AI), Comunicação Aumentativa e Alternativa (CAA) e Ambiente Virtual (AV).

Os testes foram realizados por 17 voluntários (sendo dois com deficiência em todas as aplicações) e foram pré-estabelecidas 5, 5 e 18 tarefas para as três aplicações (AI, CAA e AV, respectivamente).

Figura 46 – Blocos de testes e métodos de avaliação utilizados.



O sistema foi testado por pessoas com e sem deficiência motora, de ambos os sexos. Conforme Resolução nº 466/12 do Conselho Nacional de Saúde, a pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisas em Seres Humanos da Universidade Federal do Espírito Santo – CEP/UFES através do parecer nº. 976.828, de 25/03/2015.

Para compor o grupo dos participantes sem deficiência (grupo controle), foram convidados estudantes universitários (de graduação e pós-graduação), e para compor o grupo das pessoas com deficiência motora foi realizado contato com pacientes atendidos em um projeto de extensão do curso de Terapia Ocupacional da UFES, que objetiva a reabilitação de pessoas com lesões ou doenças neurológicas. Como critérios de inclusão, foram estabelecidos: pessoas maiores de 18 anos, sem déficits cognitivos, e que não possuíam problemas visuais incapacitantes.

Caracterização das pessoas com deficiência que realizaram os testes:

1. Voluntário #3, gênero feminino, 36 anos. Diagnóstico: Síndrome de Wernicke desde junho de 2012, acarretando em incoordenação dos movimentos (ataxia) e déficit de equilíbrio. As atividades mais comprometidas são as que necessitam de destreza manual fina (digitar no computador, escrita, uso do aparelho celular) e o deambular (marcha).
2. Voluntário #14, gênero masculino, 28 anos. Diagnóstico: Acidente vascular cerebral (AVC) desde setembro de 2011, acarretando em hemiparesia esquerda e afasia (dificuldade para expressão verbal).

No Laboratório de Automação Inteligente – LAI/UFES, todos os procedimentos e objetivos da pesquisa foram explicitados a cada um dos participantes. Após assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), o sujeito foi posicionado em frente ao monitor do computador no qual a IC seria visualizada e acionada.

## 7.1 RESULTADOS DO PRIMEIRO BLOCO DE TESTES

Dez pessoas sem deficiência realizaram cinco tarefas pré-determinadas (Quadro 2), utilizando o *Emotiv EPOC* e o *Eye Tracker*. Os voluntários se sentaram em uma cadeira confortável, na frente de um notebook, em que o sistema foi executado.

A Tabela 5 apresenta o número de comandos necessários para executar cada tarefa, com cada dispositivo. O modo no qual a interação com o usuário foi concebida influencia no número de comandos necessários para realizar a tarefa. Vale ressaltar que o uso do *Eye Tracker* reduziu a praticamente um terço o número de comandos em comparação com uso do *Emotiv EPOC*.

Quadro 2 – Descrição das tarefas realizadas pelos voluntários.

Tarefa	Comandos
1	Ligar interface, Ligar lâmpada, Ligar ventilador, Fechar.
2	Ligar interface, Ligar TV, CH+, Voltar, Fechar.
3	Ligar interface, TV, Desligar TV, Ligar rádio, Fechar.
4	Ligar Interface, Desligar rádio, Desligar ventilador, Fechar.
5	Ligar interface, Desligar lâmpada, Fechar.

Tabela 5 – Número de comandos em cada tarefa.

Tarefa	Número de Comandos	
	<i>Emotiv EPOC</i>	<i>Eye Tracker</i>
1	10	4
2	14	5
3	13	5
4	11	4
5	9	3
Total	57	21

A Tabela 6 mostra o desempenho do sistema utilizando o *Emotiv EPOC*. Esta IHM tem precisão de  $92 \pm 1\%$  e duração média de  $7,27 \pm 1,05$  s por tarefa. A ITR média calculada foi de  $14,99 \pm 2,36$  bits/min, e a Utilidade média calculada foi de  $16,55 \pm 2,49$  bits/min. O maior valor de ITR e Utilidade foi alcançada na Tarefa 5 (18,34 e 20,01, respectivamente) e o menor foi na Tarefa 3 (10,97 e 12,29, respectivamente).

Tabela 6 – Desempenho do sistema com *Emotiv EPOC*.

Tarefa	Acurácia (%)	Tempo (s)	ITR (bits/min)	Utilidade (bits/min)
1	91,0	6,60	15,50	17,31
2	92,0	6,93	15,31	16,95
3	90,0	9,15	10,97	12,29
4	94,0	7,55	14,84	16,20
5	94,0	6,11	<b>18,34</b>	<b>20,01</b>
Média	92,0	7,27	14,99	16,55
Desvio	1,0	1,05	2,36	2,49

A Tabela 7 mostra o desempenho do sistema utilizando o *Eye Tracker*. Esta IHM tem precisão de  $100 \pm 0 \%$  e duração média de  $1,85 \pm 0,16$  s por tarefa. A ITR média calculada foi de  $75,69 \pm 6,61$  bits/min e a Utilidade média calculada foi de  $37,86 \pm 3,31$  bits/min. A maior ITR e Utilidade foi alcançada na Tarefa 5 (84,37 e 37,86, respectivamente) e a menor foi na Tarefa 3 (67,91 e 33,97, respectivamente).

Tabela 7 - Desempenho do sistema com *Eye Tracker*.

Tarefa	Acurácia (%)	Tempo (s)	ITR (bits/min)	Utilidade (bits/min)
1	100	1,83	76,28	38,16
2	100	2,03	68,58	34,31
3	100	2,05	67,91	33,97
4	100	1,71	81,29	40,67
5	100	1,65	<b>84,37</b>	<b>42,21</b>
Média	100	1,85	75,69	37,86
Desvio	0	0,16	6,61	3,31

Em todos os casos analisados neste bloco de testes, o *Eye Tracker* foi melhor do que o *Emotiv EPOC*, alcançando ITR e Utilidade muito maiores, o que demonstra a vantagem desta IHM para a aplicação avaliada. A principal razão para este alto desempenho foi devido ao *Eye Tracker* ser capaz de executar os comandos rapidamente sem perder a precisão, e serem necessários muito menos comandos para realizar as mesmas tarefas.

## 7.2 RESULTADOS DO SEGUNDO BLOCO DE TESTES

Neste segundo bloco de testes, participaram do estudo 17 voluntários, sendo 13 do sexo masculino (76,5%) e 04 do sexo feminino (23,5%), com idades de 20 a 38 anos. Do total, duas são pessoas com deficiência motora. No teste do Ambiente Virtual participaram apenas 16 voluntários.

Além disso, para avaliar o desempenho do voluntário durante o uso do sistema, foi utilizada uma versão modificada do instrumento GAS (APÊNDICES A, B e C), o qual

se propõe a avaliar a eficácia de um sistema a partir de metas estabelecidas. Neste instrumento, cada meta foi classificada numa escala de cinco pontos, com o grau de realização pontuado de -2 (resultado muito pior do que o esperado) a +2 (melhor resultado possível), sendo o nível 0 o resultado esperado após o uso do sistema.

No caso deste trabalho, foi realizada somente uma intervenção pontual utilizando o sistema, não havendo mudanças após seu uso, e as tarefas e parâmetros foram estabelecidos pelo grupo de pesquisadores antes do contato com os voluntários. O objetivo foi verificar se o desempenho do usuário, após utilização do sistema, sem qualquer treino, se aproximava do desempenho esperado pela equipe.

Nesse sentido, a estrutura de pontuação do GAS foi mantida (escala variando de -2 a +2). As cinco tarefas foram avaliadas com relação ao tempo total necessário para realização pelo participante.

### 7.2.1 Ambiente Inteligente (AI)

Este teste consistiu em realizar cinco tarefas (Quadro 3) ditadas sequencialmente, as quais continham a ação de ligar e desligar equipamentos e mudar o canal da TV. Todas as tarefas possuíam o mesmo grau de dificuldade. O tempo aproximado de cada teste foi inferior a 5 minutos.

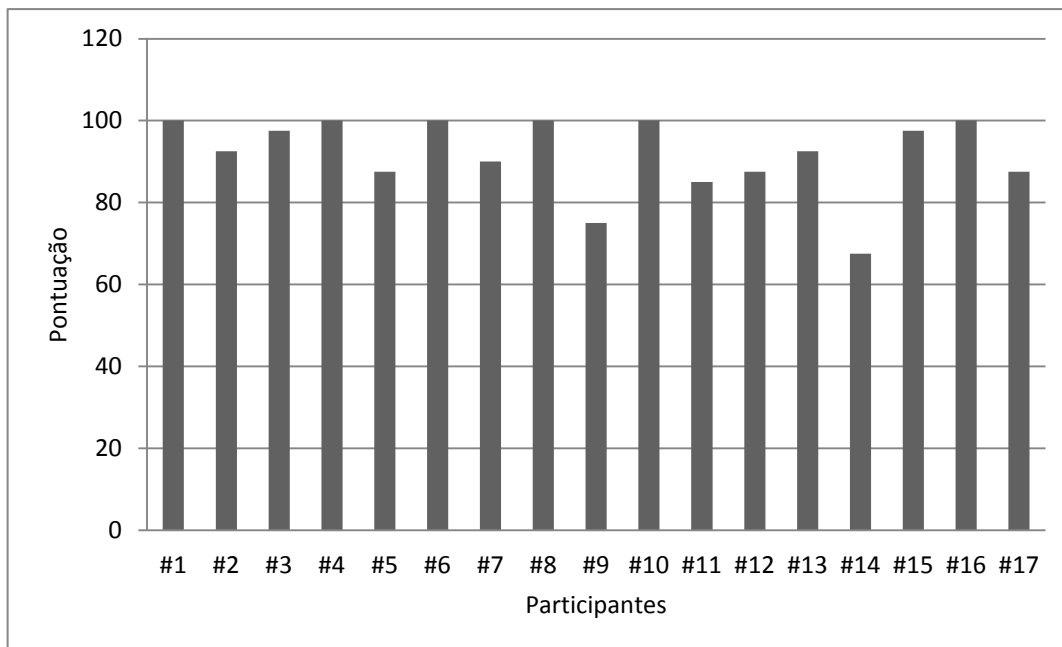
Quadro 3 – Descrição das tarefas do teste de controle do Ambiente Inteligente.

