



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação

Suzana Viana Mota

**Interface humano-computador baseada em
visão computacional: uma solução para pessoas
com tetraplegia**

Campinas

2019



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação

Suzana Viana Mota

Interface humano-computador baseada em visão computacional: uma solução para pessoas com tetraplegia

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de Mestra em Engenharia Elétrica, na Área de Engenharia da Computação.

Orientador: Prof. Dr. Eric Rohmer

Este exemplar corresponde à versão final da dissertação defendida pela aluna Suzana Viana Mota, e orientada pelo Prof. Dr. Eric Rohmer

Campinas

2019

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Área de Engenharia e Arquitetura
Elizangela Aparecida dos Santos Souza - CRB 8/8098

M856i Mota, Suzana Viana, 1990-
Interface humano-computador baseada em visão computacional : uma
solução para pessoas com tetraplegia / Suzana Viana Mota. – Campinas, SP :
[s.n.], 2019.

Orientador: Eric Rohmer.
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade
de Engenharia Elétrica e de Computação.

1. Inteligência computacional. 2. Deficiências do desenvolvimento. 3.
Computação grafica - Software. I. Rohmer, Eric, 1974-. II. Universidade
Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação.
III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Computer vision based human-computer interaction : a solution for
people with quadriplegia

Palavras-chave em inglês:

Computational intelligence

Developmental disabilities

Computer graphics - Software

Área de concentração: Engenharia de Computação

Titulação: Mestra em Engenharia Elétrica

Banca examinadora:

Eric Rohmer [Orientador]

Eleri Cardozo

Josué Júnior Guimarães Ramos

Data de defesa: 26-03-2019

Programa de Pós-Graduação: Engenharia Elétrica

Identificação e informações acadêmicas do(a) aluno(a)

- ORCID do autor: <https://orcid.org/0000-0003-1045-6717>

- Currículo Lattes do autor: <http://lattes.cnpq.br/8784137917996360>

COMISSÃO JULGADORA – DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Candidada: Suzana Viana Mota RA:150111

Data da defesa: 26 de março de 2019

Título da dissertação: Interface humano-computador baseada em visão computacional: uma solução para pessoas com tetraplegia.

Prof. Dr. Eric Rohmer (Presidente, FEEC/UNICAMP)

Prof. Dr. Eleri Cardozo (FEEC/UNICAMP)

Prof. Dr. Josué Junior Guimarães Ramos (CTI Renato Archer)

A ata de defesa, com as respectivas assinaturas dos membros da Comissão Julgadora, encontra-se no SIGA (Sistema de Fluxo de Dissertação/Tese) e na Secretaria de Pós Graduação da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação.

Dedico esta tese à toda minha família e amigos.

Agradecimentos

Agradeço imensamente a todos que colaboraram na realização deste trabalho, de forma direta ou indireta. Pelo apoio de cada familiar, amigos, professores e colegas de trabalho que colaboraram em minha formação humana e acadêmica.

Aos meus pais, Dulcelene e José Olavo, que sempre foram incentivadores e apoiadores incondicionais na realização de cada um dos meus sonhos. Mãe, seu cuidado e dedicação me deram força para prosseguir. Pai, seu incentivo e apoio constantes me deram segurança e tranquilidade para finalizar esta jornada. A minha avó, Maria Lopes Viana, um exemplo de vida para mim e que sempre me inclui em suas orações diárias. Aos meus irmãos, Vinícius e Júnior, pelo amor e apoio. A cada membro da família: tios e tias, primos e primas que foram grandes incentivadores na realização deste projeto.

A minha família Campineira: Regis e Leina que me adotaram carinhosamente e cuidaram de mim como verdadeiros pais, tornando a minha adaptação e permanência nesta nova cidade, mais familiar e acolhedora, a vocês minha eterna gratidão!

Ao Professor Dr. Eric Rohmer, pela generosidade, paciência e orientação em todos os momentos deste projeto. Muito obrigada por tudo, Gru! Aos colegas de laboratório, carinhosamente chamados de Minions, por todo o apoio, companheirismo e bons churrascos durante a realização do trabalho. Aos colegas de pós-graduação do LCA, por todas as sugestões, incentivos, conselhos e bons almoços durante esta jornada.

Aos grandes amigos e colegas de trabalho: ao José Antônio Beiral, chefe do Laboratório de Tecnologia Assistiva e Acessibilidade Digital do CTI - Renato Archer e Marcos Espíndola, que me abriram os olhos para o mundo de possibilidades no desenvolvimento de pesquisa dedicada à pessoas com deficiência, o meu sincero muito obrigada!

Aos grandes amigos: Zeca Medrado, Felipe Mota, Elisa Tupiná, Amanda Escobar, Paloma Dias, Mariana Viana, Ernane Ferreira, Lara Dourado e Maycon Magalhães, que foram primordiais neste trabalho, auxiliando em testes, na leitura, revisão do texto, além de sugestões, conselhos ou apoios psicológicos.

O sentimento final é de muita gratidão e aprendizado. Muitas pessoas contribuíram na construção deste projeto, seja com uma palavra amiga, uma sugestão ou um feedback sincero. A cada uma das mãos, olhos e vozes que colaboraram de alguma forma, o meu carinhoso muito obrigada!

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

“ O que sabemos é uma gota, o que ignoramos é um oceano.”
(Newton, Isaac)

Resumo

O presente projeto consiste no desenvolvimento de uma ferramenta de interação humano-computador natural, dedicada à pessoas com deficiências motoras graves, que permita o controle e utilização de uma cadeira de rodas, um *mouse* e uma *Smart Home*, através de expressões e/ou movimentos faciais. Para tanto, foi desenvolvida uma solução de baixo custo, que se utiliza de uma *web cam* convencional para identificar as expressões faciais e movimentos realizados pelo rosto do usuário. Além disso, testes de usabilidade e cargas de trabalho, foram realizados com a interface desenvolvida, que apresentou bons níveis de segurança, facilidade de uso e navegabilidade.

Palavras-chaves: Visão Computacional; Tecnologia Assistiva; Interface humano-computador; Pessoa com deficiência.

Abstract

This project consists in the development of a natural human-computer interaction tool, dedicated to people with severe motor deficiencies, that allows the control and use of a wheelchair, a mouse and a Smart Home, through facial expressions and/or movements. For this, a low cost solution was developed, using a conventional web cam to identify the facial expressions and movements performed by the user's face. In addition, usability tests and work load tests were performed with the interface developed showing good levels of security, ease of use and navigability.

Keywords: Computer Vision; Assistive Technology; Human-computer interface; Disabled People.

Lista de ilustrações

Figura 1.1 – Lesões da Coluna Cervical	17
Figura 2.1 – Evolução das interfaces humano-computador.	22
Figura 2.2 – Etapas de um sistema de Visão Computacional.	26
Figura 2.3 – Imagem digital do tipo binária.	28
Figura 2.4 – Imagem digital em escala de cinza.	28
Figura 2.5 – Visão geral do modelo <i>publish-subscriber</i> do MQTT.	32
Figura 3.1 – Controle de cadeira de rodas motorizada através da língua.	34
Figura 3.2 – Interface visual do sistema baseado em EEG para controle de cadeira de rodas motorizada.	35
Figura 3.3 – Posicionamento dos eletrodos de EOG no rosto do usuário.	36
Figura 3.4 – Expressões faciais utilizadas no controle de cadeira de rodas, baseada na câmera 3D <i>Intel RealSense</i>	37
Figura 3.5 – Ponteira de Cabeça	38
Figura 3.6 – Interface de mouse controlada por EMG. a)Dispositivo em uso. b)Eletrodos.	38
Figura 3.7 – Emulação de mouse baseada em giroscópio e sinais EMG, utilizando o <i>headset Emotiv Epoc</i>	39
Figura 3.8 – Utilização do <i>hMouse</i>	40
Figura 3.9 – Google Home, à direita e Amazon Echo, à esquerda.	42
Figura 4.1 – <i>Joyface</i> : Habilitando e desabilitando os menus, através do sorriso do usuário.	43
Figura 4.2 – <i>Joyface</i> : <i>Região de referência e Joystick Virtual</i> criado.	44
Figura 4.3 – Visão Geral da hierarquia de menus disponíveis no sistema <i>Joyface</i>	44
Figura 4.4 – <i>Joyface</i> : Comandos utilizados no controle da cadeira de rodas, presentes no módulo de Mobilidade.	45
Figura 4.5 – <i>JoyFace</i> : Interação com o menu de controle de Mouse e região de inte- resse para observar o piscar de olhos que gera o clique (área em amarelo).	46
Figura 4.6 – <i>Joyface</i> : Interação com o módulo de Iluminação.	47
Figura 4.7 – <i>JoyFace</i> : Interação com o módulo de controle de Portas.	47
Figura 5.1 – Interfaces baseadas em Tecnologias Assistivas utilizadas para acessar o computador (eixo vertical) e Percentual/Número de entrevistados (eixo horizontal) que relataram já utilizar cada interface no cotidiano (em azul) e os que realizaram testes de usabilidade de suas interfaces (em rosa).	49

Figura 5.2 – Qual dispositivos os usuários com tetraplegia já controlam (em azul) e quais dispositivos têm preferência em controlar (em rosa).	50
Figura 5.3 – Exemplos de características Haar, posicionadas sobre uma janela de amostragem.	55
Figura 5.4 – Processo de detecção de faces Viola-Jones utilizado na biblioteca OpenCV.	56
Figura 5.5 – Seleção de características utilizando o algoritmo <i>Adaboost</i>	57
Figura 5.6 – <i>Joyface</i> : Região de referência do <i>joystick</i> virtual e comandos direcionais. Na imagem do centro, a zona neutra, na imagem da direita, o comando RIGHT, na imagem da esquerda, o comando LEFT, na imagem acima o comando UP, na imagem abaixo, o comando DOWN.	58
Figura 5.7 – <i>Joyface</i> : Visão geral da cadeira de rodas robotizada utilizada no trabalho.	59
Figura 5.8 – Resumo da arquitetura da cadeira. De baixo para cima estão representadas as camadas 1 (Baixo Nível), 2 (Nível Intermediário) e 3 (Alto Nível), respectivamente.	60
Figura 5.9 – Pontos mapeados dos olhos.	61
Figura 5.10 – Visualização dos pontos de referência dos olhos quando o olho está aberto/fechado e a relação do EAR calculado em cada situação.	62
Figura 5.11 – Visão geral da plataforma domótica desenvolvida, onde a interface <i>Joyface</i> envia comandos para o Broker MQTT, responsável por controlar os dispositivos reais e em ambiente simulado.	64
Figura 6.1 – A câmera Intel RealSense F200 utilizada para capturar as expressões faciais e controlar a cadeira de rodas na abordagem <i>Wheelie</i> . Este dispositivo consiste em um sensor de cor com resolução RGB 1080p e uma câmera de profundidade desenvolvida pela <i>Intel</i> para capturar os refletores gerados pelo projetor laser IR.	65
Figura 6.2 – Expressões faciais para controle da cadeira de rodas, utilizando o sistema de navegação <i>Wheelie</i>	66
Figura 6.3 – Experimento com cadeira de rodas: <i>Joyface</i> e <i>Wheelie</i> : Trajeto percorrido pelos voluntários durante o experimento.	67
Figura 6.4 – Comparativo da experiência do usuário ao utilizar as interfaces <i>Joyface</i> e <i>Wheelie</i>	69
Figura 6.5 – Trajetória realizada por um operador treinado utilizando o <i>JoyFace</i> , no primeiro item e o <i>Wheelie</i> , no segundo item, foi utilizado um laser <i>rangefinder</i> acoplado à cadeira de rodas para a criação do mapa.	70
Figura 6.6 – <i>JoyFace</i> : Simulação da <i>Smart Home</i> no V-REP.	71
Figura 6.7 – Avaliação do nível de dificuldade na realização da tarefa A, de controle de luzes.	72

Figura 6.8 – Avaliação do nível de dificuldade na realização da tarefa B, de controle de portas.	72
Figura 6.9 – Avaliação da lembrança dos comandos da tarefa A, de controle de luzes.	73
Figura 6.10–Avaliação da lembrança dos comandos da tarefa B, de controle de portas.	73
Figura 6.11–Erros inesperados ocorridos na execução da tarefa A, de controle de luzes.	74
Figura 6.12–Erros inesperados ocorridos na execução da tarefa B, de controle de portas.	74
Figura 6.13–Ambiente de <i>software</i> utilizado na realização da tarefa de controle de <i>mouse</i> do experimento.	75
Figura 6.14–Classificações das demandas (0 - 100) avaliadas pelos voluntários na utilização do <i>software ACAT</i>	78
Figura 6.15–Classificações das demandas (0 - 100) avaliadas pelos voluntários na utilização do <i>software JoyFace</i>	79
Figura 6.16–Classificações Médias das demandas (0 - 100) avaliadas pelos voluntários na utilização dos <i>software JoyFace e ACAT</i> , em comparativo. . . .	80

Lista de tabelas

Tabela 5.1 – <i>Action Units</i> da região Superior do rosto.	52
Tabela 5.2 – <i>Action Units</i> da região inferior do rosto.	53
Tabela 5.3 – Expressões e Movimentos faciais disponíveis no sistema Joyface associadas a suas funcionalidades.	55
Tabela 6.1 – Comandos utilizados nas abordagens <i>JoyFace</i> and <i>Wheelie</i> , para controlar a cadeira de rodas.	67
Tabela 6.2 – Tempos de volta (em minutos) e quantidade de paradas de emergência, que os participantes tiveram que realizar, devido a iminência de colisões ou até mesmo pânico durante a navegação.	69
Tabela 6.3 – Tempo de realização (em minutos) da etapa da tarefa, relacionada à navegação do <i>mouse</i>	76
Tabela 6.4 – Tempo de realização (em minutos) da etapa da tarefa, relacionada ao clique do <i>mouse</i>	77

Sumário

1	Introdução	16
2	Referencial Teórico	20
2.1	Tecnologia Assistiva	20
2.2	Interação Humano-Computador	22
2.3	Interfaces Naturais	23
2.4	<i>Affordances</i>	24
2.5	Visão Computacional	25
2.6	Composição da Imagem	27
2.7	Detecção Facial	29
2.8	Domótica	30
3	Estado da Arte	33
3.1	Controles alternativos dedicados a Cadeiras de Rodas	33
3.2	Controles Alternativos para Mouse	37
3.3	Controles Alternativos para <i>Smart Homes</i>	41
4	JoyFace	43
4.1	Módulo: Mobilidade	45
4.2	Módulo: Mouse	46
4.3	Módulo: Iluminação	46
4.4	Módulo: Portas	47
5	Materiais e Métodos	48
5.1	Cadeira de rodas robotizada	58
5.2	Mouse	61
5.3	Smart Home	62
6	Validação e Testes	65
6.1	Experimento comparativo entre navegações para controle de cadeira de rodas	65
6.2	Experimento de avaliação da usabilidade do módulo de <i>Smart Home</i>	70
6.3	Experimento NASA-TLX aplicado ao módulo de <i>mouse</i>	74
	Conclusão	81
	Referências	84
	APÊNDICE A Termo de Consentimento e Livre Esclarecido	90
	APÊNDICE B Formulário do experimento de navegação de controle de ca-	
	deira de rodas através de Expressões Faciais	93

APÊNDICE C	Formulário do experimento comparativo de navegação de controle de cadeira de rodas através de Expressões Faciais	95
APÊNDICE D	Testes de Usabilidade referente ao módulo de <i>Smart Home</i> do sistema <i>Joyface</i>	97
APÊNDICE A	Nasa Task Load Index - Avaliação	99

1 Introdução

Mais de um bilhão de pessoas em todo o mundo convivem com alguma forma de deficiência, correspondendo a aproximadamente 15% da população mundial. Nos próximos anos, a deficiência será uma preocupação ainda maior, pois sua incidência tem aumentado gradativamente. Isto se deve ao envelhecimento das populações, ao aumento global de doenças crônicas tais como diabetes, patologias cardiovasculares, câncer, distúrbios mentais, além de fatores como violência urbana, acidentes de trânsito e acidentes de trabalho (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2011).

As deficiências são divididas em visual, motora, mental e auditiva. No Brasil, segundo o IBGE, mais de 45 milhões de pessoas possuem algum tipo de deficiência, correspondendo a 23,92% de toda a população brasileira. Dentre estas, 7% possuem algum tipo de deficiência motora, totalizando 3,15 milhões de pessoas com dificuldades de mobilidade do tipo: leve, moderada ou severa (IBGE, 2010).

Este trabalho oferece uma solução de *software* dedicada à pessoas com deficiências motoras severas, principalmente com tetraplegia ou quadriplegia, caracterizada como a paralisia que afeta as quatro extremidades do corpo: os dois membros superiores e os dois membros inferiores. Uma das principais causas da tetraplegia é a lesão da medula espinhal na região cervical ou trauma raquimedular (TRM).

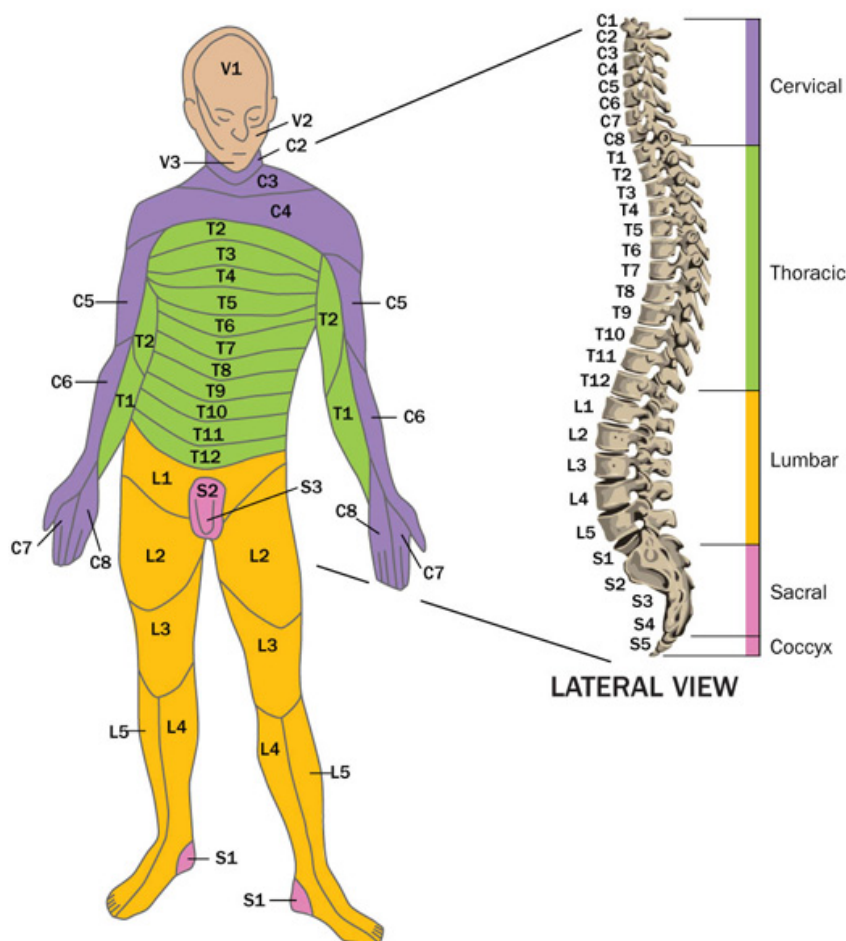
A coluna vertebral é composta por oito vértebras cervicais (C1 a C8), doze vértebras torácicas (T1 a T12), cinco lombares (L1 a L5) e cinco sacrais (S1 a S5), conforme pode ser visto na Figura 1.1. Quanto mais alto o nível da lesão, maior é o acometimento neurológico motor e sensitivo do corpo: a tetraplegia provém de uma lesão acima da cervical C7, atingindo os quatro membros superiores e inferiores, e paraplegia abaixo de T1, acometendo apenas os membros inferiores (BORGES *et al.*, 2012).