<b>Tarefa</b>	<b>Comandos</b>
1	Ligar interface, Ligar lâmpada, Ligar ventilador, Fechar.
2	Ligar interface, Ligar TV, CH+, Voltar, Fechar.
3	Ligar interface, TV, Desligar TV, Ligar rádio, Fechar.
4	Ligar Interface, Desligar rádio, Desligar ventilador, Fechar.
5	Ligar interface, Desligar lâmpada, Fechar.

Após realizar todas as tarefas ditadas sem pausa, cada participante respondeu o instrumento SUS (APÊNDICE D). Com relação aos resultados do SUS, a média geral foi de  $91,77 \pm 9,23$ . Os resultados individuais são apresentados no Gráfico 1. Ao separar os resultados do grupo de pessoas sem deficiência (grupo controle) do

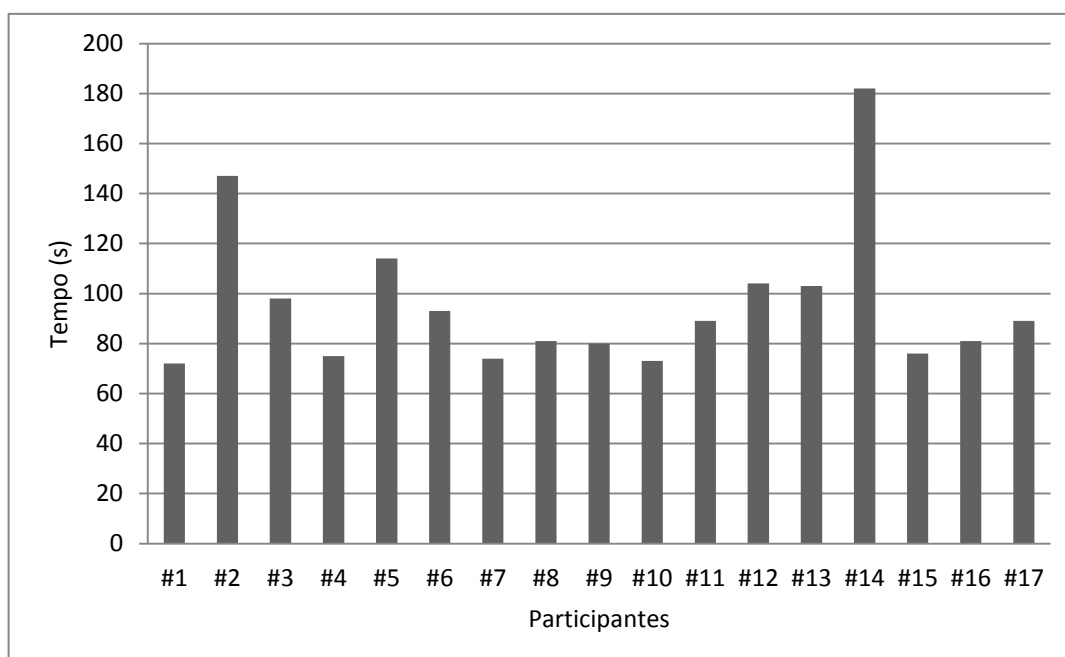
grupo de pessoas com deficiência motora, as médias foram  $93,00 \pm 7,31$  e  $82,50 \pm 15,00$ , respectivamente.

Gráfico 1 – Resultados do SUS, por participante.



No que se refere aos resultados da avaliação de desempenho, o Gráfico 2 apresenta o tempo total de cada voluntário ao realizar as cinco tarefas. O tempo mínimo foi de 72 s e o máximo de 182 s. A média de todos os participantes foi de  $96 \pm 28$  s.

Gráfico 2 – Resultados do GAS, por participante.





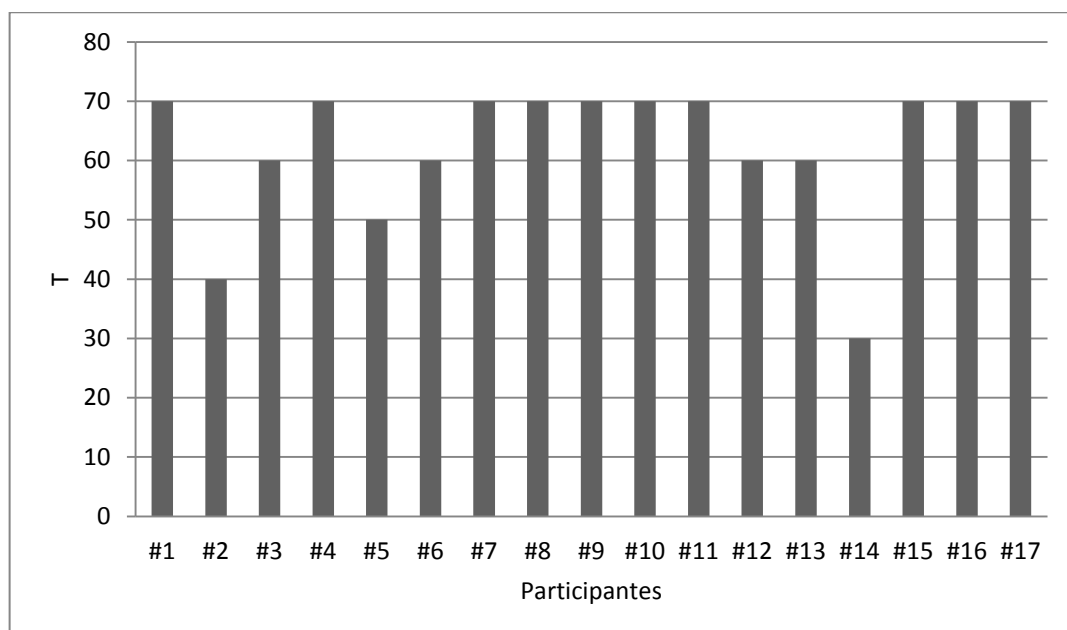
A Tabela 8 apresenta os parâmetros estabelecidos para o GAS e a classificação de cada participante. Os intervalos foram definidos com base em resultados preliminares de quatro estudantes envolvidos nesta pesquisa. Na coluna “Frequência” é apresentada a quantidade de participantes classificados em cada intervalo do GAS.

Tabela 8 – Parâmetros do GAS para o teste de controle do Ambiente Inteligente.

Intervalo	Mínimo (s)	Máximo (s)	GAS	Frequência
1	0	90	+2	10
2	91	110	+1	4
3	111	130	0	1
4	131	150	-1	1
5	151	210	-2	1

O GAS foi calculado para cada voluntário. Como neste trabalho foi considerado apenas um objetivo, o valor de C é 10, conforme determinado pela literatura (KRASNY-PACINI *et al.*, 2013). Assim, os valores de T variam de 30 a 70. Para T igual a 50, o resultado obtido é o esperado. Para valores de T inferiores a 50, o resultado é pior do que o esperado e para valores superiores a 50, o resultado é melhor do que o esperado. O Gráfico 3 apresenta o resultado de todos os participantes.

Gráfico 3 – Valores de T calculados, por participante.



Ressalta-se que a média dos resultados do SUS (aproximadamente 90) para este sistema indica sua excelente usabilidade, pois segundo Bangor, Kortum e Miller (2008), os produtos avaliados na faixa dos 90 pontos são considerados excepcionais, produtos avaliados na faixa dos 80 pontos são bons e produtos avaliados na faixa dos 70 pontos são aceitáveis. Mesmo considerando somente a média das avaliações das pessoas com deficiência, o sistema ainda é considerado como bom.

Com relação aos resultados da avaliação de desempenho (GAS), observou-se que 15 dos 17 participantes obtiveram um resultado esperado ou superior ao esperado logo na primeira utilização. Este resultado ainda pode ser melhorado à medida que o participante obtiver maior familiaridade com o sistema.

### 7.2.2 Comunicação Aumentativa e Alternativa (CAA)

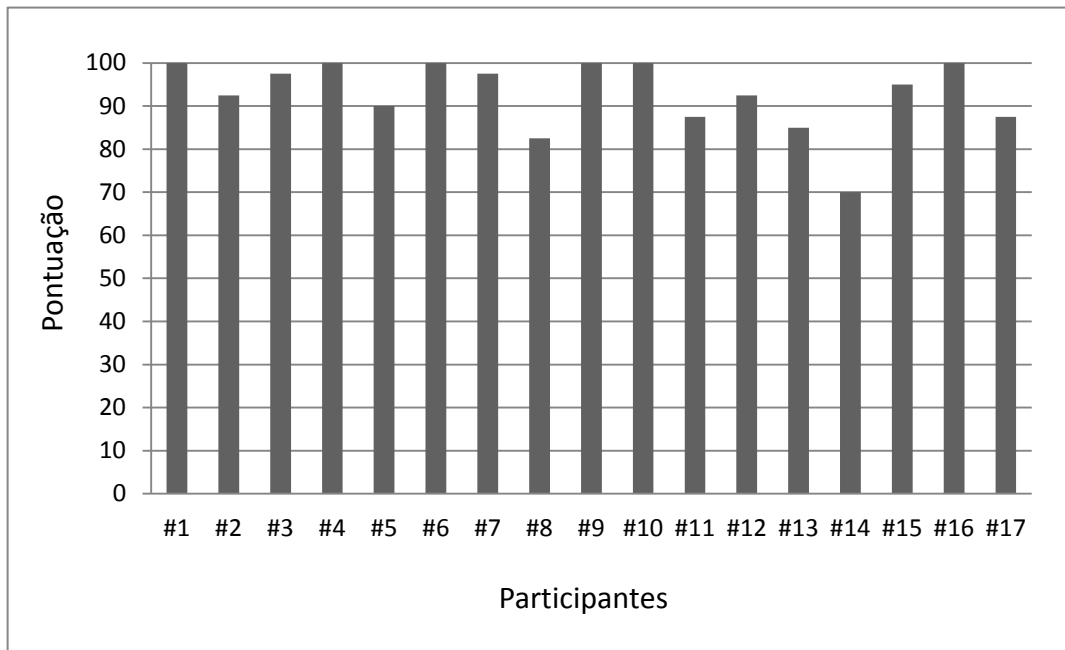
Este teste consistiu em realizar cinco tarefas (Quadro 4) ditadas sequencialmente, as quais continham a ação de ligar para o celular de um cuidador ou familiar, enviar uma mensagem e expressar necessidades ou desejos. Todas as tarefas possuíam o mesmo grau de dificuldade. O tempo aproximado de cada teste foi inferior a 5 minutos.

Quadro 4 – Descrição das tarefas de CAA.

<b>Tarefa</b>	<b>Descrição</b>
1	Ligar interface, Mensagem, Pai, Mensagem “Vermelha”, Fechar.
2	Ligar interface, Ligação, Cuidadora, Fechar.
3	Ligar interface, Necessidades, Fome, Fechar.
4	Ligar Interface, Casa, Passear, Fechar.
5	Ligar interface, Necessidades, Dor, Fechar.

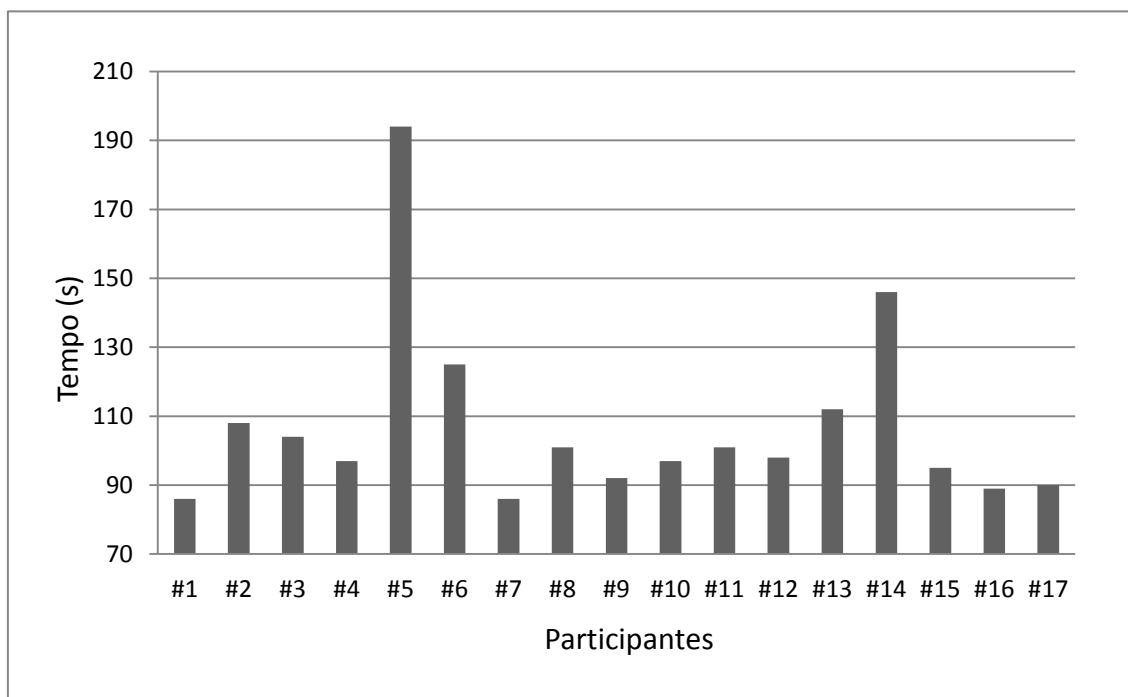
Após realizar todas as tarefas ditadas sem pausa, cada participante respondeu o instrumento SUS (APÊNDICE E). Com relação aos resultados do SUS, a média geral foi de  $92,79 \pm 8,33$ . Os resultados individuais são apresentados no Gráfico 4. Ao separar os resultados do grupo de pessoas sem deficiência (grupo controle) do grupo de pessoas com deficiência motora, as médias são  $94 \pm 6,04$  e  $83,75 \pm 13,75$ , respectivamente.

Gráfico 4 – Resultados do SUS, por participante.



No que se refere aos resultados da avaliação de desempenho, o Gráfico 5 apresenta o tempo total de cada voluntário ao realizar as cinco tarefas. O tempo mínimo foi de 86 s e o máximo de 194 s. A média de todos os participantes foi de  $107 \pm 4,9$  s.

Gráfico 5 – Resultados do GAS, por participante.



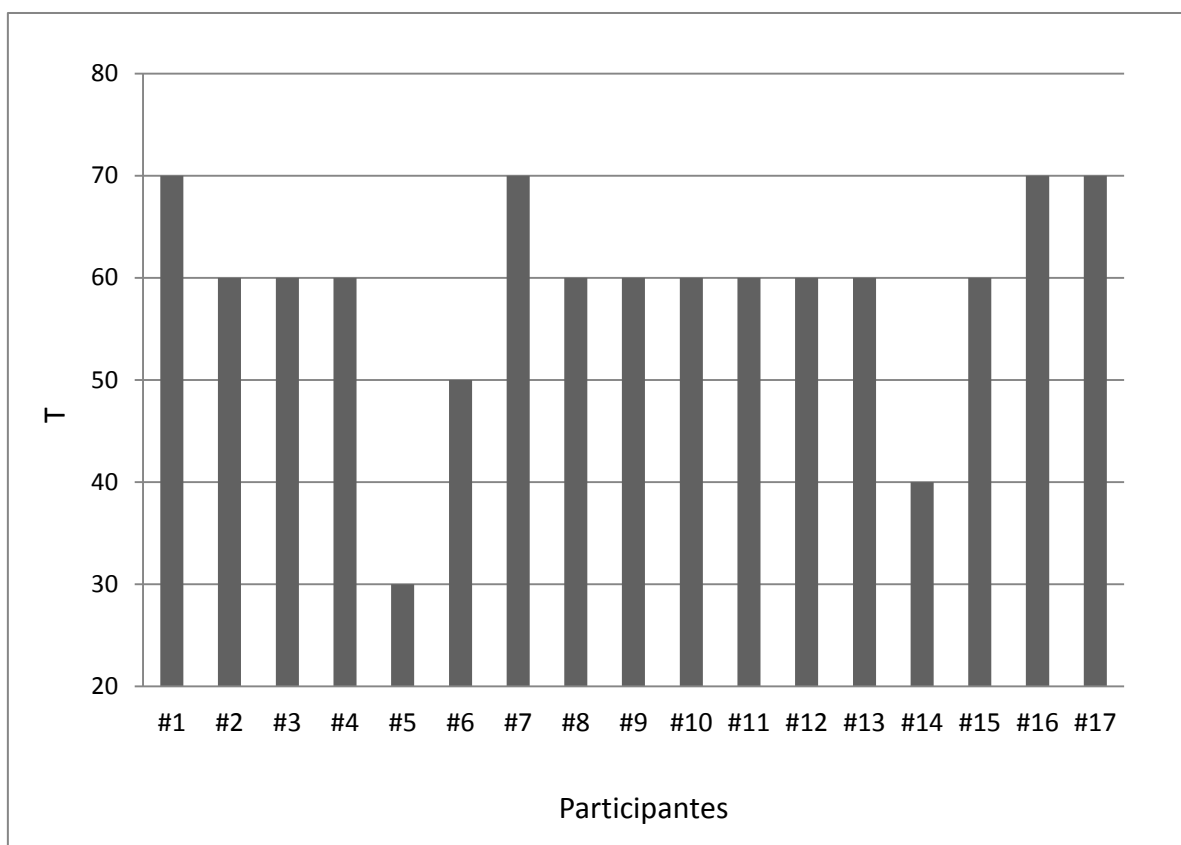
A Tabela 9 apresenta os parâmetros estabelecidos para o GAS e a classificação de cada participante. Os intervalos foram definidos com base em resultados preliminares de quatro estudantes envolvidos nesta pesquisa. Na coluna “Frequência” é apresentada a quantidade de participantes classificados em cada intervalo do GAS.

Tabela 9 – Parâmetros do GAS para CAA.

Intervalo	Mínimo (s)	Máximo (s)	GAS	Frequência
1	0	90	+2	4
2	91	110	+1	9
3	111	130	0	2
4	131	150	-1	1
5	151	210	-2	1

Como feito anteriormente, o GAS foi calculado para cada voluntário com valor de C igual a 10. O Gráfico 6 apresenta o resultado de todos os participantes.

Gráfico 6 – Valores de T calculados, por participante.



Ressalta-se que a média dos resultados do SUS, também para este sistema, indica sua excelente usabilidade. Mesmo considerando somente a média das avaliações das pessoas com deficiência, o sistema ainda é considerado como bom.

Com relação aos resultados da avaliação de desempenho (GAS), observou-se que 15 dos 17 participantes obtiveram resultado esperado ou superior logo na primeira utilização. Este resultado ainda pode ser melhorado à medida que o participante obtiver maior familiaridade com o sistema.

### **7.2.3 Ambiente Virtual (AV)**

Inicialmente, o sistema foi apresentado ao voluntário, ressaltando a planta da casa, os cômodos, a posição dos equipamentos, a forma de controle do cursor com o *Eye Tracker* para acioná-los, e orientações a respeito da navegação com a cadeira de rodas.

O teste consistiu em realizar 18 tarefas ditadas sequencialmente, as quais estavam divididas em três sub-blocos, com diferentes quantidades de comandos e detalhamentos, sendo: sub-bloco 1 – tarefas detalhadas compostas por comandos somente da cadeira de rodas ou somente de controle dos equipamentos; sub-bloco 2 – tarefas detalhadas que mesclavam comandos da cadeira de rodas e de controle dos equipamentos; sub-bloco 3 – tarefas com menos detalhamentos dos passos e de execução mais longa. O Quadro 5 apresenta as 18 tarefas realizadas por cada um dos participantes. Os números seguidos de letras, que constam nas descrições das tarefas, correspondem à quantidade de vezes em que o participante deveria dar o comando. Todas as tarefas foram ditadas por um dos pesquisadores.

No total, participaram do estudo dezesseis pessoas, sendo duas com deficiência motora. Dessas, doze eram do sexo masculino (75%) e quatro do sexo feminino (25%). As idades variaram de 20 a 38 anos. O tempo aproximado de realização de cada teste, desde o momento da apresentação do sistema até a finalização das tarefas, foi de 20 minutos.