A incidência mundial anual de trauma raquimedular é da ordem de 15 a 40 casos por milhão de habitante (CARTER, 1977), nos EUA a incidência é de aproximadamente 12 mil novos casos por ano (SANCES *et al.*, 1984). No Brasil, o coeficiente de incidência de trauma raquimedular é desconhecido e não existem dados precisos a respeito da sua incidência e prevalência, uma vez que esta condição não é sujeita à notificação. Mas segundo estimativas, a incidência de lesão medular traumática no Brasil, chega a aproximadamente 40 casos por milhão de habitante, cerca de 6 a 8 mil novos casos por ano, o que representa uma incidência muito elevada quando comparada a de outros países (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2015).

Dentre as vítimas brasileiras, 80% são homens e 60% se encontram entre os 10

e 30 anos de idade (GREVE, 1997). Trata-se portanto de uma patologia de alto impacto sócio-econômico, com alto custo para a sociedade e para o paciente, já que este fica dependente de um cuidador ou familiar para realizar as tarefas cotidianas.

Figura 1.1 – Lesões da Coluna Cervical



Fonte: (NORTHEAST REHABILITATION HOSPITAL NETWORK, 2018)

Nos estudos brasileiros, as principais causas de traumas raquimedulares são: acidentes de trânsito, ferimentos por projétil de arma de fogo e quedas. As causas não traumáticas representam 20% dos casos de lesão medular e compreendem patologias como: esclerose lateral amiotrófica (ELA), paralisia cerebral e paraparesia espástica tropical (MORAIS *et al.*, 2013).

Apesar da deficiência motora, os indivíduos com tetraplegia em grande parte, permanecem com plenas capacidades cognitivas, intelectuais e emocionais, faltando-lhes apenas os meios e tecnologias de apoio para atuarem no ambiente em que vivem, ficando desta forma aprisionados em seu próprio corpo. Para suprir estas necessidades de adequação do ambiente às pessoas com deficiência, surgiram as Tecnologias Assistivas, que correspondem a um arsenal de recursos ou serviços que podem ampliar as habilidades

funcionais de pessoas com algum tipo de deficiência.

Várias soluções de Tecnologia Assistiva têm sido desenvolvidas nos últimos anos, focadas no público com tetraplegia. No trabalho de Caltenco *et al.* (2012), foi realizado um questionário, onde 31 pessoas com tetraplegia foram entrevistadas na Europa, indicando quais dispositivos já controlavam em seu dia-a-dia e quais dispositivos gostariam de controlar. Os dispositivos mais citados na pesquisa, como aqueles que os indivíduos mais gostariam de controlar foram: cadeira de rodas, televisão, portas e janelas, luzes e rádio.

A partir deste cenário, este trabalho visa contribuir com o desenvolvimento de uma solução de tecnologia assistiva de baixo custo dedicada à pessoas com tetraplegia, que ofereça maior autonomia e qualidade de vida. A proposta é oferecer independência através de uma plataforma de *software* que permita que o usuário controle uma cadeira de rodas motorizada, um *mouse* de computador e dispositivos de uma casa automatizada, utilizando apenas expressões e movimentos faciais.

Rodrigues e Teixeira (2006) afirmam que produtos de tecnologia da informação tornam-se tecnologias assistivas importantes no acesso a conteúdos, soluções de *software* e *hardware*, que se tornam ferramentas potencializadoras nos processos de inclusão das pessoas com deficiência, nas formas de sociabilidade. Neto (2001) também indica a importância quanto ao uso de tecnologias, como acesso à computadores e à internet, por pessoas com deficiências no estabelecimento de relacionamentos afetivos e no processo de comunicação.

Os computadores oferecem acesso a uma infinidade de recursos, permitindo a interação com *softwares* de comunicação alternativa, ambientes de entretenimento, educação, trabalho e acesso à informação. Mas, apesar de todos os avanços na interação com o computador, as pessoas com deficiência motora ainda encontram dificuldades na utilização, pois a maior parte dos *softwares* são projetados para interagir apenas com um teclado ou *mouse*. Dessa forma, as pessoas com tetraplegia não têm a capacidade de usar estes dispositivos de entrada convencionais, sendo excluídas das interações sociais já comuns no cotidiano de outros usuários, além de limitarem seus meios de desenvolvimento acadêmico e profissional (ITS, 2008). Para tanto, é necessário propor novas alternativas de interação humano-computador que atendam ao público com tetraplegia.

A cadeira de rodas também é uma tecnologia assistiva primordial no dia-a-dia das pessoas com tetraplegia, pois oferece maior independência e autonomia. As cadeiras de rodas evoluíram nas últimas décadas, de forma que já existem modelos motorizados no mercado, controlados através de um *joystick*. Entretanto, as pessoas com tetraplegia, não são capazes de utilizar este tipo de controle, já que não possuem função motora

nos membros superiores. Necessitando portanto, de novas abordagens de interação com a cadeira de rodas que incluam este público.

Todos esses aspectos são potencialmente valiosos para indivíduos gravemente incapacitados, como aqueles com tetraplegia, para quem o acesso a diferentes tecnologias pode ser uma possibilidade de se tornarem independentes. Além disso, pessoas com tetraplegia possuem muita dificuldade na realização de tarefas cotidianas simples como ligar luzes, abrir portas e interagir com dispositivos eletroeletrônicos, dependendo sempre de familiares e cuidadores na realização destas atividades.

O relatório do World Health Survey indica que a deficiência afeta principalmente as populações mais pobres, com 80% das pessoas com deficiência residindo nos países em desenvolvimento (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2011). Além disso, as pessoas com deficiência apresentam piores perspectivas de saúde, menos acesso à educação, participação econômica menor e taxas de pobreza mais elevadas em comparação às pessoas sem deficiência.

Assim, viu-se a necessidade de desenvolver uma solução de Tecnologias Assistiva de baixo custo, permitindo que pessoas com deficiência motora utilizem expressões e movimentos faciais para utilizar uma plataforma que lhes proporcione autonomia, controlando dispositivos em três âmbitos: uma cadeira de rodas motorizada, um *mouse* e dispositivos eletroeletrônicos em sua casa, como lâmpadas e portas.

Este trabalho está organizado da seguinte forma: no Capítulo 2 será apresentado o referencial teórico, indicando os conceitos norteadores do trabalho. No Capítulo 3 são apresentadas, soluções de tecnologia assistiva para controle de cadeira de rodas, mouse e controle de dispositivos do ambiente residencial automatizado. No Capítulo 4 serão indicadas as características de funcionamento do sistema *Joyface* desenvolvido. No Capítulo 5 será apresentada a metodologia utilizada no desenvolvimento deste projeto. No Capítulo 6 são demonstrados os testes, validações e experimentos realizados com sistema desenvolvido. E ao final da dissertação serão indicadas as conclusões e contribuições deste trabalho.

2 Referencial Teórico

2.1 Tecnologia Assistiva

O termo Tecnologia Assistiva, foi criado oficialmente em 1988, como elemento jurídico da legislação norte-americana, conhecido como *Public Law 100-407*. As tecnologias assistivas foram definidas como: *"qualquer item, peça de equipamento ou sistema de produto, adquirido comercialmente, usado para aumentar, manter ou melhorar as capacidades funcionais de pessoas com deficiências"*(COOK; HUSSEY, 1995).

Este conjunto de leis que compõe, o *ADA - American with Disabilities Act*, define o termo Tecnologia Assistiva e também regulamenta os direitos dos cidadãos com deficiência nos EUA. Além disso, a partir desta definição e do suporte legal, a população norte-americana de pessoas com deficiência, passou a ter garantido pelo governo, o benefício de serviços especializados e o acesso a todo o arsenal de recursos que necessitam e que venham a favorecer uma vida mais independente e produtiva.

No Brasil, o termo Tecnologia Assistiva, foi definido em 2007, pelo Comitê de Ajudas Técnicas - CAT, como uma área do conhecimento, de característica interdisciplinar, que engloba produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que objetivam promover a funcionalidade, relacionada à atividade e participação de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social (BRASIL, 2009).

Os recursos e/ou serviços de Tecnologia Assistiva devem portanto, proporcionar à pessoa com deficiência a ampliação de sua comunicação, mobilidade, controle de seu ambiente, habilidades de seu aprendizado, trabalho e integração com a sociedade. Dessa forma, os itens de Tecnologia Assistiva são classificados no Brasil, conforme as 11 categorias abaixo:

1 - Auxílios para a vida diária: Materiais e produtos para auxílio em tarefas rotineiras tais como comer, cozinhar, vestir-se, tomar banho e executar necessidades pessoais, manutenção da casa etc.

2 - Comunicação aumentativa e alternativa: Recursos, eletrônicos ou não, que permitem a comunicação expressiva e receptiva das pessoas sem a fala ou com limitações da mesma. São muito utilizadas as pranchas de comunicação com os símbolos pictográficos, além de vocalizadores e *softwares* dedicados para este fim.

3 - Recursos de acessibilidade ao computador: Equipamentos de entrada e saída (síntese de voz, Braille), auxílios alternativos de acesso (ponteiras de cabeça, de luz), teclados modificados ou alternativos, acionadores, softwares especiais (de reconhecimento de voz, etc.), que permitem as pessoas com deficiência utilizem o computador.

4 - Sistemas de controle de ambiente: Sistemas eletrônicos que permitem as pessoas com limitações moto-locomotoras, controlar remotamente aparelhos eletro-eletrônicos, sistemas de segurança, entre outros, localizados em seu quarto, sala, escritório, casa e arredores.

5 - Projetos arquitetônicos para acessibilidade: Adaptações estruturais e reformas na casa e/ou ambiente de trabalho, através de rampas, elevadores, adaptações em banheiros entre outras, que retiram ou reduzem as barreiras físicas, facilitando a locomoção da pessoa com deficiência.

6 - Órteses e próteses: Troca ou ajuste de partes do corpo, faltantes ou de funcionamento comprometido, por membros artificiais ou outros recurso ortopédicos (talas, apoios etc.). Inclui-se os protéticos para auxiliar nos déficits ou limitações cognitivas, como os gravadores de fita magnética ou digital que funcionam como lembretes instantâneos.

7 - Adequação Postural: Adaptações para cadeira de rodas ou outro sistema de sentar visando o conforto e distribuição adequada da pressão na superfície da pele (almofadas especiais, assentos e encostos anatômicos), bem como posicionadores e contentores que propiciam maior estabilidade e postura adequada do corpo através do suporte e posicionamento de tronco/cabeça/membros.

8 - Auxílios de mobilidade: Cadeiras de rodas manuais e motorizadas, bases móveis, andadores, scooters de três rodas e qualquer outro veículo utilizado na melhoria da mobilidade pessoal.

9 - Auxílios para cegos ou com visão subnormal: Auxílios para grupos específicos que inclui lupas e lentes, Braille para equipamentos com síntese de voz, grandes telas de impressão, sistema de TV com aumento para leitura de documentos, publicações etc.

10 - Auxílios para surdos ou pessoas com déficit auditivo: Auxílios que inclui vários equipamentos (infravermelho, FM), aparelhos para surdez, telefones com teclado, teletipo (TTY), entre outros.

11 - Adaptações em veículos: Acessórios e adaptações que possibilitam a condução do veículo, elevadores para cadeiras de rodas, camionetas modificadas e outros veículos automotores usados no transporte pessoal (BERSCH, 2008).

2.2 Interação Humano-Computador

O termo Interação Humano-Computador foi adotado a partir de 1980, para descrever um novo campo de estudo que surgiu juntamente com as interfaces gráficas, onde o lado humano, juntamente com suas capacidades e limitações, além de outros fatores relevantes como a saúde, as relações sociais e as práticas de trabalho interferem diretamente para o sucesso ou fracasso na utilização dos sistemas computacionais (ROCHA; BARANAUSKAS, 2003).

A Interação Humano-Computador, também chamada de IHC, foi definida por Norman como "*o conjunto de processos, diálogos e ações através dos quais o usuário humano interage com um computador*" (NORMAN, 2013). Além disso, também é caracterizada por sua multidisciplinaridade, uma vez que envolve estudos voltados aos computadores, como ciência, engenharia da computação, bem como voltados ao homem, como psicologia, cognição e ergonomia. Tendo como principal objetivo, traçar diretrizes e boas práticas para o desenvolvimento, implementação e avaliação de sistemas que de alguma forma interagem com humanos (ROCHA; BARANAUSKAS, 2003).

As interfaces humano-computador tiveram evoluções ao longo do tempo, como pode ser visto na Figura 2.1, desde a interface por linha de comando, também chamada de *Command Line Interface (CLI)*, onde o usuário interagia com o sistema apenas enviando comandos de textos, passando pela interface gráfica do usuário, também chamada *Graphical User Interface (GUI)*, onde o usuário interage com elementos gráficos presentes na tela utilizando o teclado e *mouse*, até a interface natural do usuário, também chamada *Natural User Interface (NUI)*, onde é possível interagir através de gestos, fala, visão, tato e movimentos corporais.

Figura 2.1 – Evolução das interfaces humano-computador.



Fonte: (MATSUMURA; SONNINO, 2011)

O homem é o elemento principal da IHC. Para que os computadores sejam utilizados da melhor maneira possível, as interações devem ser projetadas observando as necessidades e capacidades do público alvo que o utilizará. Portanto, as características

humanas influenciam na interação com os sistemas computacionais.

A visão, a audição, o tato e a capacidade de movimentação do corpo, são essenciais na capacidade de percepção de mundo de cada indivíduo e sua capacidade de atuar sobre ele. Portanto, conhecer as características humanas do público alvo nos permite aproveitar suas capacidades e, também, respeitar suas limitações durante a interação com sistemas computacionais.

Para Barbosa e Silva (2010), usar um sistema interativo significa interagir com sua interface para alcançar objetivos em determinado contexto de uso. Os critérios de qualidade de uso enfatizam as características da interação da interface que as tornam adequadas aos efeitos esperados do uso do sistema, sendo eles: usabilidade, experiência do usuário, acessibilidade e comunicabilidade.

A usabilidade está diretamente relacionada com a facilidade de aprendizado e uso da interface, bem como a satisfação do usuário em decorrência desse uso (NIELSEN, 1994). A usabilidade é uma das qualidades mais importantes de uma interface e para garanti-la, o sistema deve ser adequar às necessidades do usuário, sem que o mesmo tenha que se adaptar ao sistema computacional. Para tanto, testes de usabilidade podem ser realizados para medir a facilidade de aprendizado e a satisfação do usuário durante a utilização de um sistema.

A norma ISO 9241-210, define Experiência do Usuário, também chamada de *User Experience (UX)*, como as percepções e respostas de uma pessoa resultantes do uso de um sistema, produto ou serviço (ISO, 2009). A Experiência do Usuário é uma qualidade de interface relacionada aos sentimentos e emoções do usuário, ao interagir com a interface, indicando portanto, como o usuário se sente ao utilizar o sistema computacional.

O critério de acessibilidade está relacionado à remoção das barreiras que impedem mais usuários de serem capazes de acessar a interface do sistema e interagirem com ele. Garantir a acessibilidade significa permitir que mais pessoas possam interagir com o sistema, tenham elas alguma deficiência ou não (BARBOSA; SILVA, 2010).

Já o critério de comunicabilidade, indica a responsabilidade de comunicar ao usuário as intenções de *design* e a lógica do comportamento da interface, pois a compreensão de como o sistema funciona, torna seu uso mais eficiente.

2.3 Interfaces Naturais

As interfaces naturais, também chamadas de *Natural User Interfaces (NUI)*, utilizam-se de habilidades naturais do ser humano como fala, toque, gestos, expressões faciais e movimentos corporais, para interagir com um sistema computacional. Jain *et al.*

(2011) definem interfaces naturais como uma interface que possui interação semelhante a nossa interação com o mundo, onde o usuário não percebe e não enxerga a tecnologia no momento da utilização.

Uma das principais vantagens deste tipo de interface, é a redução do tempo dispensado em aprendizado e adaptação, uma vez que a interação se dá através de características naturais, o domínio da interface acontece intuitivamente. Segundo Buxton e Myers (1986), uma grande dificuldade das interfaces naturais, vem da necessidade de integrar os dispositivos de interação aos sistemas computacionais. Mas, este cenário vem melhorando, a medida que câmeras, microfones e telas sensíveis ao toque, vêm sendo cada vez mais integrados nativamente ao *hardware*.

O primeiro dispositivo que permitiu o desenvolvimento de técnicas de interfaces naturais, foi a tela sensível ao toque. Um dos primeiros trabalhos dedicados às telas *touchscreens*, foi desenvolvido no trabalho de Johnson (1967), onde uma tela resistiva foi projetada para ser utilizada em terminais de controle de tráfego aéreo. Os primeiros dispositivos eram capazes de identificar as coordenadas do ponto de toque do usuário na tela e gerar uma ação correspondente, mas apenas um ponto poderia ser detectado. Ao longo do tempo, as telas *touchscreen* evoluíram e já são capazes de identificar múltiplos toques e se tornaram padrão na indústria de *smartphones* atual.

A interação por toque é um tipo relevante de interface natural, mas limita o usuário a estar fisicamente próximo ao dispositivo e impede pessoas com pouca motricidade fina a utilizarem esta interface. Para suprir estas necessidades, foram desenvolvidas interfaces baseadas em gestos, movimentos do corpo e expressões faciais. Para utilizar este tipo de interação, necessita-se de algum dispositivo capaz de perceber os movimentos e interações do usuário. A maior parte dos trabalhos, utiliza câmeras juntamente com técnicas de Visão Computacional e Processamento de Imagens, para detectar os movimentos e interações realizadas pelo usuário.

Os sistemas de interface natural têm, portanto, a característica de permitir ao usuário realizar tarefas sem a utilização de dispositivos intermediários e, assim, oferece sistemas altamente acessíveis, do ponto de vista das capacidades físicas destes usuários. As pessoas com deficiências motoras podem ser beneficiadas por estes sistemas, que se apoiam em *affordances* para gerar uma interação intuitiva.

2.4 Affordances

O termo *affordance*, foi cunhado por Gibson na área de Psicologia e é definido como as possibilidades que o ambiente oferece ao indivíduo para interagir com o mesmo

(JAMES, 1979). O conceito está intimamente ligado à ideia de percepção e ação, sendo possível ao observar um objeto, identificar sua funcionalidade sem a necessidade de explicação prévia. Norman (2013) traz o conceito de *affordance* para o domínio da interação humano-computador, para contribuir com a usabilidade de sistemas computacionais, se aproveitando das experiências prévias das pessoas na interação com outros objetos do cotidiano.

Dessa forma, quanto maior for a *affordance* de um sistema, melhor será a identificação de seu uso e mais intuitiva será sua utilização. As *affordances* permitem, portanto, que as pessoas saibam como utilizar um objeto físico ou virtual, a partir das experiências aprendidas ao longo da vida. Por exemplo, um ícone indica que pode ser pressionado para ativar ou desativar uma função; um atalho no teclado pode copiar um texto; *hiperlink* indica que ele vai direcioná-lo para outro lugar da página; um movimento afirmativo com a cabeça, confirma a execução de uma ação.