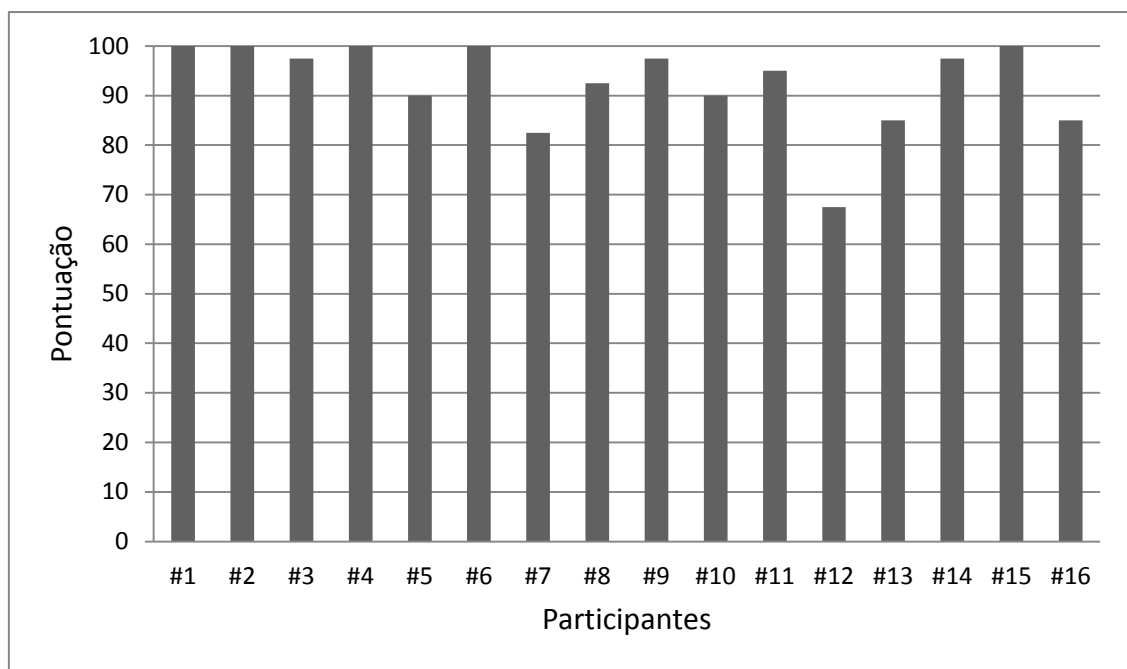
Quadro 5 – Descrição do teste de controle do Ambiente Virtual.

<b>Bloco</b>	<b>Tarefa</b>	<b>Descrição da tarefa</b>
1	1	Abrir interface, navegação, 4F, fechar, fechar interface.
	2	Abrir interface, sala, ligar lâmpada, ligar TV, fechar, fechar interface.
	3	Abrir interface, navegação, 1F, 3E, fechar, fechar interface.
	4	Abrir interface, sala, desligar TV, ligar rádio, fechar, fechar interface.
	5	Abrir interface, sala, desligar lâmpada, ligar ventilador, fechar, fechar interface.
	6	Abrir interface, sala, desligar rádio, desligar ventilador, fechar, fechar interface.
	7	Abrir interface, navegação, 4F, fechar, fechar interface.
2	8	Abrir interface, navegação, 3E, 1F, 3D, 2F, fechar, quarto, ligar ventilador, fechar, fechar interface.
	9	Abrir interface, navegação, 3D, fechar, quarto, ligar lâmpada, ligar rádio, fechar, fechar interface.
	10	Abrir interface, navegação, 3D, 2F, 3E, 2F, 1E, 1F, 2E, 1F, fechar, fechar interface.
	11	Abrir interface, quarto, desligar rádio, fechar, navegação, 6D, fechar, quarto, ligar TV, fechar, fechar interface.
	12	Abrir interface, quarto, desligar TV, desligar lâmpada, fechar, navegação, 1F, 3D, fechar, fechar interface.
	13	Abrir interface, quarto, desligar ventilador, fechar, navegação, 2F, 3E, 4F, 2D, fechar, fechar interface.
	14	Abrir interface, navegação, 1F, 1D, 2F, 3E, fechar, fechar interface.
3	15	Abrir interface, navegação, dar a volta na casa para chegar à cozinha, fechar interface.
	16	Abrir interface, navegação, ir até o quarto e acender a luz, fechar interface.
	17	Abrir interface, navegação, ir até a sala, ligar ventilador e lâmpada e ir para a cozinha, fechar interface.
	18	Abrir interface, navegação, sair da cozinha pela esquerda, dar a volta na casa, parar na porta da sala, fechar interface.

Todos os participantes, após realizar todas as tarefas na sequência, sem pausa, responderam o instrumento SUS (APÊNDICE F). Ressalta-se que o teste de cada

participante foi filmado para posterior análise. A pontuação de cada participante encontra-se no Gráfico 7.

Gráfico 7 – Resultados do SUS (por participante).



A pontuação média geral foi  $92,50 \pm 8,70$ , e a média somente do grupo das pessoas com deficiência foi  $82,50 \pm 15,00$ .

As Tabelas 10 e 11 apresentam os parâmetros estabelecidos para o GAS com relação ao tempo total e erro percentual, respectivamente, e a classificação de cada participante. Os intervalos foram definidos com base em resultados preliminares de quatro estudantes envolvidos nessa pesquisa. Na coluna “Frequência” é apresentada a quantidade de participantes classificados em cada intervalo do GAS.

Tabela 10 – Parâmetros do GAS de tempo total do AV.

Intervalo	Mínimo (s)	Máximo (s)	GAS	Frequência
1	0	960	+2	5
2	961	1080	+1	6
3	1081	1200	0	4
4	1201	1320	-1	1
5	1321	1800	-2	0

Tabela 11 – Parâmetros do GAS de erro percentual do AV.

Intervalo	Erro (%)	GAS	Frequência
1	0	+2	8
2	1	+1	6
3	2	0	2
4	3	-1	0
5	4	-2	0

O GAS foi calculado com base nas Tabelas 10 e 11 para cada participante (Gráficos 8 e 9). Como neste trabalho foram considerados dois objetivos (tempo e percentual de erros), o valor de C é 6,2. Assim, os valores de T variam de 25,2 a 74,8. Segundo Krasny-Pacini *et al.* (2013).

No que se refere aos resultados da avaliação de desempenho, o Gráfico 8 apresenta o tempo total de cada voluntário ao realizar as 18 tarefas, e o Gráfico 9 apresenta o percentual de erros com relação ao número de comandos dados. O tempo mínimo foi de 812 s (13 min e 32 s), e o tempo máximo foi de 1309 s (21 min e 49 s). A média de todos os participantes foi de  $1018 \pm 131$  s (16 min e 58 s  $\pm$  2 min e 11 s). O erro máximo foi de 2% do total de comandos.

Gráfico 8 – Resultados do GAS do tempo total (por participante).

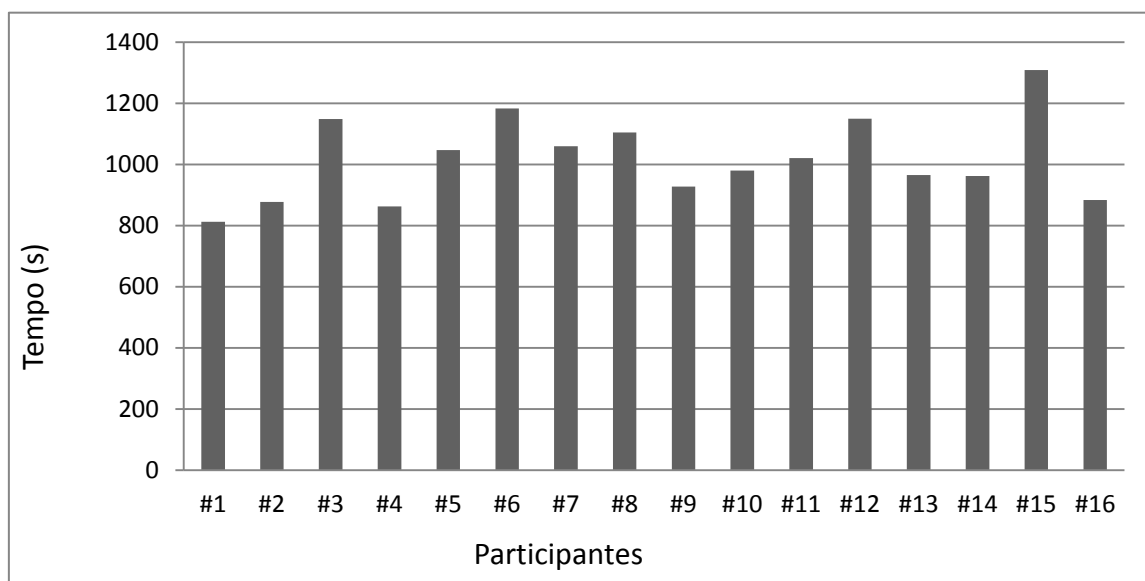
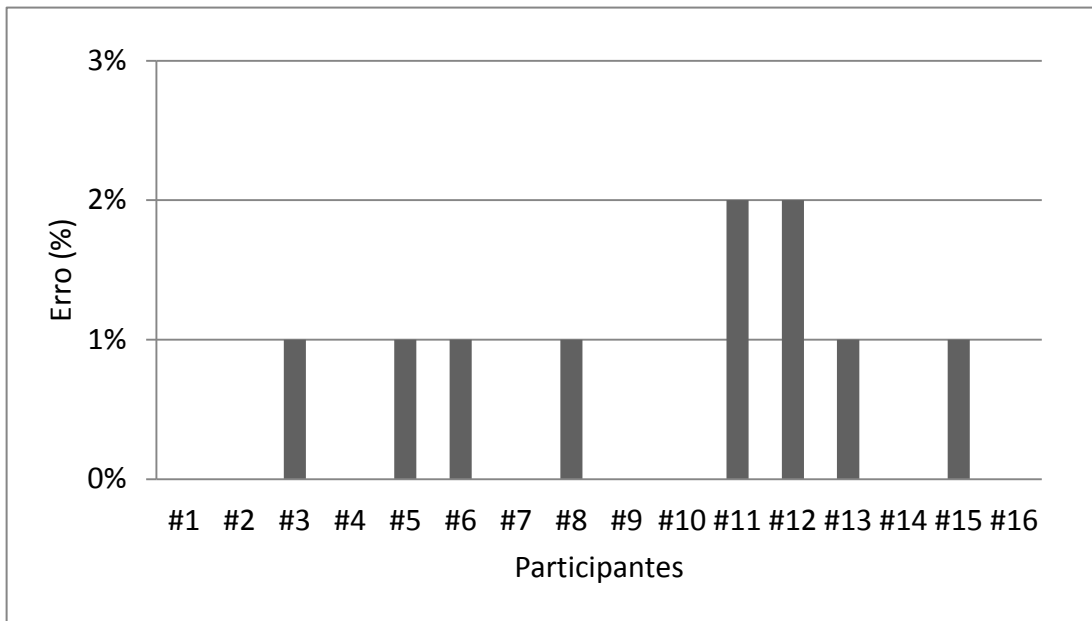


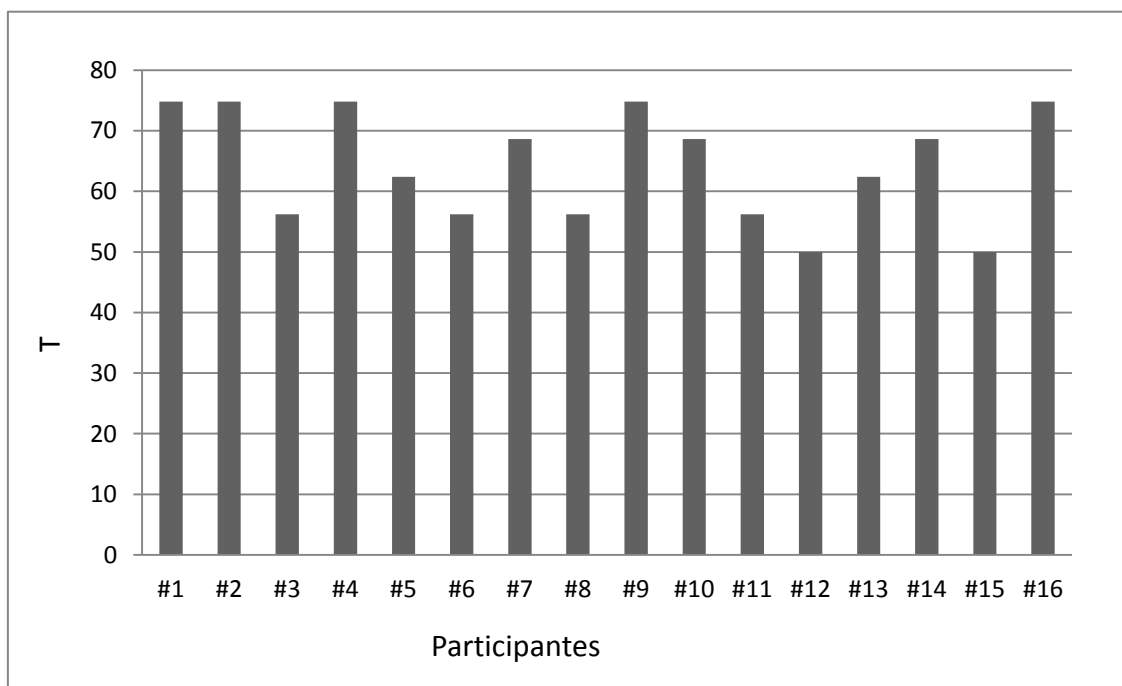


Gráfico 9 – Resultados do GAS do erro percentual (por participante).



Novamente, para valores de T inferiores a 50, o resultado é pior do que o esperado, e para valores superiores a 50, o resultado é melhor do que o esperado. Os valores calculados de T para cada participante são apresentados no Gráfico 10. Assim, os resultados dos testes realizados indicam um desempenho muito melhor do que o esperado.

Gráfico 10 – Valores de T calculados (por participante).



Pode-se considerar então que o sistema foi bem avaliado pelos voluntários, através do SUS, com média geral de 92,5. Dessa forma, mesmo o grupo das pessoas com deficiência apresentou média de resultados (87,50), o que pode ser considerado como uma boa avaliação do sistema desenvolvido.

O desempenho dos participantes, utilizando o sistema pela primeira vez, sem qualquer treino revelou que o resultado de 14 dos 16 participantes foi acima do esperado ( $GAS > 50$ ), enquanto os 2 restantes tiveram resultado esperado ( $GAS = 50$ ).

## 8 CONCLUSÕES

Este trabalho apresentou um sistema assistivo multimodal para controlar um ambiente inteligente por meio de sinais biológicos. Os usuários em potencial deste sistema são indivíduos com deficiências motoras graves, que desejam adquirir mais autonomia dentro do ambiente doméstico. Com seus sinais biológicos, os usuários podem ligar vários equipamentos domésticos, tais como ventilador, lâmpada ou televisão.

Os sinais biológicos utilizados são sEMG / EOG e VOG. Isso possibilitou dois tipos de interação: uma empregando gestos faciais e movimento dos olhos, e o outro utilizando o rastreamento das fixações do olhar (*eye/gaze tracking*). Um diferencial importante deste trabalho é a utilização de dispositivos convencionais de baixo custo, fácil manuseio e de rápida configuração.

No desenvolvimento da interface de controle baseada em menu, no Capítulo 4, foi encontrado um número de comandos  $N$  igual a 3, e utilizada navegação bidirecional no menu. No desenvolvimento da interface de controle para o uso com o *Eye Tracker*, foi encontrado que o melhor período de latência é de 1 s e o tamanho ideal para os ícones de comando é de 200 x 150 pixels.

Foi avaliado o desempenho de cinco tarefas em um ambiente inteligente, desenvolvido considerando dois paradigmas de interação do usuário. Ambos os paradigmas foram avaliados separadamente por duas métricas: ITR e Utilidade. Como esperado, a Utilidade forneceu uma forma mais consistente e realista de avaliar o sistema assistivo como um todo e aumentar seu desempenho.

O sistema desenvolvido para o controle do ambiente inteligente, controle do ambiente virtual e comunicação aumentativa e alternativa utilizando o *Eye Tracker* foram avaliados considerando a usabilidade e desempenho do ponto de vista do usuário. Avaliações de usabilidade de dispositivos de tecnologia assistiva e de desempenho com o uso são de extrema importância, visando principalmente reduzir os altos índices de abandono dessas tecnologias, pois a implementação de dispositivos de alta tecnologia pode acarretar em barreiras ou facilitadores que vão influenciar o uso.

Ressalta-se que a média dos resultados obtidos com a aplicação da escala de usabilidade SUS para os sistemas propostos indicam suas excelentes usabilidades, pois segundo Bangor, Kortum e Miller (2008), os produtos avaliados na faixa dos 90 pontos são considerados excepcionais, produtos avaliados na faixa dos 80 pontos são bons e produtos avaliados na faixa dos 70 pontos são aceitáveis. Considerando somente a média das avaliações das pessoas com deficiência, isto é, quem realmente poderá usar o sistema, o resultado ainda classifica o sistema como excelente ou bom.

Com relação aos resultados da avaliação de desempenho, observou-se que 15 dos 17 participantes obtiveram resultado esperado ou superior ao esperado logo na primeira utilização. Este resultado ainda pode ser melhorado, à medida que o participante obtiver maior familiaridade com o sistema.

Vale ressaltar que a literatura aponta altos índices de abandono de dispositivos de tecnologia assistiva (Wessels et al., 2003), por isso, as avaliações de usabilidade realizadas neste estudo são de extrema importância, pois indicam que os usuários realmente estão dispostos a utilizar o sistema desenvolvido.

## 8.1 CONTRIBUIÇÕES

As principais contribuições desta Dissertação de Mestrado são relacionadas a seguir:

- Desenvolvimento de um circuito de acionamento de equipamentos domésticos sem a necessidade de interferir nas instalações elétricas residenciais;
- Desenvolvimento de duas IHMs de baixo custo para controle de ambiente inteligente;
- Desenvolvimento de IHM de baixo custo e aplicativo para *smartphone* para possibilitar ou melhorar a comunicação do usuário;
- Desenvolvimento de ferramenta de baixo custo para treinamento prévio do controle de ambiente inteligente através de ambiente virtual;

Outras contribuições deste trabalho são:

- Implementação de um protocolo infravermelho para o controle remoto de uma televisão através de sinais biológicos;
- Comparação dos resultados obtidos com dois diferentes dispositivos: *Emotiv EPOC* e *Eye Tribe Tracker*;
- Desenvolvimento de interface de controle baseada em menu utilizando apenas três comandos;
- Desenvolvimento de interface de controle com solução do problema do “Toque de Midas”;
- Possibilidade de o usuário ligar e desligar o sistema sozinho;
- Desenvolvimento e aplicação de protocolos experimentais;
- Avaliação do desempenho dos sistemas utilizando as métricas ITR e Utilidade;
- Avaliação dos sistemas desenvolvidos do ponto de vista dos usuários, utilizando os métodos de avaliação SUS e GAS.

## 8.2 PUBLICAÇÕES

### 8.2.1 Trabalhos completos publicados em anais de congressos

**BISSOLI, A. L. C.;** COELHO, Y. L.; BASTOS FILHO, T. F.. A System for Multimodal Assistive Domotics and Augmentative and Alternative Communication. In: International Conference on Pervasive Technologies Related to Assistive Environments (PETRA), 2016, Island of Corfu. Proceedings of International Conference on Pervasive Technologies Related to Assistive Environments (PETRA), 2016.

**BISSOLI, A. L. C.;** SIME, M. M.; BASTOS-FILHO, T. F.. Using sEMG, EOG and VOG to Control an Intelligent Environment. In: IV IFAC Symposium on Telematics Applications, 2016, Porto Alegre. Proceedings of the IV IFAC Symposium on Telematics Applications, 2016. 6 pg.

**BISSOLI, A. L. C.;** SIME, M. M.; COELHO, Y. L.; BASTOS-FILHO, T. F.. Avaliação de Usabilidade e Desempenho de um Novo Sistema de Comunicação Aumentativa e

Alternativa por Rastreamento do Olhar para Pessoas com Deficiência. In: XXI Congresso Brasileiro de Automática, 2016, Vitória. Anais do XXI Congresso Brasileiro de Automática, 2016. 6 pg.

**BISSOLI, A. L. C.;** SIME, M. M.; LONGO, B. B.; BASTOS-FILHO, T. F.. Desenvolvimento de Ambiente Virtual para Treinamento de Interface Controlada por Rastreamento do Olhar. In: XXI Congresso Brasileiro de Automática, 2016, Vitória. Anais do XXI Congresso Brasileiro de Automática, 2016. 6 pg.

RIVERA, H.; **BISSOLI, A. L. C.;** GOULART, C.; CALDEIRA, E.; BASTOS-FILHO, T. F.. Development of Matlab Toolbox for Eye Tracking Systems. In: XXI Congresso Brasileiro de Automática, 2016, Vitória. Anais do XXI Congresso Brasileiro de Automática, 2016. 6 pg.

COELHO, Y. L.; **BISSOLI, A. L. C.;** SIME, M. M.; BASTOS FILHO, T. F.. Um Novo Sistema de Comunicação Aumentativa e Alternativa Baseado em Rastreamento do Olhar. In: XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2016, Foz do Iguaçu. Anais do XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2016. p. 4 pg.