2.5 Visão Computacional

Para nós, seres humanos, a percepção visual do mundo que nos rodeia é uma tarefa simples. Conseguimos compreender e identificar cores, texturas, sombras e padrões em elementos visuais com facilidade. Em uma imagem, conseguimos distinguir quem são as pessoas, sua idade aparente e até mesmo identificar suas expressões faciais, mas esta mesma tarefa não é elementar quando nos referimos a computadores, pois, diferentes níveis de luminosidade, cores e sombras, podem interferir e serem interpretada de diferentes maneiras sob a análise de um computador.

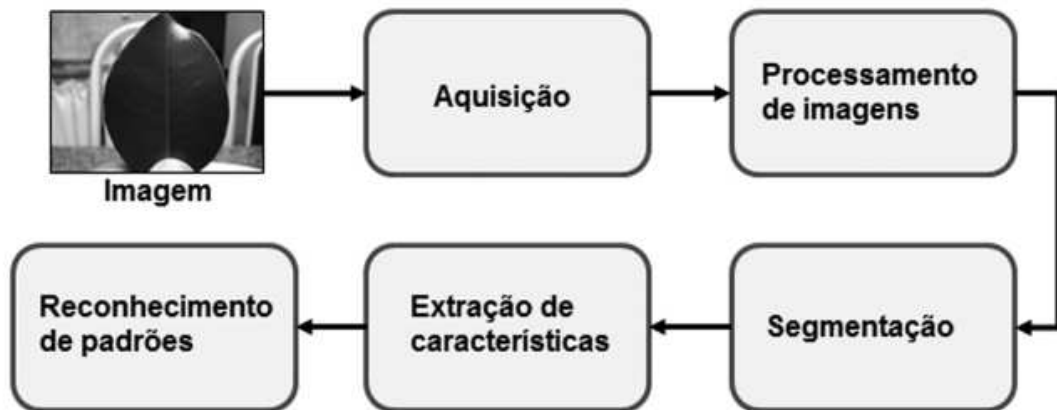
Assim, Szeliski (2010) define a visão computacional como a área do conhecimento que procura reproduzir a visão humana, quanto a capacidade de extrair das imagens suas características, permitindo a interpretação e identificação de padrões dos elementos nela presentes.

Ballard e Brown (1982) descrevem a Visão Computacional como uma área de pesquisa, que corresponde ao processo de modelagem e replicação da visão humana, a partir de um conjunto de *software* e *hardware*. Além disso, a Visão computacional se encarrega de extrair informações de uma imagem, construindo descritores explícitos dos objetos ali presentes.

Dessa forma, a recente evolução tecnológica dos dispositivos de *hardware* como computadores, *smartphones* e dispositivos de imagem, tem tornado os preços cada vez mais acessíveis ao consumidor, possibilitando a crescente aplicação da visão computacional em distintas áreas do conhecimento.

Os sistemas de visão computacional possuem etapas de processamento, como pode ser visualizado na Figura 2.2. São elas: aquisição de imagens, processamento de imagens, segmentação, extração de características e reconhecimento de padrões.

Figura 2.2 – Etapas de um sistema de Visão Computacional.



Fonte: (BACKES *et al.*, 2016)

- **Aquisição de Imagens:** a etapa de aquisição de imagens caracteriza-se pela captura, armazenamento e transmissão de uma imagem. Esta etapa pode ser realizada através de dispositivos como: *scanners*, *webcams*, *smartphones*, filmadoras, máquinas fotográficas, entre outros dispositivos. E produz como saída, uma imagem digital composta por *pixels*.
- **Processamento de Imagens:** esta etapa deve ser realizada com o objetivo de aprimorar a qualidade da imagem, removendo ruídos, salientando bordas ou suavizando a imagem. É importante salientar que agrupamos nesta fase o que se usualmente denomina-se pré-processamento, como a rotação da imagem, equalização de histogramas, quanto processamentos mais complexos como filtros e aplicação de operadores morfológicos
- **Segmentação:** esta etapa é responsável por particionar as imagens em regiões de interesse ou *region of interest* (ROI). A quantidade e definição dos segmentos a serem criados nesta etapa, dependem, portanto, das características do problema a ser resolvido. Por exemplo, para determinar expressões faciais, estamos interessados em analisar apenas a região do rosto do usuário.
- **Extração de características:** esta etapa é responsável por obter um conjunto de características de um objeto de interesse. A região de interesse segmentada passa

por um classificador responsável por extrair as características da imagem, como cor, forma, textura e tamanho.

- **Reconhecimento de Padrões:** esta etapa é responsável por classificar ou agrupar as imagens com base em seus conjuntos de características. Reconhecer significa identificar algo novamente, e isso implica em um procedimento onde já existe algum conhecimento *a priori* e também algum tipo de conhecimento armazenado sobre o objeto (MARENGONI; STRINGHINI, 2009). Assim, a partir das características extraídas na fase anterior, podem ser reconhecidos objetos em uma imagem como: carros, rostos, reconhecimento de impressões digitais, entre outros elementos.

2.6 Composição da Imagem

A imagem digital pode ser definida como uma função discreta bidimensional, onde x e y representam as coordenadas espaciais com valores do tipo inteiro e o valor de $f(x,y)$ no espaço bidimensional $[x,y]$, correspondem à intensidade daquela imagem em função do par cartesiano x e y .

Existem diferentes formas de criar uma imagem digital. Uma delas é utilizando o mapa de bits (*bitmap*). O bit é a menor unidade de informação presente no computador e podem receber os valores 0 ou 1. O mapa de bits consiste em uma esquema de bits em padrão de grade.

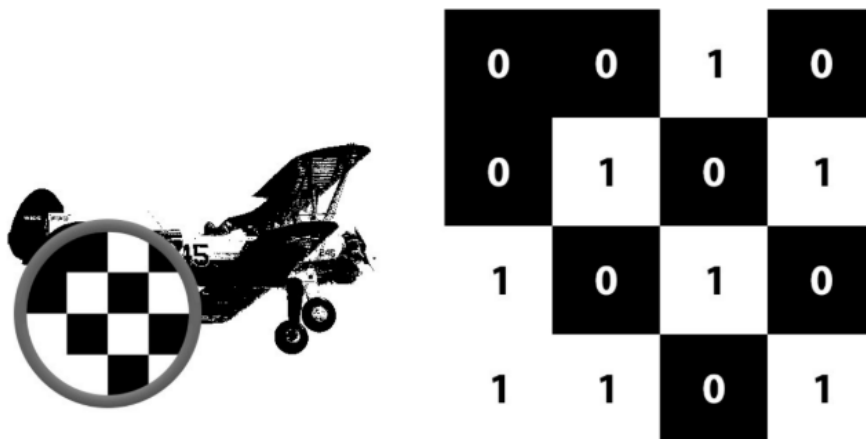
A menor unidade de composição de uma imagem é o *pixel* e cada um destes pontos contém informações que determinam as características da imagem. Eles são portanto, os blocos básicos de construção de todas as imagens de um mapa de bits. Assim, a imagem digital é composta por um número finito de elementos, onde cada um possui uma localização e um valor em particular.

É válido lembrar que cada *pixel* de uma imagem representa a intensidade de luz capturada pelo sensor, correspondente a um ponto do objeto ou cena fotografada. Consequentemente, para que imagens binárias possam ser registradas, um limiar deve ser definido, com finalidade de determinar o valor analógico mínimo ou máximo registrado. Esse limiar define se o *pixel* será representado como preto (levemente iluminado) ou branco (fortemente iluminado).

A Figura 2.3, indica como cada *pixel* da imagem é representado. Neste caso em uma imagem binária, que só possui os valores 0 e 1. Em sistemas baseados em Visão Computacional, este tipo de imagem é muito utilizado, principalmente nas etapas de segmentação de objetos e na fase de extração de características (BARELLI, 2018).

No caso das imagens em tons de cinza, é possível armazenar valores interme-

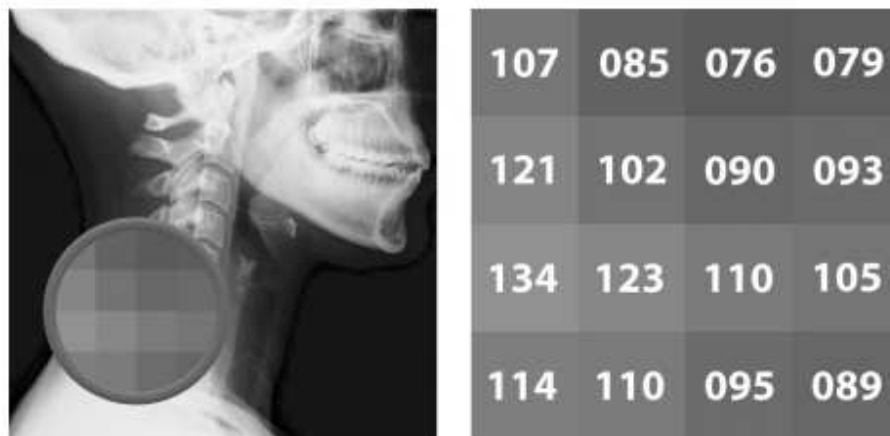
Figura 2.3 – Imagem digital do tipo binária.



Fonte: (BARELLI, 2018)

diários, que são referentes à intensidade da luz, variando de 0 (preto) até 255 (branco). Para realizar a representação numérica destes valores inteiros em binário, são necessários 8 bits em cada *pixel*, como pode ser visto na Figura 2.4. Em algoritmos de Visão Computacional, imagens em escala de cinza são utilizadas com frequência, pois tornam o processamento mais rápido, já que menos informações precisam ser processadas.

Figura 2.4 – Imagem digital em escala de cinza.



Fonte: (BARELLI, 2018)

As imagens coloridas são representadas através dos canais RGB (*red*, *green*, *blue*), registrados através das cores vermelho, verde e azul. Assim, são necessários 8 bits para registrar a intensidade luminosa de cada uma das cores dos canais RGB, totalizando 24 bits para representar cada *pixel* em uma imagem colorida. Portanto, uma imagem em RGB, possui três matrizes bidimensionais, sendo que cada matriz armazena um canal de cor.

2.7 Detecção Facial

A detecção facial é uma técnica de Visão Computacional, que observa a existência ou não de faces em uma determinada imagem, oferecendo a localização das mesmas. A solução para este problema envolve a extração, segmentação e verificação de faces encontradas, considerando-se as características faciais encontradas na imagem. (ZHAO *et al.*, 2003). A detecção de faces pode ser feita tanto em imagens quanto em vídeos, já que os vídeos são apenas uma série de imagens encadeadas muito rapidamente, geralmente a uma faixa de 30 *frames* por segundo.

Duas medidas são importantes para avaliar a qualidade de um algoritmo de detecção facial: os falsos positivos e falsos negativos. Os falsos positivos se caracterizam como objetos que foram incorretamente identificados como uma face e os falsos negativos correspondem a faces presentes na imagem que o algoritmo não foi capaz de identificar.

Embora a detecção de faces seja uma tarefa fácil para os seres humanos, a implementação de sistemas computacionais que realizem esta tarefa é complexa, devido a diversas dificuldades, tais como: (YANG *et al.*, 2002)

- Pose: a posição de uma ou mais face presente numa imagem varia devido à posição da face em relação à câmera (frontal, 45 graus, perfil, de cabeça para baixo) e, além disso, alguns componentes faciais como olhos e nariz, podem estar parcialmente ou totalmente obstruídos.
- Presença ou ausência de componentes estruturais: a presença de elementos na face tais como, barba, bigode e óculos, que podem modificar características como a forma, o tamanho e a cor.
- Expressão facial: a expressão da face afeta diretamente a aparência da face.
- Oclusão: as faces podem estar parcialmente obstruídas por outros objetos.
- Orientação da imagem: as imagens podem variar diretamente com a rotação da câmera ao redor do eixo.
- Condições da imagem: quando a imagem é formada, fatores de iluminação (espectro, fonte de distribuição e intensidade) e características da câmera (resposta de sensor e lentes) podem afetar a aparência da face.

As técnicas de detecção facial podem ser baseadas em características, baseadas em modelo e baseadas em aparência (YANG *et al.*, 2002). A técnica baseada em características observa características distintas da imagem como: olhos, boca e nariz e a

partir destas, verifica se estão em um arranjo geometricamente possível, chegando assim a conclusão, se a imagem possui uma face ou não (SZELISKI, 2010). A técnica baseada em modelo, observa uma ampla gama de variações de pose e expressões faciais. Geralmente, esta abordagem requer uma boa inicialização próxima de uma face real, não sendo recomendada em detectores facial rápido.

A abordagem baseada em aparência, digitaliza pequenas áreas retangulares na imagem, a procura de prováveis candidatos a faces, que então podem ser refinados, utilizando algoritmos de detecção de modelo em cascata. Atualmente, a maior parte das abordagens baseadas em aparência, dependem de classificadores de treinamento, um exemplo de algoritmo baseado nesta abordagem é o algoritmo de Viola Jones (SZELISKI, 2010).

2.8 Domótica

O termo domótica é resultado da junção da palavra romana *domus*, que se refere à casa, com a palavra robótica que se refere ao processo de controle e automatização. A junção das duas palavras, resulta portanto na definição do processo de automatização do ambiente doméstico (JUNIOR; FARINELLI, 2018). A domótica, também referenciada como automação residencial ou *Smart Home* consiste na utilização simultânea de eletricidade, eletrônica e tecnologias da informação no ambiente residencial que permitem a gestão local ou remota dos dispositivos deste ambiente (ROQUE, 2002).

O conceito de casa inteligente como uma alternativa que possibilite o aumento do bem estar, propiciando mais qualidade de vida, está aumentando a demanda por estas soluções, porém, a falta de padronização de equipamentos, e o baixo interesse das empresas em investir nesta área acabam resultando num custo de implantação que ainda inviabiliza a automação residencial para a maioria das pessoas (GOMES, 2014).

A automação residencial possibilita o total controle de mecanismos comuns em residências. Aplicações como ajustes de temperatura de ar condicionado, controle de iluminação, eletrodomésticos, câmeras de segurança, abertura de portas e janelas. A partir da automação residencial, o usuário pode controlar sua casa através de seu *smartphone*, computador ou aparelhos de assistente pessoal como Google Home, Apple Homekit e Amazon Echo.

O principal fator que define uma instalação domótica é a integração entre os sistemas juntamente com a capacidade de executar funções e comandos através de instruções (MURATORI; BÓ, 2011). A integração pode abranger vários sistemas tecnológicos disponíveis em uma residência, conforme abaixo:

- Instalação elétrica: através de sistemas de iluminação, janelas, persianas e gestão de

energia elétrica.

- Sistema de Segurança: alarmes, detectores de fumaça e gás, câmeras de segurança e controle de portas.
- Sistema Multimídia: TV, rádio e videogames.
- Sistema de Comunicação: interfone, telefone e videoconferência.
- Utilidades em Geral: temperatura, irrigação e aquecimento de água.
- Eletrodomésticos: cafeteira, tostadeira, máquina de lavar entre outros.

Ainda não se tem a disposição protocolos, equipamentos e dispositivos de domótica padronizados. Muitos dos que são utilizados atualmente ainda são emprestados do ambiente industrial e predial. Devido ao fato de ainda não existir padronização, os desenvolvedores devem iniciar seu projeto escolhendo tecnologias que permitam uma flexibilidade no desenvolvimento das soluções e na integração entre equipamentos e dispositivos.

A Internet das Coisas (*Internet of the Things* - IoT) tem se mostrado uma proposta eficiente para garantir a comunicação entre dispositivos. Apoiada pela evolução do protocolo *ethernet*, das redes de comunicação sem fio e da mobilidade dos dispositivos de comunicação, a Internet das coisas tem permitido o endereçamento de todo e qualquer dispositivo.

Para Zhou (2012), a Internet das Coisas é definida como uma infraestrutura de rede global, que interliga objetos físicos e virtuais, explorando a captura de dados e capacidade de comunicação, sendo compatível com a internet atual. Esta estrutura tem como base para o desenvolvimento de serviços e aplicações, a capacidade de identificação de objetos específicos, o sensoramento e a conectividade, tudo isto em alto nível e com grande interoperabilidade.

Para garantir a comunicação entre os dispositivos, protocolos precisam ser utilizados. Um protocolo consiste em um conjunto de regras para qualquer tipo de comunicação. Um dos principais protocolos utilizados em ambientes IoT focados em soluções de domótica é o MQTT (*Message Queue Telemetry Transport*), um protocolo de mensagem leve e simples de ser utilizado, baseado em *publish/subscribe*. Seus princípios são minimizar a largura de banda e os recursos dos dispositivos, além de assegurar a confiabilidade e segurança da comunicação. Estes princípios o tornam ideal para a comunicação *machine-to-machine* (M2M) ou máquina-a-máquina, para dispositivos que utilizam Internet das Coisas.

Uma comunicação MQTT é composta pelas seguintes partes: há *publishers* (quem irá disponibilizar informações), *subscribers* (quem irá receber as informações) e o

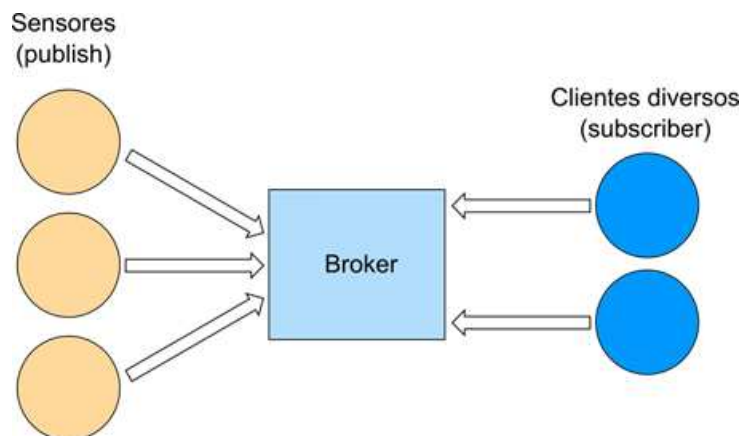
Broker (servidor MQTT, na nuvem). Teoricamente, não há limite especificado de *subscribers* e *publishers* em uma mesma comunicação MQTT, pois o limite nesse aspecto é do servidor em lidar com as conexões.

O *publisher* é o dispositivo responsável por se conectar ao servidor para enviar informações. O *subscriber* é o dispositivo que se conecta e escolhe as informações a receber. Já o *Broker* é o servidor, responsável por realizar a intermediação entre o *publisher* e o *subscriber*, ele recebe e organiza as mensagens do *publisher* e envia para o *subscriber*.

Dessa forma, *publishers* enviam informação para o *Broker*, os *subscribers* recebem informação do *Broker* e por fim, o *Broker* gerencia a troca de mensagens, como pode ser visto na Figura 2.5. Assim, o trabalho pesado fica a cargo do *Broker*, deixando os sistemas embarcados livre para gerenciar outras coisas e evita a demanda de um *hardware* de alto custo e processamento.

As mensagens são organizadas em tópicos, assim, o *publisher* deve informar o tópico da mensagem que ele está enviando. Da mesma maneira, o *subscriber* se inscreve em um ou mais tópicos. O conceito é parecido com o de URI, com diferentes níveis separados por barras. Assim, os elementos da rede enviam diversos tópicos para o *broker*, e os *subscribers* escolhem quais os tópicos que querem subscrever.

Figura 2.5 – Visão geral do modelo *publish-subscriber* do MQTT.



A conexão do cliente ao *broker*, é realizada via TCP, com a utilização de *login* com usuário e senha, utilizando criptografia (SSL/TLS), o que garante ao sistema automatizado uma camada dedicada à segurança.

3 Estado da Arte

Este capítulo apresenta uma revisão bibliográfica sobre diversas soluções em Tecnologia Assistiva dedicadas à pessoas com tetraplegia nos três âmbitos: controles alternativos dedicados à cadeira de rodas, controles alternativos dedicados a um *mouse* de computador e controles alternativos dedicados a automação residencial.

Atualmente, uma série de abordagens têm sido propostas para oferecer interfaces humano-computador alternativas, dedicadas ao público com deficiência. Entretanto, a maior parte delas oferece um controle isolado: dedicado a interface do *mouse* ou ao controle de cadeira de rodas motorizada ou ao controle de dispositivos eletroeletrônicos. Até o presente momento não foi encontrada nenhuma abordagem que ofereça uma solução integrada e capaz de controlar os três âmbitos supracitados.

3.1 Controles alternativos dedicados a Cadeiras de Rodas

Existem no mercado, diversos tipos de cadeiras de rodas motorizadas, entretanto a maior parte delas são controladas através de *joysticks*, o que impossibilita a utilização por parte das pessoas com tetraplegia. Dessa forma, controles alternativos têm sido desenvolvidos e estudados no ambiente acadêmico e em diferentes soluções do mercado, estas abordagens podem ser classificadas como intrusivas e não intrusivas.

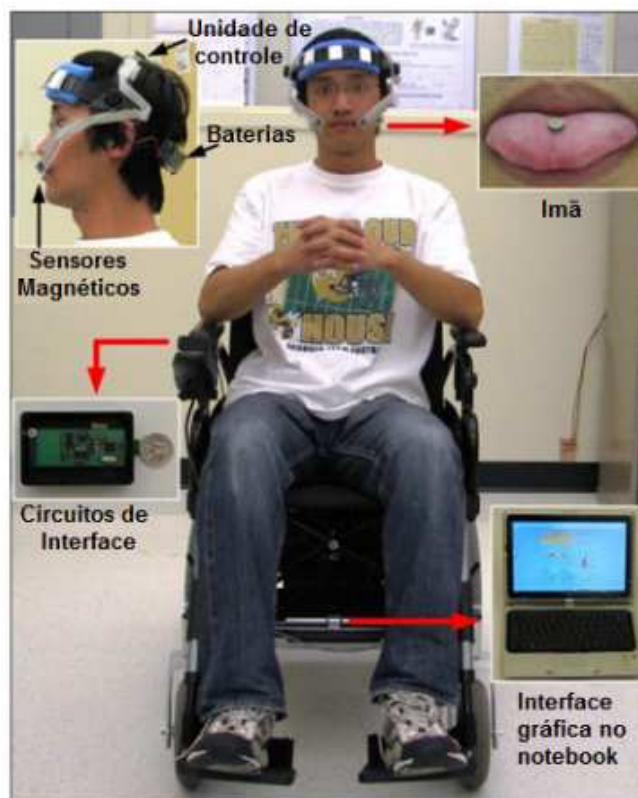
Os métodos intrusivos necessitam da utilização de sensores em contato direto com o usuário, como óculos, faixa de cabeça ou capacete acoplado, gerando incômodo na utilização. Os métodos não-intrusivos, por sua vez, não geram desconfortos no processo de utilização, pois não necessitam de sensores associados diretamente ao usuário.

Um dos primeiros trabalhos científicos, dedicados a auxiliar pessoas com tetraplegia foi desenvolvido por Lozac'h *et al.* (1976), onde os pesquisadores desenvolveram uma interface de controle baseada no queixo do usuário, adaptando um *joystick* de tal maneira que poderia ser controlado pelo queixo. Segundo os autores, este tipo de controle é viável, porém dificultado quando utilizado em terrenos irregulares, devido a influência da inércia no controle do *joystick* adaptado.

Chauhan *et al.* (2016) desenvolveram uma cadeira de rodas motorizada controlada através de comandos de voz. Esta proposta oferece benefícios ao usuário, por não ser invasiva, mas está sujeita à influência dos sons do ambiente em que está inserido, podendo gerar falsos positivos em ambientes com excesso de ruídos.

Alguns trabalhos têm observado o controle da boca e língua, pois ocupam uma região no córtex motor, comparável ao tamanho da região de controle das mãos, o que nos torna capazes de realizar movimentos sofisticados. Além disso, a língua é controlada pelo nervo hipoglosso que não está conectado ao cérebro através da coluna vertebral, mantendo pleno controle, mesmo em indivíduos com paralisia severa.

Figura 3.1 – Controle de cadeira de rodas motorizada através da língua.



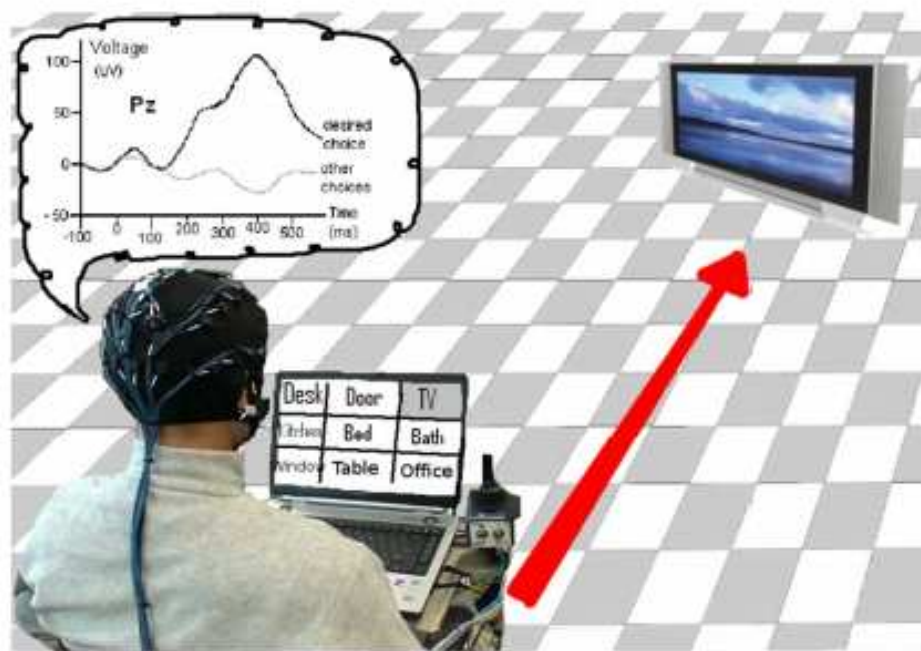
Fonte: (KIM *et al.*, 2013)

No trabalho de Kim *et al.* (2013), vemos um destes controles, onde são realizados o mapeamento dos movimentos da língua do usuário, através de um *piercing* implantado, que se aproxima de um sistema externo com sensores magnéticos, fixado na cabeça do usuário, conforme pode ser visto na Figura 3.1. A abordagem oferece um bom controle de navegação, entretanto, é invasiva, pois necessita que o indivíduo implante o *piercing* em sua língua.

Em Rohmer *et al.* (2015) observamos uma plataforma híbrida com duas estratégias de controle de navegação disponíveis através dos sensores eletromiógrafo (EMG), eletroencefalógrafo (EEG) e uma unidade de medida inercial (IMU). O sensor EMG é utilizado através de eletrodos dispostos no rosto ou nos membros do usuário e ao realizar pequenas contrações musculares é possível enviar comandos para controlar a cadeira de rodas. Já o sensor EEG é utilizado através de uma touca revestida de eletrodos capazes

de observar a atividade cerebral e enviar comandos. Além disso, a navegação pode ocorrer através da IMU, localizada no topo da cabeça do usuário, adaptada a um *headset*, observando a orientação da IMU para projetar um ponto no chão à frente, utilizando um laser e assim, realizar a navegação até aquele ponto indicado. As propostas de abordagens são eficientes, mas são intrusivas, podendo gerar desconforto na utilização a longo prazo.

Figura 3.2 – Interface visual do sistema baseado em EEG para controle de cadeira de rodas motorizada.



Fonte: (REBSAMEN *et al.*, 2010)

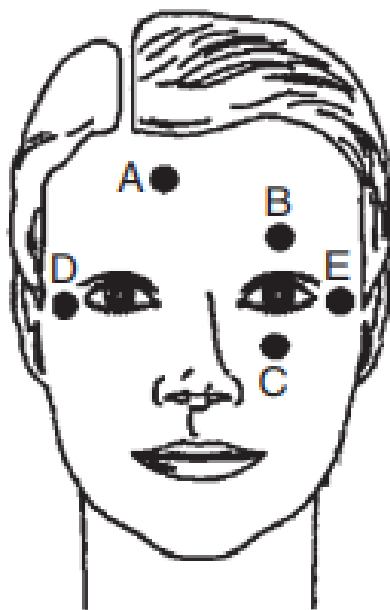
Duan *et al.* (2014) desenvolveram uma proposta de controle compartilhado de cadeira de rodas, utilizando uma interface de BCI (*Brain Computer Interface*) com sinais de EEG, utilizando filtro de Kalman estendido para aquisição de dados. Esta abordagem, se mostrou relevante para usuários com paralisia severa, que não possuem nenhum tipo de movimento de cabeça, mas exerce uma alta carga mental no processo de envio de comandos.

O trabalho de Rebsamen *et al.* (2010), apresentou um sistema autônomo de controle de cadeira de rodas motorizada, também baseada em EEG. A Figura 3.2, indica o funcionamento do sistema desenvolvido, onde uma tela indica uma matriz de alvos correspondentes aos cômodos de uma casa, que pisca aleatoriamente. Se o usuário focar a atenção em um determinado item, o sinal de EEG terá um pico de atividade e determinará o cômodo que foi selecionado. É uma abordagem válida para pessoas com deficiência muito severa, sem nenhum tipo de movimentos residuais, entretanto, a proposta desenvolvida leva aproximadamente cinco segundos para identificar o alvo selecionado e efetivamente

enviar o comando.

Em Mazo (2001), vemos a utilização de eletrodos na região do rosto, para medir diferenças de pontencial elétrico produzidas a partir do movimento dos olhos, também chamado de eletro-oculografia (EOG). O sinais de EOG são capturados utilizando cinco eletrodos colocados ao redor dos olhos, com dois eletrodos de cada lado, um à direita (D) e outro à esquerda (E), para detecção de movimentos horizontais, um eletrodo é posicionado acima do olho (B), outro abaixo dos olhos (C) e um eletrodo de referência é colocado na parte frontal da cabeça (A), conforme pode ser visto na Figura 3.3. Segundo os autores, um dos problemas desta proposta consiste no fato de que o usuário precisa selecionar os comandos em uma tela e isso gera movimentos extras nos olhos, que interferem nas atividades visuais do controle da cadeira de rodas.

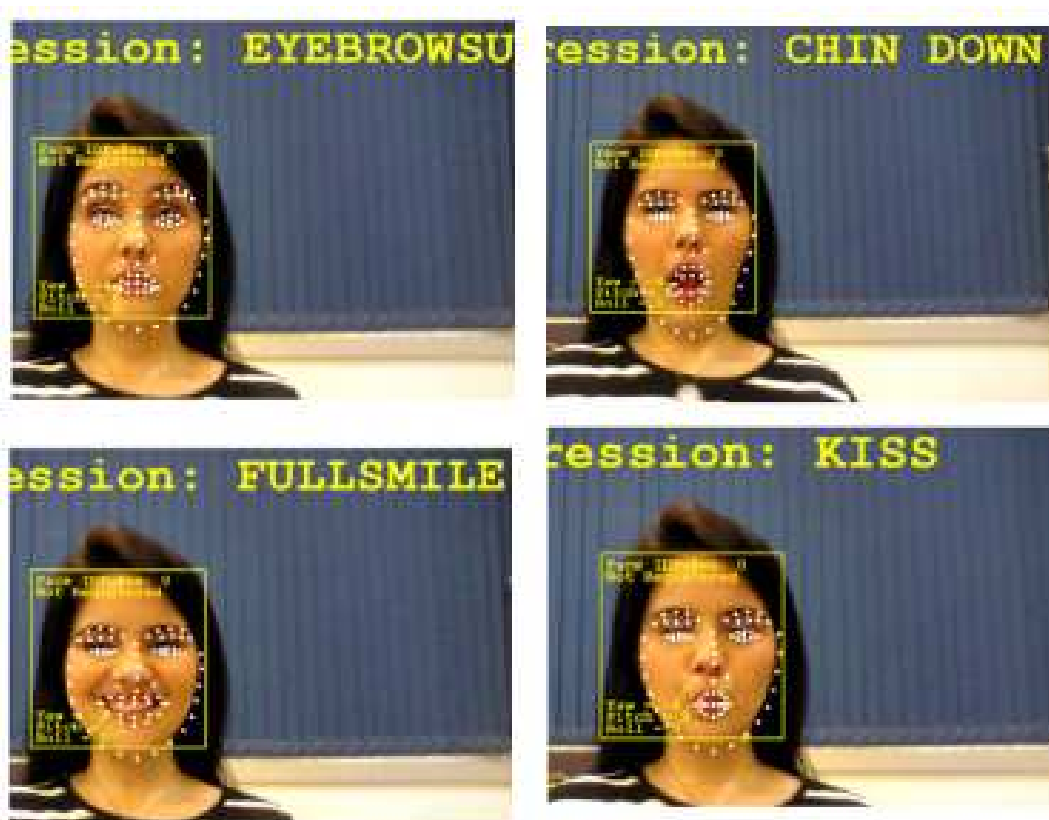
Figura 3.3 – Posicionamento dos eletrodos de EOG no rosto do usuário.



Fonte: (MAZO, 2001)

O trabalho de Pinheiro *et al.* (2017) apresenta a navegação de uma cadeira de rodas baseada em expressões faciais. A câmera 3D Intel® RealSense é utilizada, para detectar quatro expressões faciais utilizadas no controle: o beijo para andar para frente, o sorriso paralisa os movimentos, o levantar de sobrancelhas vira à direita e abrir a boca vira à esquerda, como pode ser visto na Figura 3.4. A proposta se mostra eficiente no controle da cadeira de rodas, com poucos falsos positivos e negativos, entretanto, a câmera utilizada possui alto custo no mercado brasileiro.

Figura 3.4 – Expressões faciais utilizadas no controle de cadeira de rodas, baseada na câmera 3D *Intel RealSense*.



Fonte: Adaptado de (PINHEIRO *et al.*, 2017)

3.2 Controles Alternativos para Mouse

A capacidade de operar um computador abre um mundo de possibilidades de comunicação, notícias, compras, entretenimento, educação, entre outras. A maior parte dos sistemas operacionais e *softwares* priorizam a interação humano-computador através do teclado e *mouse*, impossibilitando que pessoas tetraplégicas utilizem esses dispositivos.

Algumas abordagens foram desenvolvidas para tornar esta interação humano-computador acessível ao público com tetraplegia. Dentre elas, a ponteira de boca ou de cabeça, que pode ser vista na Figura 3.5, é composta por uma haste longa presa a boca ou a cabeça e permite que o usuário aponte para as teclas do teclado ou interaja com interfaces *touchscreen*. Devido a sua simplicidade e baixo custo, é uma das tecnologias assistivas mais populares, mas exige movimentos repetitivos do usuário e seu uso constante gera fadiga e cansaço físico.

O trabalho de Williams e Kirsch (2008) permite controlar o *mouse* a partir da análise de sinais EMG, onde eletrodos são posicionados nos músculos do pescoço e cabeça, tornando possível utilizar o *mouse* nas quatro direções: para cima, para baixo, à direita e

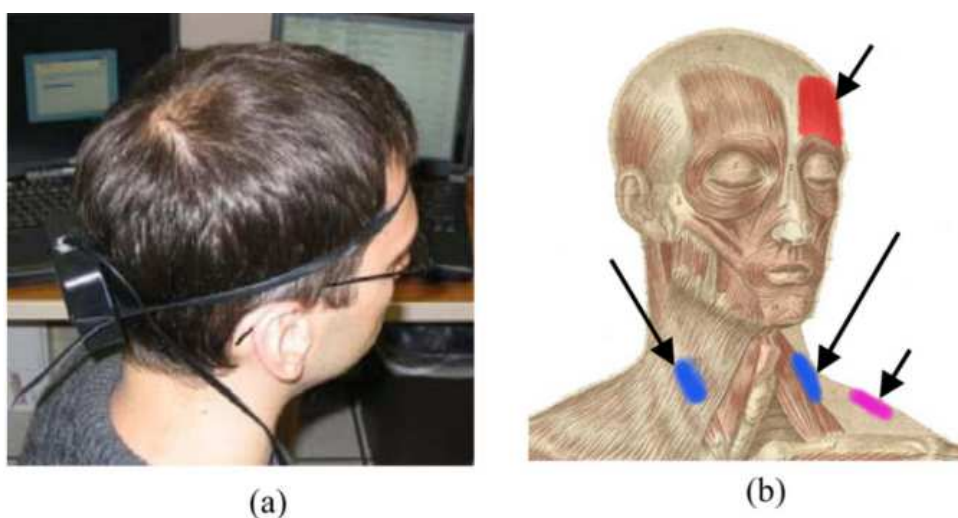
Figura 3.5 – Ponteira de Cabeça



Fonte: (ACESSA BRASIL, 2018)

à esquerda, conforme pode ser visto na Figura 3.6.

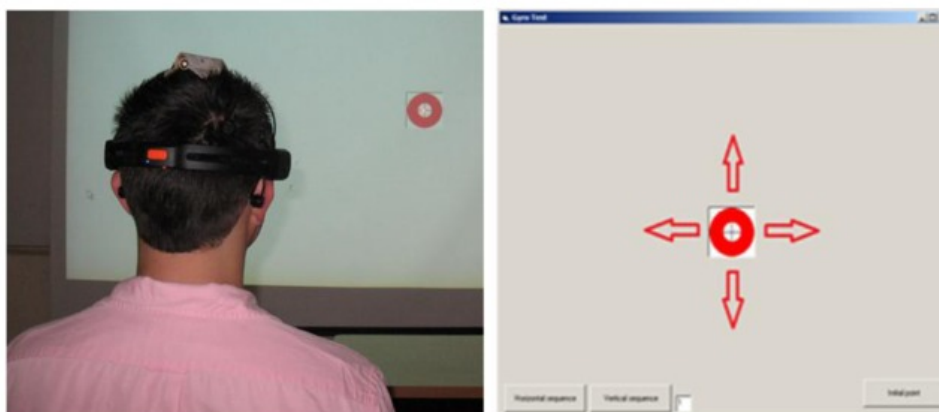
Figura 3.6 – Interface de mouse controlada por EMG. a)Dispositivo em uso. b)Eletrodos.



Fonte: (WILLIAMS; KIRSCH, 2008)

Em Rosas-Cholula *et al.* (2013), vemos a utilização de um giroscópio juntamente com sinais eletromiográficos (EMG), obtidos através do *headset* comercial *Emotiv Epoc* com 16 eletrodos. A posição do cursor do *mouse* é controlada usando as informações do giroscópio e os cliques são gerados através do piscar de olhos, captados pela atividade elétrica dos movimentos musculares, na forma de sinal EMG, como pode ser observado na Figura 3.7.