LONGO, B. B.; **BISSOLI, A. L. C.;** SIME, M. M.; GLASGIO, G; BASTOS-FILHO, T. F.. Controle de Ambiente Virtual por Rastreamento do Olhar. In: XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2016, Foz do Iguaçu. Anais do XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2016. p. 4 pg.

**BISSOLI, A. L. C.;** FERRARA, F.; BASTOS FILHO, T. F.. Desenvolvimento de uma Interface de Controle Assistiva Independente Baseada em Utilidade. In: VI Simpósio Brasileiro de Computação Ubíqua e Pervasiva (SBCUP), 2015, Recife. Anais do VI Simpósio Brasileiro de Computação Ubíqua e Pervasiva, 2015. p. 11-20.

**BISSOLI, A. L. C.;** FERRARA, F.; SILVEIRA, M. L.; BASTOS FILHO, T. F.. Interação com o Ambiente e Comando de Equipamentos por Infravermelho para Cadeirantes. In: I International Workshop on Assistive Technologies, 2015, Vitória. Proceedings of the 1st International Workshop on Assistive Technologies, 2015. v. 1. p. 177-180.

**BISSOLI, A. L. C.;** FERRARA, F.; SIME, M. M.; BASTOS FILHO, T. F.. A Multimodal Assistive System to Operate a Smart Environment. In: I International Workshop on

Assistive Technologies, 2015, Vitória. Proceedings of the 1st International Workshop on Assistive Technologies, 2015. v. 1. p. 103-106.

FERRARA, F.; **BISSOLI, A. L. C.**; BASTOS FILHO, T. F. . Designing an Assistive Control Interface based on Utility. In: I International Workshop on Assistive Technologies, 2015, Vitória. Proceedings of the 1st International Workshop on Assistive Technologies, 2015. v. 1. p. 142-145.

SIME, M. M.; **BISSOLI, A. L. C.**; FERRARA, F.; BASTOS FILHO, T. F.. Controle de um Ambiente Inteligente por Pessoas com Deficiência Motora Severa Utilizando Sinais Biomédicos. In: I International Workshop on Assistive Technologies, 2015, Vitória. Proceedings of the 1st International Workshop on Assistive Technologies, 2015. v. 1. p. 127-129.

COELHO, Y. L.; **BISSOLI, A. L. C.**; SIME, M. M.; BASTOS FILHO, T. F.. CAApp: Um Aplicativo Móvel de Comunicação Aumentativa e Alternativa para Pessoas com Deficiência Motora Severa. In: XV Workshop de Informática Médica, 2015, Recife. Anais do XV Workshop de Informática Médica, 2015. p. 10 pg.

TELLO, R. G.; **BISSOLI, A. L. C.**; FERRARA, F.; BASTOS FILHO, T. F.. A High Performance Human-Computer Interface to Control a Robotic Wheelchair and an Intelligent Environment. In: VI International Congress on Design, Research Networks and Technology for All, 2015, Madri. Proc. of the DRT4ALL2015, 2015. p. 8 pg.

GODINEZ, R.; **BISSOLI, A. L. C.**; FERRARA, F.; MULLER, S.; FERREIRA, A.; BASTOS FILHO, T. F.. Development of a Human Machine Interface for Control of Robotic Wheelchair and Smart Environment. In: 11th IFAC Symposium on Robot Control (SYROCO), 2015, Salvador. Proc. of the 11th IFAC Symposium on Robot Control (SYROCO), 2015. p. 144-149.

MANUEL, R.; **BISSOLI, A. L. C.**; VALADAO, C.; MULLER, S. M. T.; FERREIRA, A.; BASTOS FILHO, T. F.. Performance improvements for navigation of a robotic wheelchair based on SSVEP-BCI. In: XII SBAI - Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente, 2015, Natal. Anais do XII SBAI - Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente, 2015. p. 6 pg.

**BISSOLI, A. L. C.;** SIME, M. M.; MULLER, S.; BASTOS FILHO, T. F.. Desenvolvimento de um Sistema de Acionamento de Equipamentos por RF para Cadeirantes. In: Workshop Internacional de Engenharia Biomédica, 2014, Vitória. Anais Workshop Internacional de Engenharia Biomédica 2014, 2014.

### **8.2.2 Textos em jornais de notícias/revistas**

BISSOLI, A. L. C.. Invenções para ajudar pacientes. Jornal A Tribuna, Vitória - ES, 14 set. 2014.

BISSOLI, A. L. C.. Conheça o robô Maria e a cadeira de rodas robótica, pesquisas desenvolvidas na Ufes. TV Ufes. Vitória - ES, 17 mar. 2015.

BISSOLI, A. L. C.. Cadeira de rodas avançada. Jornal A Tribuna, Vitória - ES, 26 jul. 2015.

BISSOLI, A. L. C.. LAI UFES: Cadeira de Rodas Robótica e Robô TRON. Jornal Tribuna Notícias 1ª edição. Vitória - ES, 15 ago. 2015.

BISSOLI, A. L. C.. Pesquisador da Ufes recebe prêmio internacional da Google. Site da Ufes, Vitória - ES, 04 ago. 2016.

BISSOLI, A. L. C.. Pesquisador da Ufes ganha prêmio internacional. Jornal A Tribuna, Vitória - ES, 06 ago. 2016.

BISSOLI, A. L. C.. Ufes. Google premia pesquisador. Jornal Metro News. Vitória - ES, 08 ago. 2016.

BISSOLI, A. L. C.. Projeto de Pesquisador da Ufes ganha prêmio internacional. Site G1 da Globo, Vitória - ES, 10 ago. 2016.

BISSOLI, A. L. C.. Professor e alunos criam sistema que funciona com movimento dos olhos no ES. Jornal ESTV 1ª edição. Vitória - ES, 11 ago. 2016.

BISSOLI, A. L. C.. Sensores ajudam deficientes capixabas a comandar casa pelo olhar. Jornal Gazeta Online. Vitória - ES, 11 ago. 2016.



BISSOLI, A. L. C.. Sensores ajudam deficientes capixabas a comandar casa pelo olhar. Jornal A Gazeta. Vitória - ES, 12 ago. 2016.

BISSOLI, A. L. C.. Projeto de estudante da Ufes recebe prêmio internacional. Jornal Ufes Informa, Vitória - ES, 15 ago. 2016.

BISSOLI, A. L. C.. Projetos Inovadores. Programa Inovação da Record News. Vitória - ES, 23 ago. 2016.

BISSOLI, A. L. C.. Projetos do Núcleo de Tecnologias Assistivas da Ufes. Boletim da Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica. Rio de Janeiro - RJ, 04 out. 2016.

### **8.2.3 Prêmios e Títulos**

Google Research Awards for Latin America. Belo Horizonte - MG, 03 ago. 2016.

Voto de Louvor da Câmara Municipal de Vitória. Vitória - ES, 09 ago. 2016.

## **8.3 TRABALHOS FUTUROS**

Os sistemas desenvolvidos foram avaliados em testes de curta duração. Portanto, estudos considerando o uso prolongado dos sistemas devem ser feitos para avaliar os efeitos.

O sistema de controle do ambiente pode ser aumentado e melhorado, permitindo acionar ainda mais equipamentos, controlar uma cadeira de rodas real em uma residência e agregar outras funcionalidades ao aplicativo para *smartphone*.

O sistema pode ser aprimorado com uma Inteligência Artificial para alterar a posição dos ícones dos equipamentos nas interfaces de controle, facilitando a seleção dos equipamentos mais utilizados pelo usuário.

## REFERÊNCIAS

ALBERNAZ, P. M.. Comando de uma Cadeira de Rodas Usando Mouse de Cabeça e Estrutura XML. 2011. Trabalho de Conclusão de Curso. (Graduação em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal do Espírito Santo.

AL-ABDULLATIF, A.; AL-NEGHEIMISH, H.; AL-MOFEEZ, L.; AL-KHALIFA, NUHA (2013) Mind-Controlled Augmentative and Alternative Communication for People with Severe Motor Disabilities. In IEEE 9th International Conference on Innovations in Information Technology, p. 107-112.

AMARAL, P. F.; GARCIA, J. C. G.; BASTOS FILHO, T. F.; MAZO, M. (2009). Sistema de Navegação em Ambientes Fechados para uma Cadeira de Rodas Usando um Servidor de Arquivos XML com Informações de Acessibilidade. In: Anais do Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente.

BADLER, N.I. (1997). Real-time virtual humans. In: Computer Graphics and Applications, Proceedings of The Fifth Pacific Conference on. IEEE, p. 4-13.

BANERJEE, A.; CHAKRABORTY, S.; DAS, P.; DATTA, S.; KONAR, A.; TIBAREWALA, D. N.; JANARTHANAN, R. (2012) Single Channel Electrooculogram (EOG) Based Interface for Mobility Aind. In IEEE 4th International Conference on Intelligent Human Computer Interaction, p. 1-6.

BANGOR, A.; KORTUM, P.; MILLER, J.A. (2008). The System Usability Scale (SUS): An Empirical Evaluation, International Journal of Human-Computer Interaction; 24(6).

BASTOS-FILHO, T. F. La interacción de personas con discapacidad con el computador. 1. ed. Madri: CYTED, 2013. 206p.

BASTOS-FILHO, T.; FERNANDES, M.; LUCENA, V.; PEREIRA, C.. Proposal of Architecture for Integration of a Wheelchair in an Intelligent Space. In: 4th IEEE Biosignals and Biorobotics conference (ISSNIP), Rio de Janeiro, 2013.

BASTOS-FILHO, T. F.; CAVALIERI, D. C.; SARCINELLI-FILHO, M.; AZORIN, J. M.; IANEZ, E.; UBEDA, A.. Interfaces baseadas em movimentos oculares: eletrooculografia (EOG) e videooculografia (VOG). In: José María Azorín; Ramón Ceres; Anselmo Frizera Neto; Teodiano Freire Bastos. (Org.). A Interação de Pessoas com Deficiência com o Computador. 1ed.Madri: CYTED, 2014, v. 1, p. 107-124.

BAXTER; et al. Barriers and facilitators to the use of high-technology augmentative and alternative communication devices: a systematic review and qualitative synthesis. (2012). *Int J Lang Commun Disord*, march–april, 47(2), 115–129.

BISSOLI, A. L. C., FERRARA, F., SILVEIRA, M. L.; BASTOS FILHO, T. F. (2015a) Interação com o Ambiente e Comando de Equipamentos por Infravermelho para Cadeirantes. In 1st International Workshop on Assistive Technology, p. 177-180.