Figura 3.7 – Emulação de mouse baseada em giroscópio e sinais EMG, utilizando o *headset Emotiv Epoc*



Fonte: (ROSAS-CHOLULA *et al.*, 2013)

Outro grupo de sistemas para acesso à computadores baseia-se na estimativa da direção do olhar. A análise dos movimentos dos olhos é uma das abordagens de interação humano-computador mais intuitivas, tornando esta abordagem muito atraente para usuários com deficiências graves. Através do olhar direcionado para determinados pontos de fixação na tela, o usuário pode calibrar sua intenção de movimento e posteriormente controlar o ponteiro do *mouse*.

Ohno e Mukawa (2003) desenvolveram um modelo de emulação de *mouse* que requer apenas dois pontos para calibração. Este modelo foi aplicado para desenvolver uma sistema de olhar fixo usando uma câmera estéreo, montada na parte superior da tela, juntamente com uma câmera infravermelha. A proposta usa o método de reflexão da córnea no qual a luz infravermelha é usada para detectar a pupila e a imagem de reflexão da córnea.

O projeto *Magic Pointing* desenvolvido por Zhai *et al.* (1999), utiliza uma técnica de rastreamento dos movimentos dos olhos, capturados através de uma câmera. O trabalho utiliza uma câmera sensível à luz infravermelha, juntamente com um par de luzes de frequência não contínua. São utilizadas duas imagens, uma com o efeito de "olhos vermelhos" e a outra sem nenhum tipo de efeito. Através destas duas imagens, os autores utilizam um algoritmo de subtração *byte a byte* e de reconhecimento de formas, para identificar a pupila, dessa forma, através da diferença entre as duas imagens, consegue-se definir a direção do olhar do usuário e realizar o controle do *mouse*.

Algumas abordagens na literatura abordam soluções baseadas em Visão Computacional. O principal desafio neste tipo de sistema é garantir o desempenho em relação ao processamento e a precisão. O trabalho de (TU *et al.*, 2005) utiliza a abordagem de rastreamento visual baseado em modelo 3D para recuperar parâmetros de movimento

facial para o controle do *mouse*.

Fu e Huang (2007) desenvolveram o *hMouse*, que consiste em uma estratégia baseada em imagens 2D, onde a posição do cursor é definida calculando a posição relativa do movimento de inclinação e rotação da cabeça do usuário, conforme pode ser visto na Figura 3.8.

Figura 3.8 – Utilização do *hMouse*



Fonte: (FU; HUANG, 2007)

Em Esquef e Caetano (2007), um sistema de visão computacional foi utilizado para rastrear o movimento do nariz, para controlar o cursor de um *mouse*, enquanto a função clique era acionada através do fechamento dos lábios.

Os pesquisadores da *Intel*, projetaram uma solução de *software* para o físico Stephen Hawking, que possuía esclerose lateral amiotrófica (ALS) e tinha apenas pequenos movimentos da face, como a contração das bochechas. O projeto, chamado ACAT - *Assistive Context-Aware Toolkit* foi liberado em código aberto, em 2015 e permite que o usuário comande um teclado e *mouse* virtual, além da possibilidade de comunicação alternativa, já que o texto escrito com o teclado virtual do *software* também pode ser lido através de um sintetizador de voz (DENMAN *et al.*, 2016). O *software* não é intrusivo, pois não necessita de adaptações físicas no rosto do usuário e possui uma interface fácil e intuitiva, entretanto, frequentemente falsos positivos são identificados pelo sistema, pois qualquer movimento mínimo do rosto é definido como um sinal de interação.

3.3 Controles Alternativos para *Smart Homes*

As *Smart Homes* oferecem o controle automático de dispositivos presentes no ambiente residencial, como controle de portas, luzes e eletrodomésticos. As casas inteligentes precisam oferecer soluções que proporcionem uma vida mais autônoma às pessoas com deficiência e idosos, oferecendo assim maior qualidade de vida e independência, além de aliviar a carga de trabalho demandada por cuidadores e familiares.

As dificuldades encontradas por pessoas com deficiência motora representam um problema que vem recebendo cada vez mais atenção, principalmente nos espaços públicos. Entretanto, o cotidiano doméstico destas pessoas, oferece muitos problemas que dificultam suas atividades diárias e constituem um grande fator de dependência de terceiros em atividades simples (LIMA, 2006).

Diversos trabalhos na literatura têm proposto soluções para minimizar as limitações físicas e tornar a forma de interação com os dispositivos de uma residência mais acessíveis. O trabalho de Pokhariya *et al.* (2006), foi proposto como um sistema multimodal para deduzir informações relevantes extraídas de pessoas com paralisia cerebral, através do reconhecimento de sons, interações com objetos, gestos e expressões faciais utilizando lábios e sobrancelhas.

Kodali e Mahesh (2016) desenvolveram um trabalho capaz de controlar a temperatura e a umidade de um ambiente residencial utilizando o módulo Wi-Fi ESP8266, um sensor DHT22 e um display OLED. A linguagem de programação utilizada foi a MicroPython, que é uma implementação leve e eficiente da linguagem Python 3. O trabalho justifica a utilização do MicroPython fazendo uma comparação entre C/C++, e concluiu que o desenvolvimento do trabalho é mais rápido com Micropython. Por fim é revelado que para tal projeto o hardware escolhido é economicamente viável, o sensor utilizado apresenta resultados precisos, demonstrando ser confiável e robusto.

Em Kang *et al.* (2017) foi desenvolvido um serviço de IoT que monitora a temperatura de um ambiente e apresenta um alarme com um supressor de incêndio. Os autores implementaram um *broker* MQTT no *Amazon Web Services* (AWS). Além de simularem um ambiente doméstico com sensor de temperatura, um alarme e um *sprinkler* de incêndios. Os autores concluíram que o MQTT e o *Amazon Web Services* são uma boa escolha para serviços de IoT em pequenas aplicações, pois com o AWS é possível um acesso global à aplicação e os problemas de manutenção de servidor são eliminados.

O controle de aparelhos eletrônicos foi implementado no projeto *ActiveIris*, onde técnicas de rastreamento ocular atuavam como método de entrada em uma interface gráfica que enviava comandos para controle dos dispositivos eletrônicos (LEVY *et al.*, 2013). Em Chen *et al.* (2017), vemos um sistema baseado no envio de sinais de código

morse oferecidos pelo usuário através da boca. Os comandos são enviados aos dispositivos através de um módulo de infravermelho, para assim, controlar várias funções de uma aplicação. Entretanto, o sinal infravermelho é facilmente bloqueado por obstáculos e a interface com código morse não é intuitiva, demandando que o usuário aprenda e associe os diferentes comandos ao código morse.

O projeto *AutoControl* de Moreira *et al.* (2013), oferece uma solução de baixo custo que atende às pessoas com mobilidade reduzida através de um aplicativo para *smartphone*, que se comunica com a plataforma Arduino para realizar o controle dos dispositivos do ambiente, apresentando uma solução integrada e robusta. Entretanto, a solução proposta não abrange pessoas que não possuem motricidade fina para interagir com *smartphones*.

No mercado, já temos as disposições o Google Home e o Echo da Amazon, como pode ser visto na Figura 3.9. Estes dispositivos interagem com o usuário através de comandos de voz e permitem que o sistema ative alarmes, toque músicas, controle luzes, entre outras tarefas, oferecendo uma robusta solução de controle automatizado, entretanto, alguns indivíduos com tetraplegia não conseguem se comunicar através de comandos verbais.

Figura 3.9 – Google Home, à direita e Amazon Echo, à esquerda.



Fonte: (WIRED, 2018)

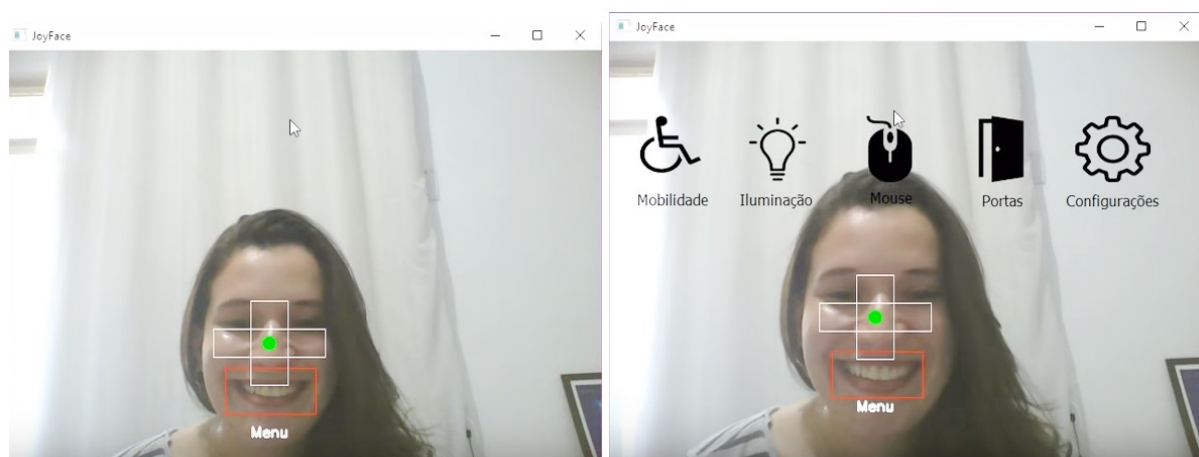
4 JoyFace

Este capítulo define o funcionamento do projeto *Joyface*, que consiste em uma interface computacional natural baseada em Visão Computacional, que oferece à pessoa com deficiência o controle de uma cadeira de rodas motorizada, de um ambiente de *Smart Home* e de um *mouse* de computador, a partir do movimento do rosto e expressões faciais do usuário.

Para a utilização do sistema, um *notebook* deve ser posicionado sobre a cadeira de rodas e uma *webcam* convencional vinculada ao computador localiza o rosto através de um classificador de reconhecimento de padrões.

Ao inicializar o sistema, o usuário vê apenas o seu rosto projetado na tela, para habilitar os menus do *Joyface*, o usuário deve sorrir. Dessa forma, o sorriso habilita os menus: mobilidade, mouse, iluminação e portas, como pode ser visto na Figura 4.1. Se os menus já estiverem habilitados e o usuário sorrir novamente, os menus serão desabilitados. A proposta portanto, é que o *Joyface* possa ser ligado e desligado facilmente durante sua utilização, evitando assim, o problema do *Toque de Midas*, onde movimentos não intencionais do usuário são confundidos pelo sistema como comandos intencionais.

Figura 4.1 – *Joyface*: Habilitando e desabilitando os menus, através do sorriso do usuário.



O problema do *Toque de Midas* é comumente encontrado em interfaces naturais, onde gestos, movimentos ou expressões faciais são utilizados para interagir com o mundo real e também com o sistema computacional. Jacob (1990) indica que o problema do "Toque de Midas", gera interações com o sistema computacional, tenha o usuário a intenção de fazê-los ou não. Portanto, para evitar este problema, é dado ao usuário a opção de ligar e desligar o sistema *Joyface* utilizando o sorriso e assim, o usuário possui maior controle e liberdade, para quando desejar realizar expressões faciais e interações,

sem enviar comandos involuntários ao sistema.

Após habilitar os menus, o sistema cria um *joystick virtual*, onde um quadrado é exibido na tela em torno do seu nariz, esta é a uma zona neutra, chamada região de referência. Enquanto o usuário mantém o nariz posicionado nesta área, nenhum comando é enviado. A partir dela, outros quadrados são criados, acima, abaixo, à direita e à esquerda da região de referência, como pode ser visto na Figura 4.2. Para realizar a navegação entre os menus, o usuário realiza o movimento com o nariz à direita ou esquerda da região de referência e para efetivamente acessar o menu, o usuário deve navegar até o menu desejado e confirmar a escolha, realizando o movimento com o nariz, abaixo da região de referência.

Figura 4.2 – Joyface: Região de referência e Joystick Virtual criado.

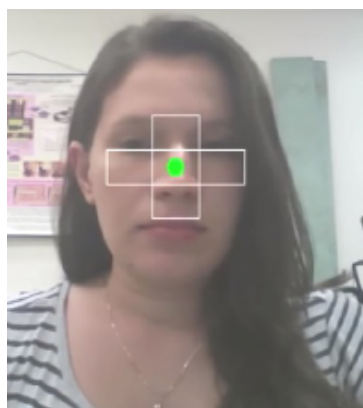
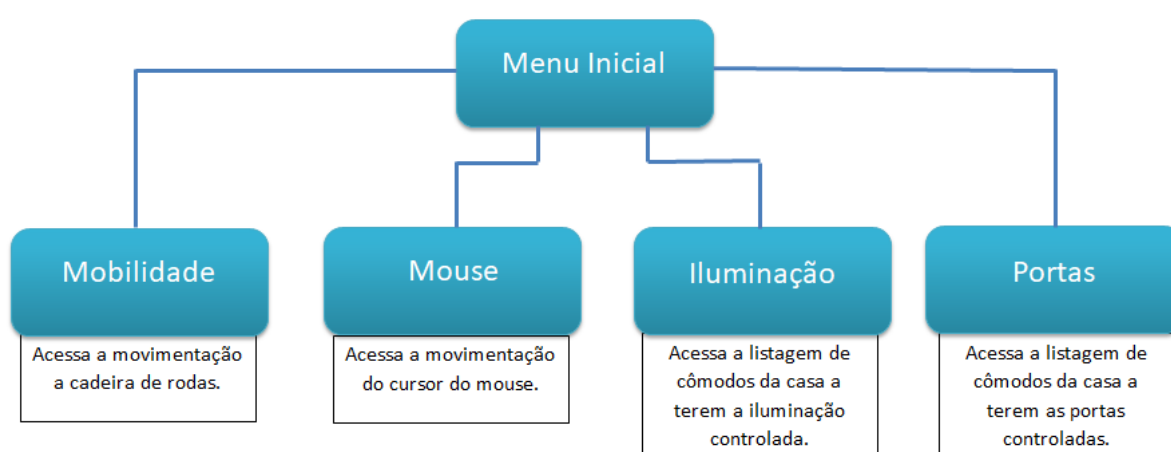


Figura 4.3 – Visão Geral da hierarquia de menus disponíveis no sistema Joyface

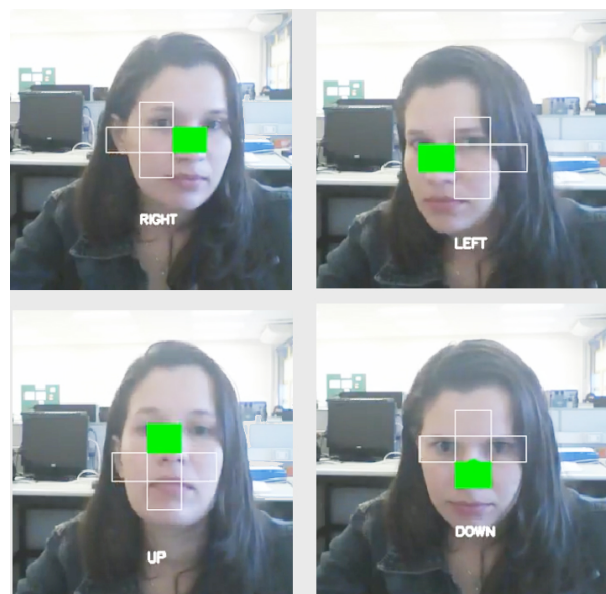


O Joyface permite que o usuário controle o ambiente em que está inserido em três diferentes aspectos: os movimentos de uma cadeira de rodas motorizada, um *mouse* e controle os dispositivos de uma *Smart Home*, para tanto, são disponibilizados menus conforme a estrutura indicada na Figura 4.3, sendo eles:

- Mobilidade: responsável pelo controle da cadeira de rodas motorizada. O usuário pode através deste menu, enviar comandos para frente, esquerda, direita e paralisar os movimentos da cadeira de rodas.
- Mouse: permite que o usuário controle a direção do mouse com o movimento da cabeça para cima, para baixo, para esquerda e para direita, além do clique que é ativado através do piscar de olhos.
- Iluminação: permite ligar e desligar luzes de diferentes cômodos da *Smart Home*.
- Portas: permite a abertura e fechamento de portas de diferentes cômodos da *Smart Home*.

4.1 Módulo: Mobilidade

Figura 4.4 – *Joyface*: Comandos utilizados no controle da cadeira de rodas, presentes no módulo de Mobilidade.



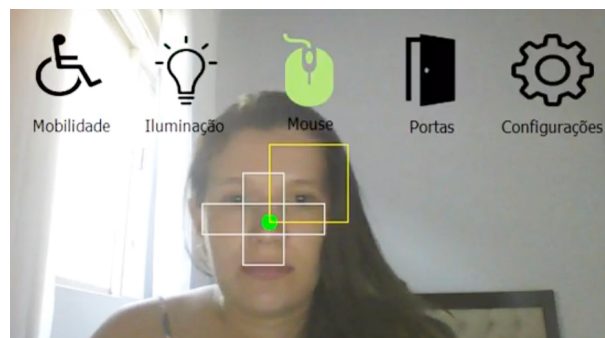
O módulo de mobilidade disponível no sistema, permite que o usuário controle uma cadeira de rodas motorizada, através dos movimentos e expressões faciais, indicados na Figura 4.4. O *Joyface* possibilita que o usuário envie quatro comandos de movimentação: o comando *UP*, envia um comando de movimentação à frente, em linha reta; o comando *RIGHT*, permite que a cadeira de rodas faça uma curva à direita, se já estiver em movimento e caso esteja parada, a cadeira gira em torno do próprio eixo em direção à direita; o comando *LEFT*, envia um comando de curva à esquerda, se a cadeira de rodas já estiver em movimento e caso esteja parada, a cadeira de rodas, gira em torno do próprio eixo em direção à esquerda. E o envio do comando *DOWN*, paralisa os movimentos da cadeira de rodas.

4.2 Módulo: Mouse

Na interação com este menu, o usuário é capaz de utilizar um mouse emulado, através de um *joystick* virtual. Assim através das interações com as setas direcionais do *joystick*, o usuário realiza os movimentos do cursor do mouse. Além disso, uma região de interesse (em amarelo), indicada na Figura 4.5, observa o comportamento dos olhos do usuário. Ao realizar uma piscada mais longa, o usuário realiza o clique do mouse.

É importante deixar claro, que o *mouse* nativo do computador ou *notebook*, permanece em pleno funcionamento. O que permite que o usuário, receba o auxílio de um cuidador, terapeuta ocupacional ou familiar na realização de tarefas que sejam mais complexas, podendo alternar facilmente, o controle entre o *mouse* do sistema *Joyface* e o *mouse* convencional.

Figura 4.5 – *JoyFace*: Interação com o menu de controle de Mouse e região de interesse para observar o piscar de olhos que gera o clique (área em amarelo).



4.3 Módulo: Iluminação

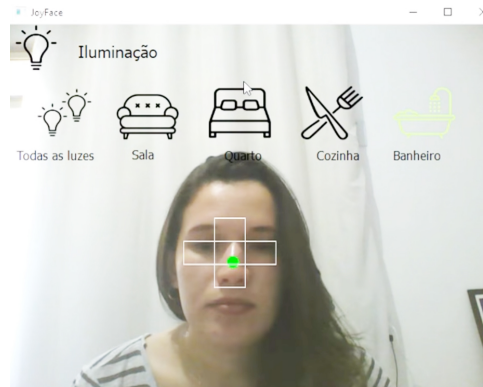
O controle de dispositivos de luzes é amplamente utilizado no nosso cotidiano, entretanto, pessoas com tetraplegia, não conseguem interagir com tais dispositivos, o que consiste em grande limitador para a independência destas pessoas. O módulo de iluminação foi projetado a partir da *affordance* dos interruptores convencionais, que ligam e desligam, a partir da interação para cima e para baixo do botão.

As *affordances* são definidas como as propriedades percebidas e reais de um objeto, fornecendo fortes indicações de como operar tais objetos, por exemplo: cadeiras são para sentar, maçanetas são para girar, interruptores são para pressionar. Quando se tira proveito da *affordance*, o usuário tem uma experiência mais intuitiva na utilização da interface (NORMAN, 2013).

Dessa forma, na navegação do módulo de iluminação, o usuário escolhe o cômodo desejado com os movimentos da direita e esquerda, além de ligar a luz do ambiente

com um movimento para baixo e a desliga com um movimento para cima, baseando-se na *affordance* dos interruptores, conforme pode ser visto na Figura 4.6.

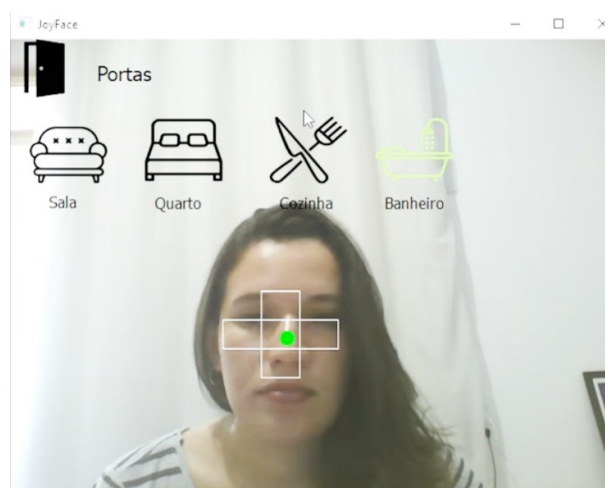
Figura 4.6 – Joyface: Interação com o módulo de Iluminação.



4.4 Módulo: Portas

Assim como o módulo de iluminação, apresentado na seção anterior, o módulo de portas oferece uma solução para atingir as necessidade das pessoas com tetraplegia. Por questão de padronização de interação, a *affordance* definida na abordagem de iluminação, também é utilizada para o controle de portas, o usuário define o cômodo desejado com os movimentos da direita e esquerda e é capaz de abrir e fechar portas com o movimento para baixo e para cima.

Figura 4.7 – JoyFace: Interação com o módulo de controle de Portas.



5 Materiais e Métodos

Neste capítulo será abordada a metodologia de desenvolvimento do *Joyface*. Para a realização da proposta deste projeto, de concepção e implementação de uma interface humano-computador natural baseada em Visão Computacional, o desenvolvimento do trabalho foi dividido em sete etapas:

- Revisão bibliográfica.
- Análise do estado da arte.
- Definição das funcionalidades do sistema.
- Definição de expressões faciais a serem utilizadas.
- Implementação da solução em software.
- Realizações de testes com o sistema desenvolvido.
- Análise dos resultados obtidos em testes.

Primeiramente foi realizada a revisão bibliográfica sobre interação humano-computador, visão computacional, processamento de imagens, detecção facial e Tecnologias Assistivas. Logo após, foram analisadas soluções disponíveis para o público com deficiência desenvolvidas na literatura e no mercado, observando as especificidades das tecnologias utilizadas.

Na etapa seguinte, foram definidas as funcionalidades e especificações do sistema a ser desenvolvido, para tanto, os trabalhos de Caltenco *et al.* (2012), Medola *et al.* (2015) e Min *et al.* (2002) foram utilizados como referência para identificar as reais necessidades do público com tetraplegia.

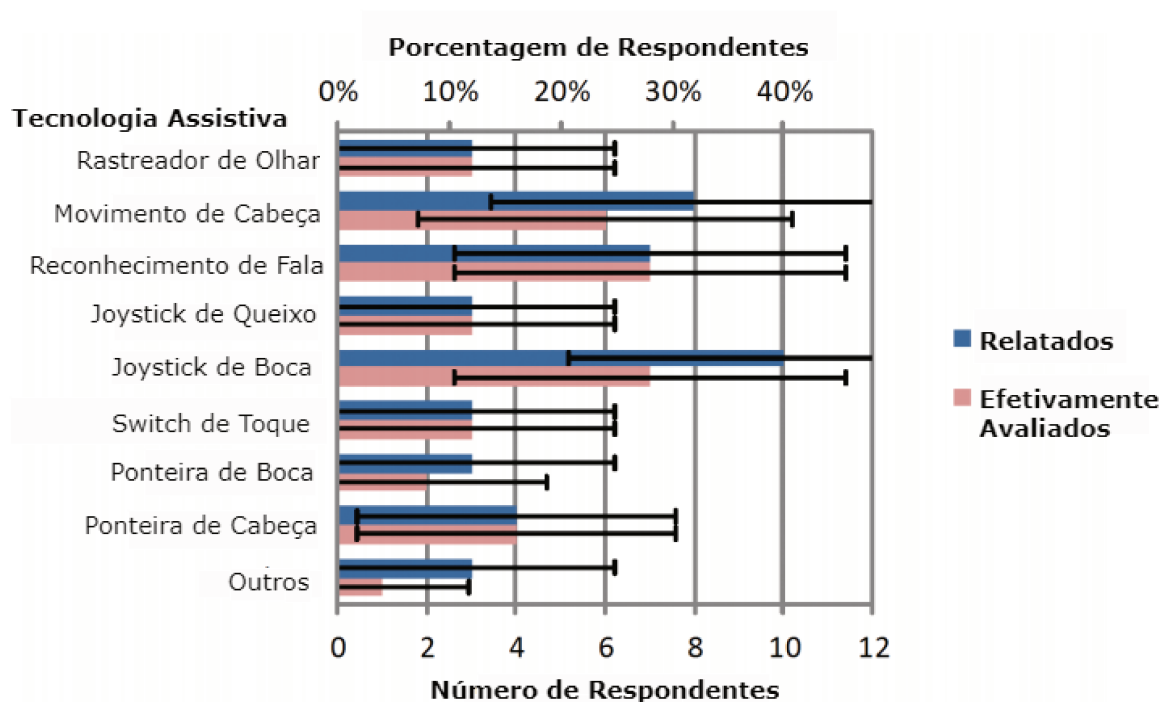
O trabalho de Medola *et al.* (2015) entrevistou cinco sujeitos com deficiência severa no Brasil, com níveis de lesões entre C5 a C8 e que já utilizavam computadores no cotidiano. Um questionário foi aplicado objetivando explorar as experiências e problemas que os indivíduos possuíam ao utilizar o computador e seus periféricos. Todos os sujeitos relataram ter problemas para operar o computador e seus dispositivos secundários, as principais dificuldades estavam relacionadas ao teclado, *mouse*, acessórios e cabos.

Na pesquisa de Caltenco *et al.* (2012), 31 pessoas com tetraplegia na Suécia e Dinamarca, foram entrevistadas, com diferentes níveis de lesões, entre C1 a C5. A pesquisa incluiu questões relacionadas às atividades diárias, vida social, utilização de aparelhos

eletrônicos e *softwares* de computador, além disso, os voluntários foram questionados a respeito de aplicações e interações desejáveis com dispositivos.

Todos os 31 entrevistados já utilizavam o computador em seu dia-a-dia, sendo 25 utilizando interfaces adaptadas e 6 utilizavam teclado e *mouse* convencionais, o tempo médio de utilização semanal do computador pelos respondentes, variava entre 7 a 40 horas. Os voluntários foram convidados a avaliarem as interfaces adaptadas que já utilizavam e a responder um questionário de usabilidade a respeito da experiência. Na Figura 5.1, pode ser observado que a maior parte dos entrevistados utilizavam dispositivos de Tecnologia Assistiva baseados em movimentos de cabeça, *joysticks* de boca e reconhecimento de fala.

Figura 5.1 – Interfaces baseadas em Tecnologias Assistivas utilizadas para acessar o computador (eixo vertical) e Percentual/Número de entrevistados (eixo horizontal) que relataram já utilizar cada interface no cotidiano (em azul) e os que realizaram testes de usabilidade de suas interfaces (em rosa).

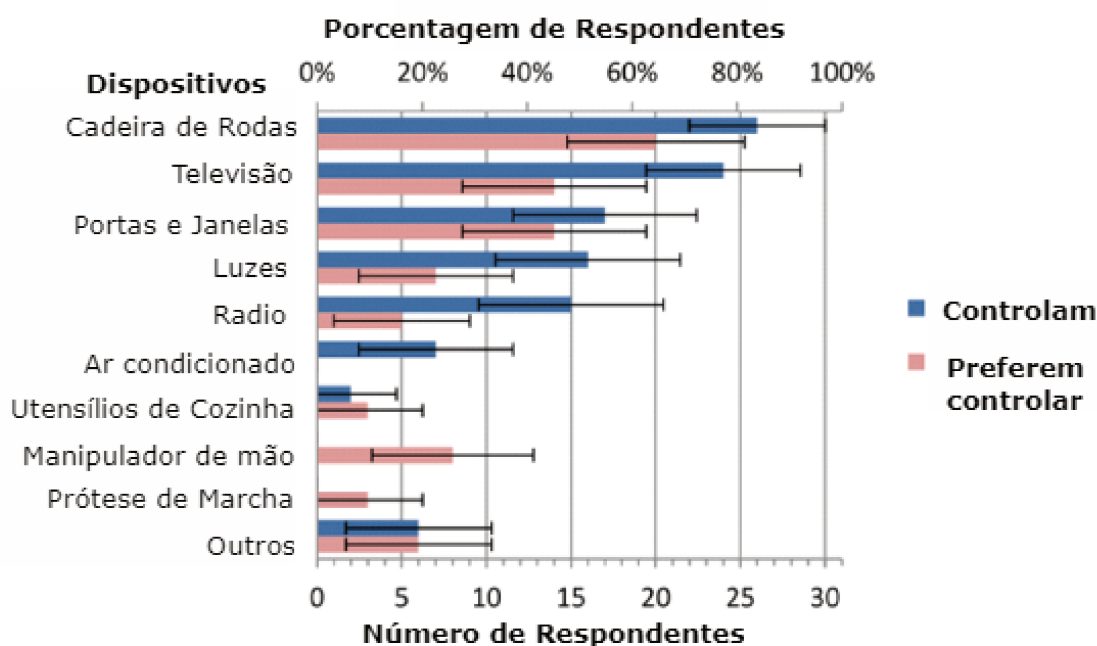


Fonte: Traduzido de (CALTENCO *et al.*, 2012)

O questionário realizado também indagou aos respondentes a respeito de quais dispositivos do cotidiano, os usuários já detinham o controle e quais dispositivos tinham preferência em controlar. Como pode ser observado na Figura 5.2, os dispositivos mais citados como preferíveis foram: cadeira de rodas, televisão, portas/janelas e luzes, o que indica uma latente necessidade de interação com os dispositivos citados, por parte do público com tetraplegia.

No estudo do trabalho de Min *et al.* (2002), observamos as quatro principais metas para o desenvolvimento de uma interface dedicada ao controle de cadeira de rodas

Figura 5.2 – Qual dispositivos os usuários com tetraplegia já controlam (em azul) e quais dispositivos têm preferência em controlar (em rosa).



Fonte: Traduzido de (CALTENCO *et al.*, 2012)

para tetraplégicos:

1. *Design* amigável: o sistema deve exibir uma aparência agradável e deve ser fácil memorizar suas funcionalidades.
2. Facilidade para "vestir": existem interfaces que utilizam eletrodos, capacetes e sensores presos ao corpo do usuário, que podem gerar incômodos, além de serem difíceis de serem colocados e retirados pelo próprio usuário.
3. Modo de dirigir intuitivo: o modo de comandar deve ser simples, intuitivo e consistente, oferecendo segurança e robustez.
4. Baixo custo: as pessoas com deficiência geralmente possuem situação de vulnerabilidade financeira, por isto, soluções de baixo custo são mais indicadas para atender este público.

Portanto, a partir das necessidades apresentadas pelas pessoas com tetraplegia observadas nos trabalhos estudados e pelas premissas apresentadas na bibliografia estudada, foi proposto desenvolver um sistema de interface-humano computador de baixo custo, que ofereça plena autonomia e independência. Assim, as especificações do sistema foram definidas, a seguir:

- O sistema de interação humano-computador deve oferecer uma interface natural, com movimentos intuitivos, fáceis de serem utilizados e lembrados pelo usuário.
- O sistema deve obter como sinal de entrada, a movimentação do rosto e expressões faciais utilizando olhos e a boca.
- O sistema deve ser de baixo custo, utilizando uma *webcam* convencional.
- O sistema deve garantir que apenas uma face tenha o controle dos menus e funções, dessa forma, a maior face capturada deve ter prioridade no controle.
- O sistema deve possuir três módulos de controle: o controle de uma cadeira de rodas motorizada, controle de um *mouse* e o controle de dispositivos de automação residencial.

Foi observado que para garantir que a interação fosse intuitiva, a interface do tipo natural seria a mais adequada, dessa forma, a abordagem de interação definida foram as expressões e movimentos faciais. Este tipo de interação foi adotada por permitir a utilização de uma *webcam*, já disponível em *notebooks* do mercado, dessa forma, alcança-se uma solução de baixo custo e fácil de ser utilizada. Além disso, a proposta se mostrou não invasiva, pois não necessita de sensores ou adaptadores no usuário, que podem ser incômodos na utilização cotidiana.

A partir deste ponto foi necessário definir quais expressões faciais deveriam ser utilizadas na interação humano-computador proposta. Foram analisadas uma gama de expressões faciais possíveis e observadas quais são freqüentemente usadas voluntariamente, já que o usuário deve ser capaz de reproduzir a expressão facial definida com facilidade. Estas definições são importantes, porque nos impedem de adotar uma interação que gere falsos negativos ou falsos positivos durante a utilização. Se o usuário enviar um comando ao sistema através de uma expressão facial e esta não for reconhecida, temos um falso negativo, caso o usuário não envie um comando através de uma expressão facial e o sistema reconhecê-la como válida, temos um falso positivo. Assim, quanto menor incidência de falsos positivos e negativos mais estável, robusto e seguro será o sistema desenvolvido.

Foram estudadas expressões faciais do Sistema de Codificação da Ação Facial (*Facial Action Coding System* - FACS), originalmente elaborado por Carl-Herman Hjortsjö com 23 unidades de movimento facial em 1970, aprimorado por Paul Ekman e Wallace Friesen, em 1976 e substancialmente atualizado em 2002. O FACS descreve todas as expressões faciais humanas anatomicamente possíveis, categorizando as ações faciais geradas por contrações musculares em *Actions Units* (EKMAN, 2002).

Tabela 5.1 – *Action Units* da região Superior do rosto.

Action Unit	Descrição	Exemplo
1	Elevação das sobrancelhas por dentro	
2	Elevação das sobrancelhas por fora	
4	Sobrancelhas abaixadas	
5	Elevar das pálpebras	
6	Elevar das bochechas	
7	Semicerrar das pálpebras	
9	Enrugar o nariz	
41	Relaxamento da pálpebra superior	
42	Olhos semicerrados	
43	Olhos fechados	
44	Olhos tortos	
45	Piscar de olhos	
46	Piscadela	

Fonte: Adaptado de (CARNEGIE MELLON, 2002,)

Tabela 5.2 – *Action Units* da região inferior do rosto.

Action Unit	Descrição	Exemplo
10	Elevar do lábio superior	
11	Descida naso labial	
12	Puxador dos cantos dos lábios	
13	Inchar das bochechas	
14	Covinhas	
15	Depressor dos cantos labiais	
18	Franzidor de lábios	
20	Esticador de lábios	
22	Funilador de lábios	
23	Estreitador de lábios	
24	Compressor de lábios	
25	Depressor do lábio inferior	
26	Queixo caído	
27	Boca aberta	
28	Sucção dos lábios	

Fonte: Adaptado de (CARNEGIE MELLON, 2002,)

Existem 46 *Action Units* mapeadas no FACS que se dividem em duas regiões faciais: superior e inferior. Na região superior são observados os olhos, pálpebras, sobrancelhas e testa, conforme pode ser visto na tabela 5.1 enquanto na região inferior, são consideradas as bochechas, queixo, nariz, boca e lábios, conforme pode ser visto na tabela 5.2.

Observando que o sistema FACS possui algumas *Action Units* de difícil distinção, a classificação do FACS foi utilizada apenas como referência para as escolhas das expressões faciais a serem utilizadas no sistema *Joyface*. Além disso, era latente a necessidade de selecionar expressões faciais que possam ser realizadas pelo usuário voluntariamente com facilidade. Também foram observadas as expressões faciais que poderiam ser classificadas pela biblioteca OpenCV, assim as expressões faciais selecionadas foram o piscar de olhos, representado pela *Action Unit* 45 e o sorriso, representado pela junção das *Action Units* 12 e 25.

Além das expressões faciais, foram definidas as interações com o sistema, através do movimento do rosto, utilizando como ponto de referência a movimentação do nariz. Os movimentos com o nariz à direita, à esquerda, acima e abaixo da região de referência caracterizam a interação do *joystick* virtual desenvolvido, as funcionalidades vinculadas a cada expressão ou movimento facial, podem ser observadas na Tabela 5.3.

Após as definições iniciais, relacionadas às funcionalidades do sistema e às expressões e movimentos faciais, técnicas de detecção facial foram implementadas. O *JoyFace* implementado com a linguagem Python e utiliza a detecção de faces baseada nos classificadores de Viola- Jones, incorporados à biblioteca OpenCV. A biblioteca OpenCV é multiplataforma e foi originalmente desenvolvida pela *Intel*. Ela trabalha com algoritmo em cascata, utilizando-se de classificadores de padrões e características chamados de *haar features*, organizadas em uma estrutura de árvore em XML.

Este método se baseia na variação do contraste dentro de uma janela de amostragem, salientando assim, regiões de tons mais escuros e mais claros. Cada característica posicionada sobre uma parte da imagem, expressa um valor, o qual é obtido através da soma dos pixels da região branca subtraídos da soma dos pixels da região escura, onde quatro tipos de características podem ser encontradas, como pode ser visto na Figura 5.3.

O processo de detecção de faces inicia-se pela transformação da imagem capturada em uma imagem integral, que pode ser observado na Figura 5.4, através da equação 5.1:

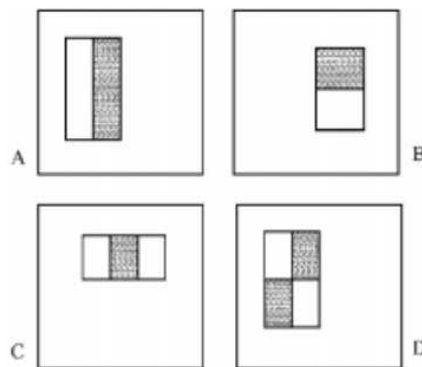
$$ii(x, y) = \sum_{x1 \leq x, y1 \leq y} i(x1, y1) \quad (5.1)$$

Tabela 5.3 – Expressões e Movimentos faciais disponíveis no sistema Joyface associadas a suas funcionalidades.