BISSOLI, A. L. C., FERRARA, F., SIME, M. M.; BASTOS FILHO, T. F. (2015B) A Multimodal Assistive System to Operate a Smart Environment. In 1st International Workshop on Assistive Technology, p. 103-106.

BISSOLI, A. L. C.; LIMA, L. E. M. E LOVATTE, M. A. (2013). Automatic Path Generation and Reactive Behavior for a Wheelchair. *Proceedings IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*, Takamatsu, Japan, pp 525-532.

BISSOLI, A. L. C.; SILVA, B. L. DA; LIMA, L. E. M.; ANDREÃO, R. V. (2013). Geração e Suavização de Trajetórias Automáticas para uma Simulação Residencial de uma Cadeira de Rodas Comandada por Voz. In: *Anais do Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente*.

BLANKERTS, B.; DORNHEGE, G.; KRAULEDAT, M.; SCHRÖDER, M.; WILLIAMSON, J.; MURRAY-SMITH R.; MÜLLER, K. (2006) The Berlin Brain-Computer Interface Presents the Novel Mental Typewriter Hex-o-Spell. In *Proceedings of 3rd International Brain Computer Interface Workshop Training Course*, p. 108-109.

BOLZANI, C. A. M.; NETTO, M. (2009). The engineering of micro agents in smart environments, Vol. 13, nº 1, pp. 31-38.

BOLZANI, C.. “Análise de Arquiteturas e Desenvolvimento de uma Plataforma para Residências Inteligentes”, Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica, Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, 2010.

BORGES, L. R.; FURTADO, L. S.; JÚNIOR, G. G. L. S.; FERNANDES, A. A. J.; NAVES, E. L. M. (2014). Sinais Eletromiográficos e Eletrônica Analógica Aplicados ao Controle de Cadeira de Rodas Motorizada. In XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, pp. 1249-1252.

BRANDÃO, A. S.; CRUZ, C. DE LA; BASTOS FILHO, T. F.; SARCINELLI-FILHO, M. (2010). Uma Estratégia de Desvio de Obstáculos Estáticos e Dinâmicos Aplicados a uma Cadeira de Rodas Robótica. In: Anais do Congresso Brasileiro de Automática, pp. 4381-4386.

BRENGI, D.; et al. “Desarrollo de una sala de estimulación multisensorial activa de fácil instalación y transporte”. In: VI Jornadas AITADIS de Rehabilitación y Tecnologías de Apoyo. Assunção, 2014.

BROOKE, J. (1996). SUS: a "quick and dirty" usability scale. In: Jordan, P.W. et al. Usability Evaluation in Industry. London: Taylor and Francis; p.189-194.

BROOKE, J. (2013) SUS: a retrospective. Journal of Usability Studies, vol. 8, issue 2, 2013.

BRYEN, D. N.; Pecunas P. (2004) Augmentative and Alternative Communication and Cell Phone Use: One Off-the-shelf Solution and Some Policy Considerations. In: Assistive technology, p. 11-17. PubMed.

BUNING, M. E. (2013). Adaptações de Alta Tecnologia para Compensar a Incapacidade. In: Radomski, M.V. e Latham, C.A.T., Terapia Ocupacional para Disfunções Físicas. Brasil: Editora Santos; p. 510-541.

CAMPANELI, H. do C.; MESTRIA, M. (2013). Otimização de Trajetórias de Caminhos Mínimos para a Locomoção de uma Cadeira de Rodas Robótica. In: Anais do Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente.

CARNER, P. "Project Domus: Designing Effective Smart Home Systems", Dublin Institute of Technology, 2008.

CAVALIERI, D. C.; BASTOS-FILHO, T. F.; SARCINELLI-FILHO, M.; PALAZUELOS, S. ; MACÍAS, J.; MARTÍN, J. L.. Evaluating Machine Learning Methods for POS Prediction in Portuguese. In: 14th Biennial Conference of the International Society for Augmentative and Alternative Communication (ISAAC), 2010, Barcelona. Proceedings of the 14th Biennial Conference of the International Society for Augmentative and Alternative Communication (ISAAC), 2010.

CAVALIERI, D. C.; BASTOS-FILHO, T. F.; SARCINELLI-FILHO, M.; PALAZUELOS, S. ; MACÍAS, J.; MARTÍN, J. L.. A Part-of-Speech Tag Clustering for a Word Prediction System in Portuguese Language. *Procesamiento del Lenguaje Natural*, v. 47, p. 205-2011, 2011.

CELESTE, W. C.; FILGUEIRA, P. N. DOS S.; BASTOS FILHO, T. F.; SARCINELLI FILHO, M.; CASAÑO, C. DE LA C. (2007). Modelo Dinâmico e Controle de uma Cadeira de Rodas Autônoma para Pessoas com Deficiência Motora Severa. In *Anais do Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente*.

CHEEIN, F. A. A.; CRUZ, C. DE LA; BASTOS FILHO, T. F.; CARELLI, R. (2009). SLAM-based Cross-a-Door Solution Approach for a Robotic Wheelchair. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, Vol.6, nº 3, pp. 239-248.

CHOI, C.; RIM, B.; KIM, J. (2011) Development and Evaluation of a Assistive Computer Interface by sEMG for Individuals with Spinal Cord Injuries. In *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, p. 1-5.

CRUZ, C. DE LA; BASTOS FILHO, T. F. (2009). Controle Adaptativo de Postura de Robôs Móveis Baseado no Modelo Dinâmico. In: *Anais do Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente*.

CRUZ, C. DE LA; GUIMARÃES, E. B.; BASTOS FILHO, T. F. (2010). Sistema de Guiagem e Localização de Cadeiras de Rodas Robóticas Utilizando Sensores Indutivos. In: *Anais do Congresso Brasileiro de Automática*, pp. 934-939.

CRUZ, D.M.C.; Emmel, M.L.G. (2012). Uso e abandono de tecnologia assistiva por pessoas com deficiência física no Brasil. EFDportes.com, Revista Digital. Buenos Aires; 17, 173.

EMOTIV EPOC [internet]. (2016). Disponível em: <http://emotiv.com/epoc>.

FAGER, S.; BEUKELMAN, D. R.; FRIED-OKEN, M.; JAKOBS, T. E; BAKER, J. (2012) Access Interface Strategies. In Assistive Technology, vol. 24, p. 25-33. Spring.

FAZEL-REZAI, R.; ALLISON, B. Z.; GUGER, C.; SELLERS, E. W.; KLEIH, S. C. E.; KÜBLER, A. (2012) P300 Brain Computer Interface: Current Challenges and Emerging Trends. In Frontiers Neuroengineering, vol. 5, article 14, p. 1-14. Frontiers.

FERNANDES, M.; COVRE, V.; QUEIROZ, F.; VASSALO, R.; BASTOS FILHO, T.; MAZO, M.. An Intelligent Space for Mobile Robot Localization Using a Multi-Camera System. Sensors (Basel), v. 14, pp. 15039-15064, 2014.

FERREIRA, A.; SILVA, R. L.; BASTOS FILHO, T. F.; SARCINELLI FILHO, M. (2007). Cadeira de Rodas Robótica com Interface de Comunicação por PDA Comandada por Sinais Cerebrais. In: Anais do Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente.

FINK, J. (1999). Cyberseduction: reality in the age of psychotechnology. Avatar (computing). Prometheus Books, p.47-53.

FLORES, M.; BRUNETTI, F. “Protocolo de Comunicación para Redes Domóticas Inclusivas”. In: VI Jornadas AITADIS de Rehabilitación y Tecnologías de Apoyo. Assunção, 2014.

GENTILHO JÚNIOR, E.; ROSA FILHO, J. E. A.; BIAZETO, A. R.; COVACIC, M. R.; CARVALHO, A. A. DE; TEIXEIRA, M. C. M.; SANCHES, M. A.; KOZAN, R. F.; JUNQUEIRA, M. V. N.; GAINO, R. (2013). Controle Implementado em DSP para Cadeira de Rodas Acionada por Sopro e Sucção. In: Anais do Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente.

GLENNEN, S. L. (1997). Introduction to Augmentative and Alternative Communication. In: Glennen, S.L. e Decoste, D.C. Handbook of Augmentative and Alternative Communication, San Diego: Singular Publishing Group Inc; p. 3-20.

HALTON, J. (2008). Virtual rehabilitation with video games: A new frontier for occupational therapy. *Occupational Therapy Now*, 9(6), p. 12-14.

HUSSEIN, A.; et al. "Smart Home Design for Disabled People based on Neural Networks", In: V International Conference on Emerging Ubiquitous Systems and Pervasive Networks, 2014.

ILLINGWORTH, F.; CALLAGHAN, V.; HAGRAS, H.. "A Neural Network Agent Based Approach to Activity Detection in Aml Environments", Proceedings of IEE International Workshop on Intelligent Environments, 2005.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA – IBGE (2012). Censo Demográfico 2010: Características gerais da população, religião e pessoas com deficiência. Rio de Janeiro: IBGE.

JOSÉ, M.; GIACOMELLI, W.; LUIS, V.; FONTES, M. (2012). Domótica via web ao alcance da classe média baixa. Congresso Norte Nordeste de Pesquisa e Inovação.

KADAM, R.; MAHAMUNI, P; PARIKH, Y. (2015). Smart Home System. *International Journal of Innovative Research in Advanced Engineering*, Vol. 2, nº 1, pp. 81-86.

KILNER, C. e TORI, R. (2004). Introdução à Realidade Virtual, Realidade Misturada e Hiper-realidade. *Realidade Virtual: conceitos e tendências*. Editora Mania de Livro. São Paulo. p. 3.

KIM, J.; PARK, H.; GHOVANLOO, M. (2012). Tongue-Operated Assistive Technology with Access to Common Smartphone Applications via Bluetooth Link. In *IEEE 34th Annual Int. Conference of the Eng. in Medicine and Biology Society*; p. 4054-5057.

KRASNY-PACINI, A; *et al.* (2013). Goal attainment scaling in rehabilitation: a literature-based update. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*. 56, 212-230.

KURLANDER, D.; SKELLY, T. e SALESIN, D. (1996). Comic chat. In: Proceedings of the 23rd annual conference on Computer graphics and interactive techniques. ACM, p. 225-236.

LAM, Y. M. Non-Acoustic Communication with Speech Smoothing (2012) In Signal & Imagem Processing: An International Journal, vol. 3, number 1, p. 1-17.