Tabela de Expressões e Movimentos Faciais disponíveis no sistema Joyface		
Expressão Facial	Movimento Facial	Funcionalidade
Sorriso	-	Liga/Desliga o sistema Retorna um nível, em relação ao menu selecionado Paralisa os movimentos da cadeira de rodas
Piscar de Olhos	-	Aciona o clique do Mouse
-	A direita	Seleciona o próximo menu à direita Movimenta a cadeira de rodas para a direita Movimenta o cursor do mouse para direita
-	A esquerda	Seleciona o próximo menu à esquerda Movimenta a cadeira de rodas para a esquerda Movimenta o cursor do mouse para esquerda
-	Abaixo	Acessa o menu selecionado Paralisa os movimentos da cadeira de rodas Movimenta o cursor do mouse para baixo
-	Acima	Movimenta a cadeira de rodas para a frente Movimenta o cursor do mouse para a frente

Uma imagem integral é definida como uma matriz com a mesma dimensão da imagem que irá ser representada, onde o valor na posição x, y é dado pela soma dos valores dos pixels localizados acima à esquerda.

Figura 5.3 – Exemplos de características Haar, posicionadas sobre uma janela de amostragem.



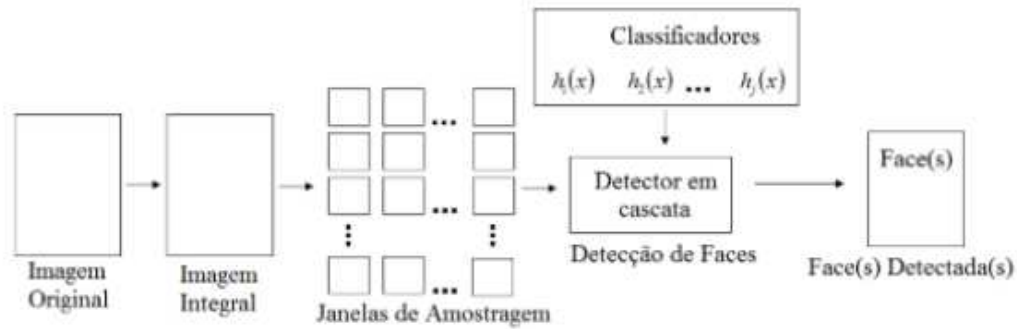
Fonte: (VIOLA; JONES, 2001b)

Pequenas janelas de amostragem da imagem integral, são passadas para o detector em cascata, que utiliza classificadores treinados para detectar faces. A abordagem de dividir a imagem integral em janelas de amostragem, permite encontrar o valor para cada segmento de forma rápida e eficiente.

O segundo passo, consiste no treinamento dos classificadores. Estes são formados por características com limiares definidos, obtidos na fase de treinamento para estabelecer se uma região pertence ou não a uma face. O valor expresso por uma característica, pode ser rapidamente calculado através da representação da imagem integral.

Na fase de treinamento, os parâmetros dos classificadores são ajustados a partir de um algoritmo de treinamento baseado em *Adaboost*. O *Adaboost* (*Adaptive Boosting*) é um procedimento eficiente porque procura o menor número de características com diferenças significativas entre si (PADILLA *et al.*, 2012). Em uma imagem, existem inúmeras características *Haar* identificadas e para obter um algoritmo rápido e eficiente na detecção de rostos, é necessário excluir a maior parte das características irrelevantes, afim de focar no processamento das características realmente relevantes. Neste sentido o *Adaboost* é uma ferramenta importante que disponibiliza um algoritmo de aprendizagem eficaz, robusto e com bom desempenho.

Figura 5.4 – Processo de detecção de faces Viola-Jones utilizado na biblioteca OpenCV.



Fonte: (PADILLA *et al.*, 2012)

O *Adaboost* constrói um classificador forte, como uma combinação linear de vários classificadores fracos. Conforme pode ser visualizado pela equação abaixo. A função indicada na equação ??, representa os classificadores fracos e pode assumir os valores 0 ou 1, respectivamente para valores negativos e positivos, enquanto x representa a janela de 24x24 pixels.

O classificador fraco pode ser expresso em função da característica (f), de um *threshold* e de uma polaridade (p) para indicar a direção da desigualdade, como mostra a equação 5.2 abaixo.

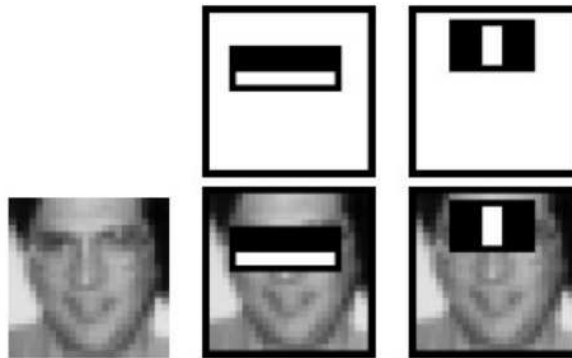
$$f(x) = \sum_{t=1}^T \alpha_t h_t(x) \quad (5.2)$$

$$h(x, f, p, \theta) = \begin{cases} 1, & \text{se } pf(x) < p\theta; \\ 0, & \text{caso contrário.} \end{cases} \quad (5.3)$$

O classificador forte é dado pela função $H(x)$, enquanto o peso de cada classificador fraco é definido por a_t , conforme a equação 5.3. Dessa forma o algoritmo *Adaboost*, pode ser utilizado tanto para definir quais características são mais adequadas, como também para treinar classificadores com as características escolhidas. A Figura 5.5, mostra as características selecionadas pelo algoritmo para identificar as faces, a partir da utilização da equação 5.4.

$$H(x) = \begin{cases} 1, & f(x) \geq \frac{1}{2}; \sum a_t \\ 0, & \text{caso contrário.} \end{cases} \quad (5.4)$$

Figura 5.5 – Seleção de características utilizando o algoritmo *Adaboost*.



Fonte: (VIOLA; JONES, 2001a)

A partir do algoritmo *Adaboost*, a detecção facial tem como resultado as regiões retangulares das faces encontradas, dispostas em um vetor, várias faces podem ser encontradas em uma mesma imagem, caso mais de uma face esteja sendo percebida, o sistema observa a partir deste vetor, qual é a maior face encontrada em *pixels*, pois apenas um usuário poderá controlar a interface.

A partir do vetor da face encontrada o centróide deste vetor é calculado em tempo real, assim obtemos um valor x, y correspondente ao centróide da face detectada, como pode ser visto na equação 5.5.

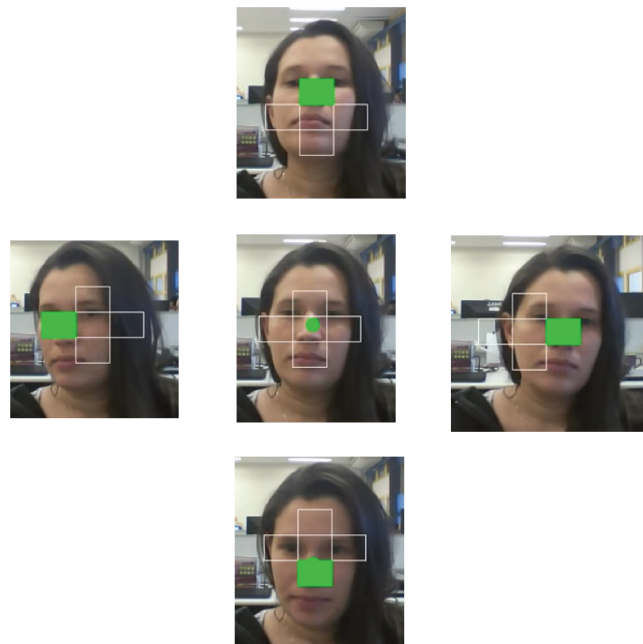
$$x_{centroide} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x(i) \quad y_{centroide} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} y(i) \quad (5.5)$$

Na Figura 5.6 observamos o ponto verde, que corresponde ao centróide calculado, a medida que o usuário movimento seu rosto, o centróide é recalculado, acom-

panhando os novos pontos da face detectada, dessa forma, o *JoyFace* envia comandos, a partir da movimentação do rosto do usuário, em relação a região de referência, do *joystick* virtual, que se mantém estática. Após a detecção do rosto, esta região de referência é calculada considerando a posição média do rosto nos 40 frames iniciais. A região de referência pode ser visualizada como um quadrado na cor branca e se manterá a mesma durante toda a utilização do JoyFace, é possível resetar a posição da região de referência, utilizando o sorriso do usuário.

Em torno da região de referência neutra, são criados os botões direcionais do *joystick* virtual, onde o usuário pode enviar os comandos: para a direita, esquerda, para cima e para baixo. A medida que o usuário movimenta o rosto e o centróide da detecção do rosto (ponto verde) acompanha o movimento, para realizar o acesso aos menus e comandos da interface implementada.

Figura 5.6 – *Joyface*: Região de referência do *joystick* virtual e comandos direcionais. Na imagem do centro, a zona neutra, na imagem da direita, o comando RIGHT, na imagem da esquerda, o comando LEFT, na imagem acima o comando UP, na imagem abaixo, o comando DOWN.

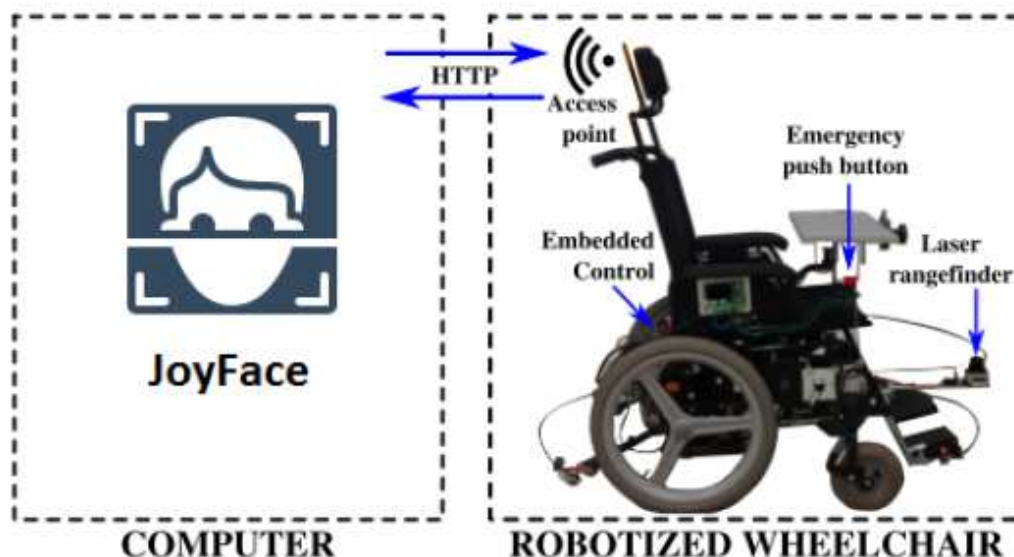


5.1 Cadeira de rodas robotizada

Este projeto utiliza a cadeira de rodas robotizada desenvolvida no trabalho de NASCIMENTO JÚNIOR *et al.* (2016), o autor analisou diversas cadeiras de rodas comerciais e acadêmicas e com base em sua pesquisa, implementou uma arquitetura de cadeira de rodas robótica que poderia ser controlada por uma ampla gama de interfaces

assistivas. Esta cadeira de rodas é classificada como robotizada, pois é dotada de sensores e comunicação sem fio que são capazes de atuar na cadeira, caso o usuário esteja em situação de risco, a Figura 5.7 ilustra a visão geral do sistema da cadeira de rodas robotizada real.

Figura 5.7 – *Joyface*: Visão geral da cadeira de rodas robotizada utilizada no trabalho.



Fonte: Adaptado de (NASCIMENTO JÚNIOR *et al.*, 2016).

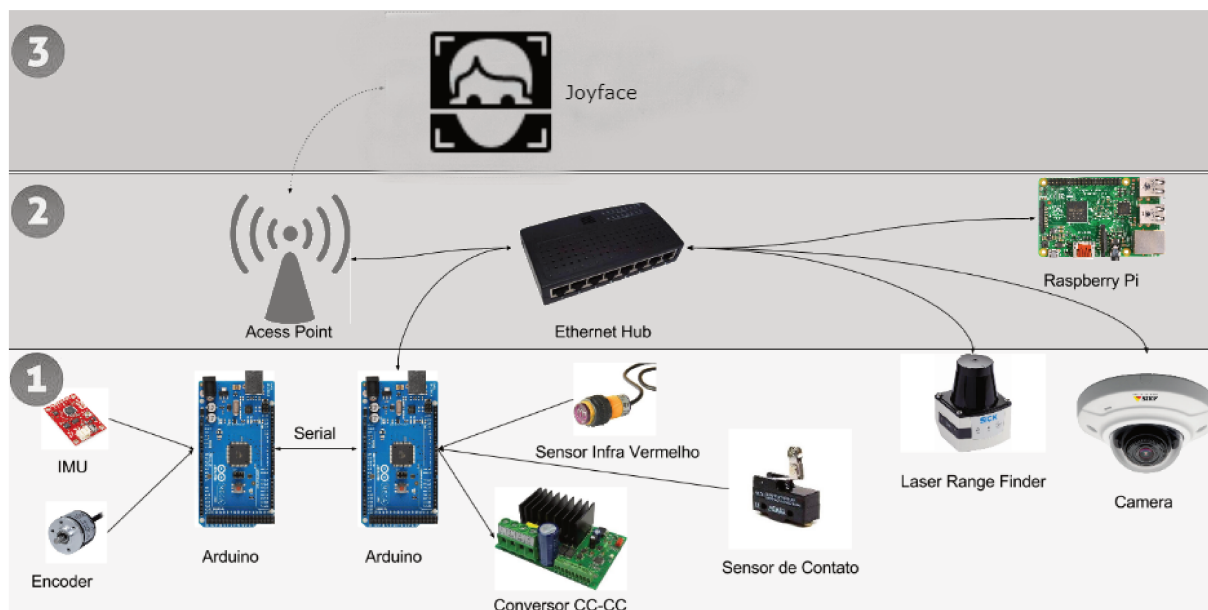
A cadeira de rodas utilizada possui duas rodas motrizes traseiras com maior raio e duas rodas dianteiras, de menor raio, do tipo castor. Esta cadeira de rodas é indicada para uso em espaços internos e possui a capacidade de transportar usuários de até 130 kg. Além disso, possui dois motores de corrente contínua que acionam separadamente cada uma das rodas traseiras. Os motores são acoplados às rodas traseiras através de um sistema de redução usando correias. De fábrica, a cadeira possui um controle através de um *joystick* e é alimentada por duas baterias de 12 volts.

Para oferecer a cadeira de rodas, a flexibilidade necessária para ser controlada por interfaces alternativas, garantir a segurança e conforto para o usuário, o veículo dever ter uma arquitetura flexível (NASCIMENTO JÚNIOR *et al.*, 2016). Para tanto, decidiu-se separar o sistema em diferentes camadas: a de baixo nível, nível intermediário e de alto nível, conforme pode ser visto na Figura 5.8 .

A camada de baixo nível é responsável pelos sensores, controle de locomoção e acionamento dos motores. Esta é a camada que faz interface com o mundo real, sendo responsável por extrair informações do ambiente e atuar no veículo. A estrutura original da cadeira de rodas, possuía o protocolo de comunicação CAN, que foi substituído pelo protocolo *ethernet* utilizado no microcontrolador adicionado nesta camada.

O microcontrolador de baixo custo *Arduino Mega 2560*, é responsável pelo

Figura 5.8 – Resumo da arquitetura da cadeira. De baixo para cima estão representadas as camadas 1 (Baixo Nível), 2 (Nível Intermediário) e 3 (Alto Nível), respectivamente.



Fonte: Adaptado de (NASCIMENTO JÚNIOR *et al.*, 2016)

gerenciamento do controle para atuar nos módulos independentes das rodas traseiras, enquanto as rodas dianteiras podem girar livremente. Esta cadeira de rodas possui dois botões de parada de emergência, sendo um perto de cada suporte de braço, além de um codificador em cada motor para medir o deslocamento das rodas e um sensor à laser para medir as distâncias até os obstáculos.

A camada intermediária é responsável por realizar a ponte entre a camada de baixo nível e a camada de alto nível. Esta camada é composta por um *hub ethernet* para conectar fisicamente todos os dispositivos, um *single board computer* de baixo custo, para atuar como hospedeiro do *software* que irá permitir a comunicação entre às camadas e um dispositivo de *access point* para oferecer uma comunicação sem fio à cadeira de rodas. A comunicação entre o *Arduino Mega 2560* e o computador embarcado é realizada através de mensagens *UDP (User Datagram Protocol)*. Este protocolo foi definido pois os dois equipamentos estão no mesmo enlace de rede, dessa forma, as mensagens a serem trocadas possuem tamanho reduzido, são enviadas em baixa frequência e com maior rapidez.

O *single board computer* utilizado neste projeto é o *Raspberry Pi Model B+*, que consiste em um computador de baixo custo do tipo *System on a chip (SoC)*, o *software* incorporado nessa camada intermediária é um aplicativo RESTful que usa o protocolo *HTTP*. Desta forma, podemos usar qualquer linguagem de programação que possa lidar com requisições *HTTP* para se comunicar com a cadeira de rodas robotizada (SOUZA *et al.*, 2013).

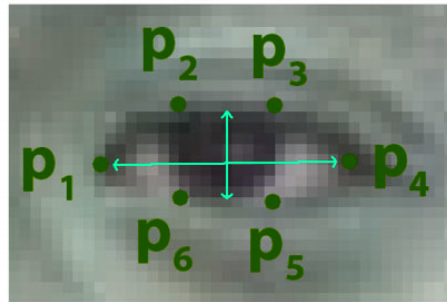
Por fim, na camada de alto nível, o Joyface interage com a cadeira de rodas robotizada, enviando comandos através de requisições *HTTP*. Os comandos são enviados, conforme podem ser vistos na Figura 4.4. Para andar para a frente, o usuário deve enviar o comando UP, para os lados direito e esquerdo, o usuário envia os respectivos comandos RIGHT e LEFT e ao receber o comando DOWN, a cadeira de rodas encerra seus movimentos.

5.2 Mouse

O módulo de mouse é integrado ao *Joyface* e pode ser acessado através do menu principal. O usuário controla o mouse, através do *joystick* virtual com quatro movimentos direcionais disponíveis: para cima, para baixo, para esquerda e direita, além do clique, que é acionado através do piscar de olhos. Para tanto uma ROI (*Region of interest*), é demarcada, a partir da localização dos olhos pela biblioteca *OpenCV*, para observar o piscar de olhos, apenas na região da imagem em torno dos olhos, otimizando assim o processamento.

Dessa forma, a funcionalidade de piscar de olhos, observa a ROI demarcada em torno da área dos olhos. Cada olho possui 6 pontos, cada um com suas coordenadas (x, y), como pode ser visto na Figura 5.9.

Figura 5.9 – Pontos mapeados dos olhos.