LEÔNCIO JÚNIOR, A. P.; NUNES, W. R. B. M.; SILVA, N.; COVACIC, M R.; COCCO, G. G.; GIUZIO, C. R.; LU-PATTELI, R.; PIROLO, V.; RODRIGUES, P. F.; BASSI, P.; GAINO, R. (2014). Acionamento de uma Cadeira de Rodas pela Percepção da Intensidade de Sopro e Sucção, com Motores de Indução. In XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, pp. 2065-2069.

LEÔNCIO JÚNIOR, A. P.; NUNES, W. R. B. M.; SILVA, N.; COVACIC, M R.; COCCO, G. G.; GIUZIO, C. R.; LUPATTELI, R.; PIROLO, V.; RODRIGUES, P. F.; BASSI, P.; GAINO, R. (2014). Acionamento de uma Cadeira de Rodas pela Percepção da Intensidade de Sopro e Sucção, com Motores de Indução. In XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, pp. 2065-2069.

LOPES, L. F. (2014). Propósito. Publicado em Con-venção sobre os Direitos das Pessoas com Deficiência: Novos Comentários, versão impressa, 3ª ed., pp. 26-35.

MAMANI, A. “Abordagem Neuro-Genética para Recuperação de Padrões. Caso de Estudo: Reconhecimento de Gestos em Ambientes Inteligentes”, Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, 2011.

MARQUES, P. J.; PEREIRA, C. E. (2014). Proposta de Sistema de Localização para Cadeira de Rodas Automatizada em Ambiente Inteligente. In Anais do XX Congresso Brasileiro de Automática, Belo Horizonte, MG, pp. 4179-4186.

MASON, S. G.; BIRCH, G. E.. A general framework for brain-computer interface design. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 11(1):70-85, 2003.

MÜLLER, S. M. T.; BASTOS FILHO, T. F. E SARCINELLI FILHO, M. (2011). Implementação de uma ICC\_SSVEP para o Comando de uma Cadeira de Rodas



Robótica. In: Anais do Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente, São João Del Rei, MG, pp. 211-216.

NUNES, W. R. B. M.; SILVA, N. DA; GAINO, R.; COVACIC, M. R.; LEÔNIO JÚNIOR, A. P. (2014). Cadeira de Rodas com Motores de Indução Trifásicos, Controle Vetorial e Comando por Joystick. In XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, pp. 1887-1891.

PALERM, C. C. R.; RUIZ, P. A. L. (1992) Augmentative / Alternative System for Public Communication for Children with Cerebral Palsy. In IEEE 14th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, p. 1525-1526.

PANEK, P.; et al. "Smart Home Applications for disabled People - Experiences and Perspectives", EIB Event 2001 - Proceedings, p. 71-80, 2001.

PAUL, G. M.; CAO F.; TORAH, R.; YANG K.; BEEBY, S.; TUDOR, J. (2014). A Smart Textile Based Facial EMG and EOG Computer Interface. In IEEE Sensors Journal, vol. 14, issue 2, p. 393-400.

PEDRETTI, L. W.; EARLY, M. E. (2004). Desempenho ocupacional e modelos de prática para disfunção física. In: Pedretti, L.W.; e Early, M.E, Terapia ocupacional: capacidades práticas para disfunções físicas. São Paulo: Roca.

PEREZ, E.; SORIA, C.; BASTOS-FILHO, T. F.; NASISI, O... A Visual Based Interface Applied to a Robotic Wheelchair. In: III International Congress on Digital Homes, Robotics and Telecare for All, 2009, Barcelona. Proceedings of the III International Congress on Digital Homes, Robotics and Telecare for All, 2009.

PEREZ, E.; LÓPES, N.; OROSCO, E.; SORIA, C. M.; MUT, V.; BASTOS-FILHO, T. F.. Robust Human Machine Interface Based on Head Movements Applied to Assistive Robotics. The Scientific World Journal. 2013, p. 1-11, 2013.

PEROZZO, R.. "Framework para Integração entre Ambientes Inteligentes e o Sistema Brasileiro de TV Digital", Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica, Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2011.

QUINTELA, M. A.; MENDES, M.; CORREIA, S. (2013) Augmentative and Alternative Communication: Vox4all® Presentation. In IEEE 8th Iberian Conference on Information Systems and Technologies. p. 1-6.

ROBLES, R.; KIM, T. "A Review on Security in Smart Home Development", International Journal of Advanced Science and Technology, vol. 15, 2010a.

ROBLES, R.; KIM, T.. "Applications, Systems and Methods in Smart Home Technology: A Review", International Journal of Advanced Science and Technology, vol. 15, 2010b.

SHANNON, C. E.. A mathematical theory of communication. ACM SIGMOBILE Mobile Computing and Communications Review, 5(1):3\_55, 2001.

SILVA, B. L. S.; LIMA, L. E. M.; ANDREAIO, R. V.. Reconhecimento de voz aplicado ao acionamento de uma cadeira de rodas. In: XX Congresso Brasileiro de Automática, 2014, Belo Horizonte - BR. Anais do XX Congresso Brasileiro de Automática, 2014.

SILVA, R.; SILVA, A. (2011). Tecnologias para construção de mundos virtuais: um comparativo entre as opções existentes no mercado, FAZU em Revista, No. 08, pp. 211-215.

SENO, B. D.; MATTEUCCI, M.; MAINARDI, L. T.. The utility metric: a novel method to assess the overall performance of discrete brain-computer interfaces. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 18(1):20-28, 2010.

THE EYE TRIBE [internet]. (2016). Disponível em: <http://theeyetribe.com/>

THOMPSON, D. E.; QUITADAMO, L. R.; QUITADAMO, MAINARD, L.; et al. Performance measurement for brain-computer or brain-machine interfaces: a tutorial. Journal of neural engineering, 11(3):035001, 2014.

TORII I., OHTANI K., NIWA T., YAMAMOTO A.; ISHII N. (2012) Augmentative and Alternative Communication with Digital Assistant for Autistic Children. In IEEE International Conference on Emerging Signal Processing Applications, p. 71-74.

WOLPAW, J. R.; BIRBAUMER, N.; MCFARLAND, D. J.; PFURTSCHELLER, G.; VAUGHAN, T. M. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical neurophysiology*, 113(6):767-791,2002.

USSAAC – United States Society for Augmentative and Alternative Communication. (2016). “AAC Devices” [internet]. Disponível em: <http://www.ussaac.org/aac-devices.cfm>.

WEINKELLER, G. P. C.; SALLES, J. L. F.; BASTOS FILHO, T. F. (2013). Controle Preditivo via Programação Multiparamétrica Aplicado no Modelo Cinemático de uma Cadeira de Rodas Robótica. In: *Anais do Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente*.

WESSELS, R. et al (2003). Non-use of provided assistive technology devices: a literature overview. *Technology and Disability*; 15(4), 231-238.













## APÊNDICE D – SUS – AI



### Universidade Federal do Espírito Santo Programa de Pós Graduação em Biotecnologia

#### ESCALA DE USABILIDADE DE SISTEMA (*System Usability Scale – SUS, adaptado*)

O questionário deve ser respondido baseando-se nas tarefas realizadas usando o Ambiente Inteligente.

	Discordo Fortemente				Concordo Fortemente
	1	2	3	4	5
Eu acho que eu gostaria de usar este Ambiente Inteligente com frequência.					
Eu acho o Ambiente Inteligente desnecessariamente complexo.					
Eu penso que o Ambiente Inteligente foi fácil de usar.					
Eu acho que seria necessário o apoio de uma pessoa técnica para ser capaz de usar este Ambiente Inteligente.					
Eu achei que as diversas funções deste Ambiente Inteligente foram bem integradas.					
Eu penso que existem muitas inconsistências no Ambiente Inteligente.					
Eu imagino que a maioria das pessoas iria aprender a usar este Ambiente Inteligente muito rapidamente.					
Eu achei o Ambiente Inteligente muito complicado de usar.					
Eu me senti muito confiante com o Ambiente Inteligente.					
Eu precisava aprender um monte de coisas antes que eu pudesse ir embora com este Ambiente Inteligente.					

## APÊNDICE E – SUS – CAA



### Universidade Federal do Espírito Santo Programa de Pós Graduação em Biotecnologia

#### ESCALA DE USABILIDADE DE SISTEMA (*System Usability Scale – SUS, adaptado*)

O questionário deve ser respondido baseando-se nas tarefas realizadas usando o Aplicativo para Comunicação Alternativa - CAApp.

	Discordo Fortemente				Concordo Fortemente
Eu acho que eu gostaria de usar este CAApp com frequência.	1	2	3	4	5
Eu acho o CAApp desnecessariamente complexo.	1	2	3	4	5
Eu penso que o CAApp foi fácil de usar.	1	2	3	4	5
Eu acho que seria necessário o apoio de uma pessoa técnica para ser capaz de usar este CAApp.	1	2	3	4	5
Eu achei que as diversas funções deste CAApp foram bem integradas.	1	2	3	4	5
Eu penso que existem muitas inconsistências no CAApp.	1	2	3	4	5
Eu imagino que a maioria das pessoas iria aprender a usar este CAApp muito rapidamente.	1	2	3	4	5
Eu achei o CAApp muito complicado de usar.	1	2	3	4	5
Eu me senti muito confiante com o CAApp.	1	2	3	4	5
Eu precisava aprender um monte de coisas antes que eu pudesse ir embora com este CAApp.	1	2	3	4	5

## APÊNDICE F – SUS – AV



### Universidade Federal do Espírito Santo Programa de Pós Graduação em Biotecnologia

#### ESCALA DE USABILIDADE DE SISTEMA (*System Usability Scale – SUS, adaptado*)

O questionário deve ser respondido baseando-se nas tarefas realizadas usando o **Ambiente Virtual**.

	Discordo Fortemente				Concordo Fortemente
Eu acho que eu gostaria de usar este Ambiente Virtual com frequência.					
	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
Eu acho o Ambiente Virtual desnecessariamente complexo.					
	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
Eu penso que o Ambiente Virtual foi fácil de usar.					
	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
Eu acho que seria necessário o apoio de uma pessoa técnica para ser capaz de usar este Ambiente Virtual.					
	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
Eu achei que as diversas funções deste Ambiente Virtual foram bem integradas.					
	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
Eu penso que existem muitas inconsistências no Ambiente Virtual.					
	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
Eu imagino que a maioria das pessoas iria aprender a usar este Ambiente Virtual muito rapidamente.					
	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
Eu achei o Ambiente Virtual muito complicado de usar.					
	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
Eu me senti muito confiante com o Ambiente Virtual.					
	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
Eu precisava aprender um monte de coisas antes que eu pudesse ir embora com este Ambiente Virtual.					
	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>4</b>