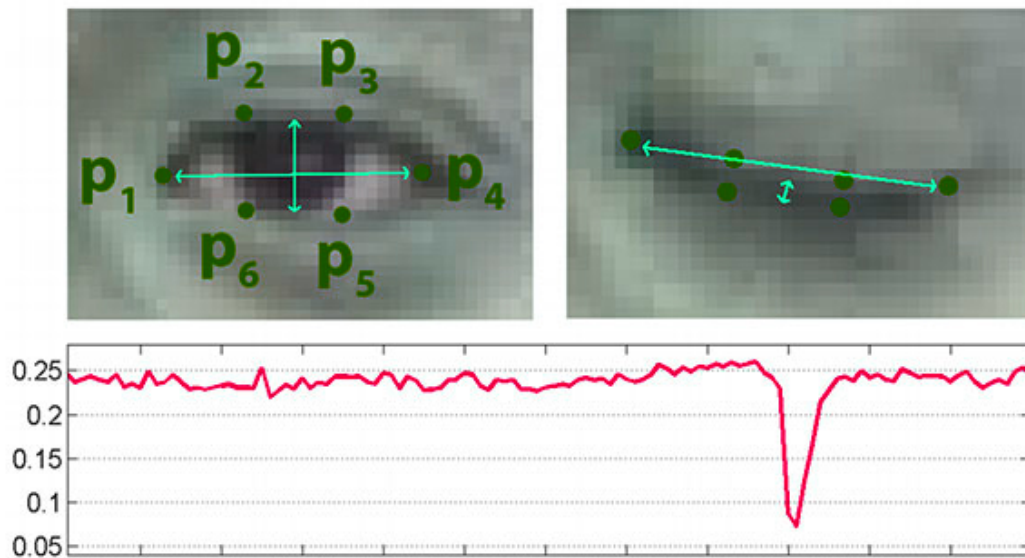


Fonte: (CECH; SOUKUPOVA, 2016).

A definição de piscar de olhos, foi baseada no trabalho de Cech e Soukupova (2016). Neste trabalho a equação 5.6 abaixo é utilizada, onde p1, p2, p3, p4, p5 e p6 são locais de referência facial 2D para o cálculo da EAR (*Eye aspect ratio*), ou região de aspecto dos olhos.

$$EAR = \frac{||p2 - p6|| + ||pe - p5||}{2 * ||p1 - p4||}. \quad (5.6)$$

Figura 5.10 – Visualização dos pontos de referência dos olhos quando o olho está aberto/fechado e a relação do EAR calculado em cada situação.



Fonte: (CECH; SOUKUPOVA, 2016).

O numerador dessa equação calcula a distância entre os pontos de referência verticais enquanto o denominador calcula a distância entre os pontos horizontais dos olhos, ponderando adequadamente o denominador, pois há apenas um conjunto de pontos horizontais, mas dois conjuntos de pontos verticais.

Dessa forma, quando um olho está totalmente aberto, a relação de aspecto do olho é grande e relativamente constante ao longo do tempo. No entanto, quando a pessoa pisca, a relação de aspecto do olho diminui drasticamente, aproximando-se de zero e assim o piscar de olhos do usuário é detectado após uma piscada longa, de pelo menos dois segundos, acionando o clique do *mouse*, como pode ser visualizado na Figura 5.10.

5.3 Smart Home

Smart Home é definida como uma residência que contém aparelhos capazes de se comunicarem entre si e que podem ser operados remotamente por um sistema de controle (MARTINS; MENEGUZZI, 2014). Muitas adaptações podem ser realizadas nas residências de pessoas com deficiência, geralmente de forma improvisada e frequentemente com alto custo. Para reduzir estes problemas, o desenvolvimento de uma solução específica para esta finalidade pode propiciar autonomia e independência a essas pessoas em seu ambiente doméstico, além do baixo custo.

Neste projeto foi implementado o controle de portas e de iluminação de uma

casa inteligente, por serem as necessidades primordiais requeridas pelas pessoas com deficiência, para controlarem o ambiente em que estão inseridas. Os dispositivos foram simulados utilizando ambiente V-REP (*software* de simulação), esta simulação nos permite a interação com os módulos de iluminação, portas e o controle da cadeira de rodas.

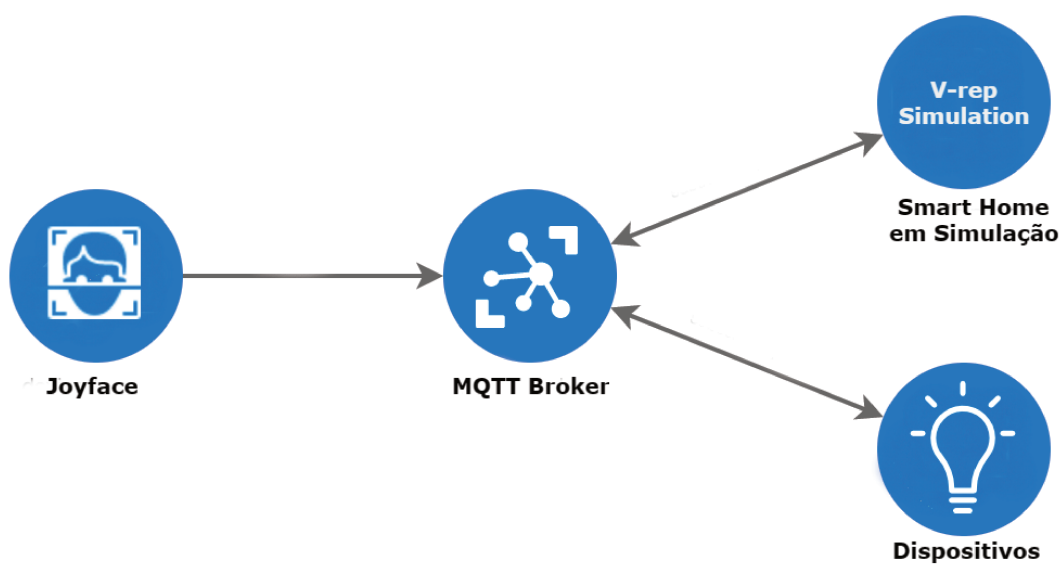
Para tanto, o protocolo MQTT foi utilizado, por ser leve e flexível, além de garantir uma camada de segurança na interface entre o sistema *Joyface* e aos dispositivos a serem controlados no ambiente residencial.

O MQTT é uma arquitetura de publicação e envio de mensagens de dispositivos de Internet das coisas, que possuem principalmente restrições de largura de banda e de energia em redes sem fio. É um protocolo simples e leve que é executado em soquetes TCP/IP, além de proteger a informação trafegada através do SSL. É importante ressaltar, que a arquitetura de publicação/assinatura permite que as mensagens sejam enviadas aos dispositivos do cliente sem que o dispositivo precise pesquisar continuamente o servidor.

A Figura 5.11 mostra a visão geral da plataforma domótica disponível na nuvem. Cada dispositivo a ser controlado pela *Smart Home*, deve estar conectado ao *Broker*, responsável por analisar os comandos recebidos e atuar sobre os dispositivos conectados. Neste projeto, foi implementado um *Broker* MQTT, a partir da plataforma *ThingSpeak*, que oferece uma solução robusta e gratuita.

O *Broker* MQTT consiste em um ponto central de comunicação e é responsável pelo envio de todas as mensagens entre os remetentes e destinatários. Um cliente é qualquer dispositivo que se conecta ao *broker* e pode publicar ou assinar tópicos para acessar as informações. Um tópico contém as informações de roteamento para o *broker*. Cada cliente que deseja enviar mensagens, as publica em um determinado tópico, e cada cliente que deseja receber mensagens se inscreve em um determinado tópico, assim o *broker* entrega todas as mensagens com o tópico correspondente aos clientes apropriados.

Figura 5.11 – Visão geral da plataforma domótica desenvolvida, onde a interface *Joyface* envia comandos para o Broker MQTT, responsável por controlar os dispositivos reais e em ambiente simulado.



6 Validação e Testes

Neste capítulo são apresentados os testes e validações do sistema, realizados nos três âmbitos: no controle da navegação da cadeira de rodas robotizada, a análise de usabilidade referente ao controle dos dispositivos da *Smart Home* e o testes de carga de trabalho associados à utilização do *mouse* baseado em Visão Computacional.

6.1 Experimento comparativo entre navegações para controle de cadeira de rodas

Em laboratório testamos a utilização de duas abordagens de interface homem-máquina baseadas em expressões e movimentos faciais, para controle da cadeira de rodas robotizada, para tanto, foram utilizadas as interfaces: *Joyface* e a *Wheelie*. A abordagem *Wheelie*, utiliza a câmera 3D *Intel RealSense*, que pode ser vista na Figura 6.1 e se baseia nas expressões faciais do usuário, o *Joyface* utiliza uma *webcam* convencional baseada nos movimentos do rosto e expressões faciais. A proposta foi comparar a experiência do usuário na utilização das duas abordagens, para observar os aspectos quantitativos e qualitativos da navegação em cada uma das interfaces avaliadas.

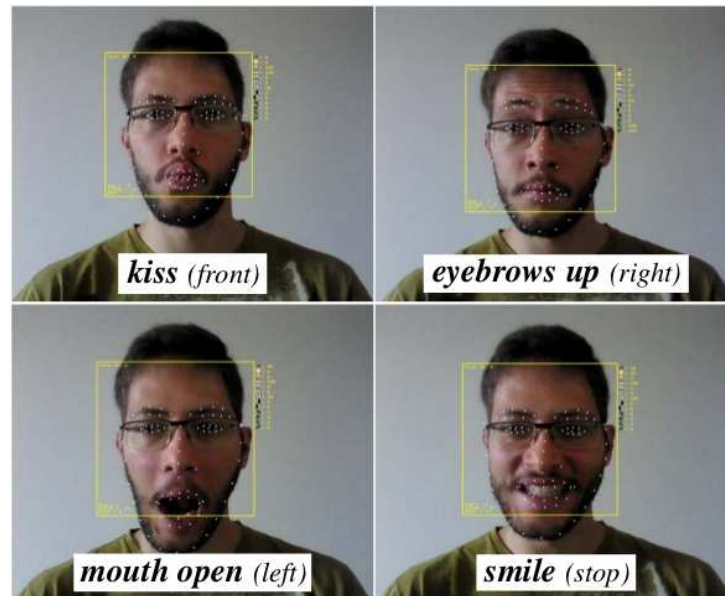
Figura 6.1 – A câmera Intel RealSense F200 utilizada para capturar as expressões faciais e controlar a cadeira de rodas na abordagem *Wheelie*. Este dispositivo consiste em um sensor de cor com resolução RGB 1080p e uma câmera de profundidade desenvolvida pela *Intel* para capturar os refletores gerados pelo projetor laser IR.



A abordagem *Wheelie*, se baseia no SDK oferecido na IDE da Intel dedicada à câmera *Intel RealSense*, capaz de detectar expressões faciais através de 68 pontos da

face, chamados *landmarks*. Cada expressão facial é associada a um comando de controle da cadeira de rodas: a expressão facial de um beijo, aciona o movimento para andar para a frente; levantar as sobrancelhas inicia o movimento à direita, abrir a boca indica movimento à esquerda e o sorriso interrompe os movimentos da cadeira de rodas, conforme pode ser visto na Figura 6.2.

Figura 6.2 – Expressões faciais para controle da cadeira de rodas, utilizando o sistema de navegação *Wheelie*.

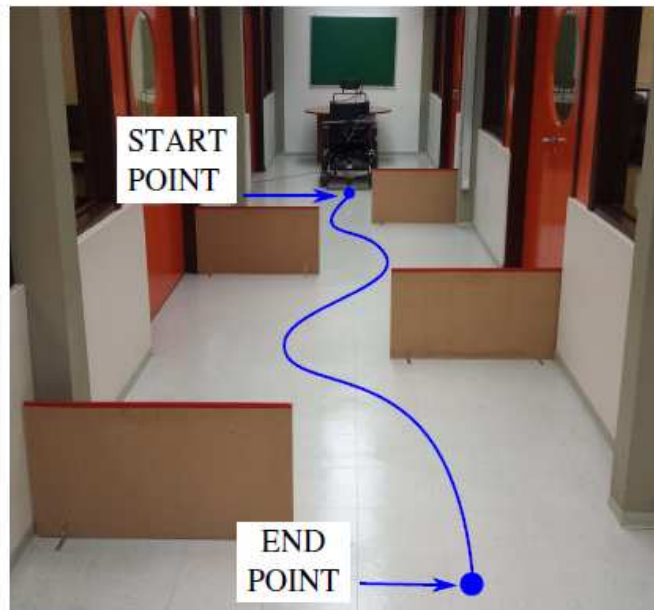


Para o experimento, foram utilizados dez voluntários, sendo 9 do sexo masculino e 1 do sexo feminino, os usuários não possuíam nenhum tipo de deficiência motora. Os voluntários utilizaram as interfaces *JoyFace* e *Wheelie* para controlar a cadeira de rodas e navegar em um corredor interno com obstáculos pré-definidos, conforme a Figura 6.3. A cena possuía aproximadamente 8,10 x 2,10 metros com quatro barreiras posicionadas a 1,80 metros de distância umas das outras. Os experimentos com cada sujeito foram divididos em três etapas:

- Treinamento e ambientação com a navegação: *Joyface/Wheelie*;
- Navegação para coleta de dados quantitativos (tempo de percurso e paradas de emergências);
- Questionário para coleta de dados qualitativos (demanda mental, demanda física, segurança e facilidade de uso).

Os voluntários utilizaram cada uma das interfaces no mesmo dia para realizar o percurso pré-definido. Cada voluntário era apresentado a cada uma das abordagens e recebiam instruções iniciais a respeito dos comandos de cada uma, como pode ser visto

Figura 6.3 – Experimento com cadeira de rodas: *Joyface* e *Wheelie*: Trajeto percorrido pelos voluntários durante o experimento.



na tabela 6.1, além disso, podiam realizar o percurso proposto completo, com tempo livre para plena ambientação. Metade dos voluntários tiveram contato primeiro com a navegação *Joyface* e a outra metade com a navegação *Wheelie*, entretanto a ordem de contato com a abordagem não interferiu no resultado do experimento.

Tabela 6.1 – Comandos utilizados nas abordagens *JoyFace* and *Wheelie*, para controlar a cadeira de rodas.

Movimentos da cadeira de rodas	<i>JoyFace</i>	<i>Wheelie</i>
<i>Para a frente</i>	<i>Nariz acima da referencia</i>	<i>Beijo</i>
<i>À direita</i>	<i>Nariz à direita</i>	<i>Levantar de sobrancelhas</i>
<i>À esquerda</i>	<i>Nariz à esquerda</i>	<i>Boca Aberta</i>
<i>Parar os movimentos</i>	<i>Nariz abaixo</i>	<i>Sorriso</i>

A cadeira de rodas utilizada nos testes possui um botão de emergência, capaz de interromper os movimentos da cadeira quando pressionado. Os usuários receberam a orientação de utilizá-lo em momentos de perda de controle ou para evitar a colisão da cadeira com obstáculos, a este momento chamamos de paradas de emergência.

Após a fase de ambientação, os usuários realizaram o trajeto previsto. Nesta etapa, coletamos os dados de tempo de realização da tarefa e registramos os momentos em que os usuários acionaram o botão de emergência, o que indica perda do controle da cadeira de rodas ou dificuldade na navegação. Terminado o trajeto, os voluntários recebiam um questionário a respeito da experiência na utilização da interface, com questões referentes a esforço mental, esforço físico, segurança, facilidade de uso e frustração, que podem ser

observadas no Apêndice B. Após conhecer as duas abordagens propostas, os usuários recebiam um terceiro questionário, onde deveriam indicar comparativamente quais das abordagens ofereceu maior esforço mental, esforço físico, facilidade de uso e segurança, que pode ser observado no Apêndice C.

Todo o experimento levou entre 30 a 40 minutos com cada voluntário, incluindo o questionário que foi composto das seguintes perguntas sobre a sua experiência com JoyFace e Wheelie:

- Qual interface exigiu maior esforço mental?
- Qual interface exigiu maior esforço físico?
- Qual interface ofereceu maior segurança?
- Qual interface foi mais fácil de ser utilizada?

A Figura 6.4 mostra as impressões dos sujeitos quanto aos aspectos qualitativos da experiência de uso das interfaces. Dentre os entrevistados, 80% se sentiu mais demandado mentalmente utilizando a abordagem *Wheelie*, já que a utilização de expressões faciais para o controle direcional da navegação da cadeira de rodas, gera uma carga mental para que o usuário se lembre da associação de cada comando a sua funcionalidade.

Em relação a segurança, 60% dos entrevistados se sentiram mais seguros utilizando o *Joyface* e 70% indicaram que esta interface foi mais fácil de ser utilizada. Por outro lado, 60% dos entrevistados, apontou o *Joyface* como a abordagem que mais exigiu demanda física, pois apesar dos movimentos com o rosto serem intuitivos, facéis de serem utilizados e lembrados, as movimentações frequentes geram uma maior demanda física durante a utilização.

Na tabela 6.2, podemos observar os aspectos quantitativos, considerando os tempos de realização de percurso de cada voluntário utilizando cada abordagem e a quantidade de paradas de emergência, caracterizada pela perda de controle da navegação ou ameaça de colisão com algum obstáculo. Os menores tempos de volta, estão indicados em negrito e podemos observar que 60% deles foram realizados com a abordagem *Joyface*, o que reforça a questão da facilidade de uso e a menor curva de aprendizado ao utilizar esta interface. Em relação as paradas de emergência, 60% dos voluntários utilizaram o botão de emergência utilizando a abordagem *Wheelie*, enquanto 20% tiveram que utilizar a parada de emergência com o *Joyface*. Isso se deve as dificuldades dos usuários em se lembrarem das expressões faciais e os comandos direcionais associados e também às falhas de reconhecimento das expressões faciais que ocorreram, principalmente entre o sorriso e boca aberta, que dificultaram o controle utilizando a abordagem *Wheelie*.

Figura 6.4 – Comparativo da experiência do usuário ao utilizar as interfaces *Joyface* e *Wheelie*.

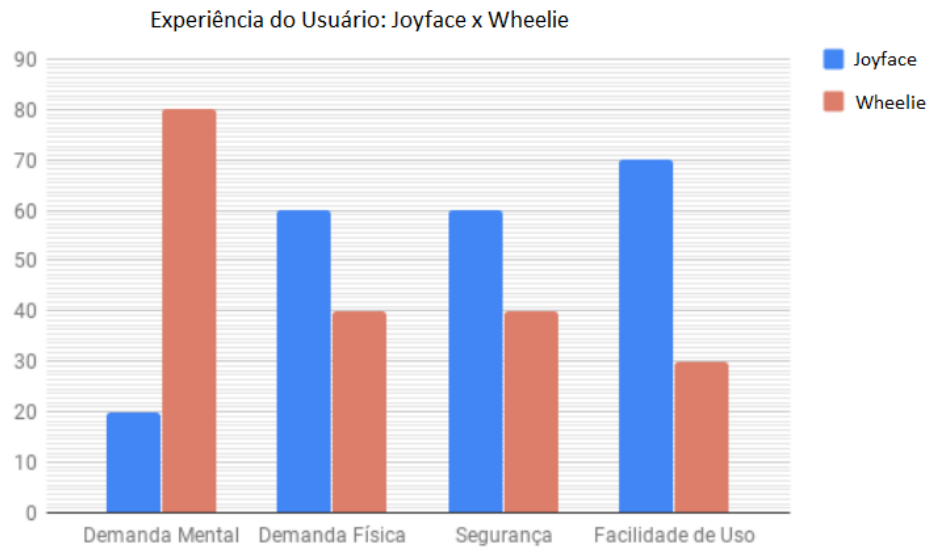


Tabela 6.2 – Tempos de volta (em minutos) e quantidade de paradas de emergência, que os participantes tiveram que realizar, devido a iminência de colisões ou até mesmo pânico durante a navegação.

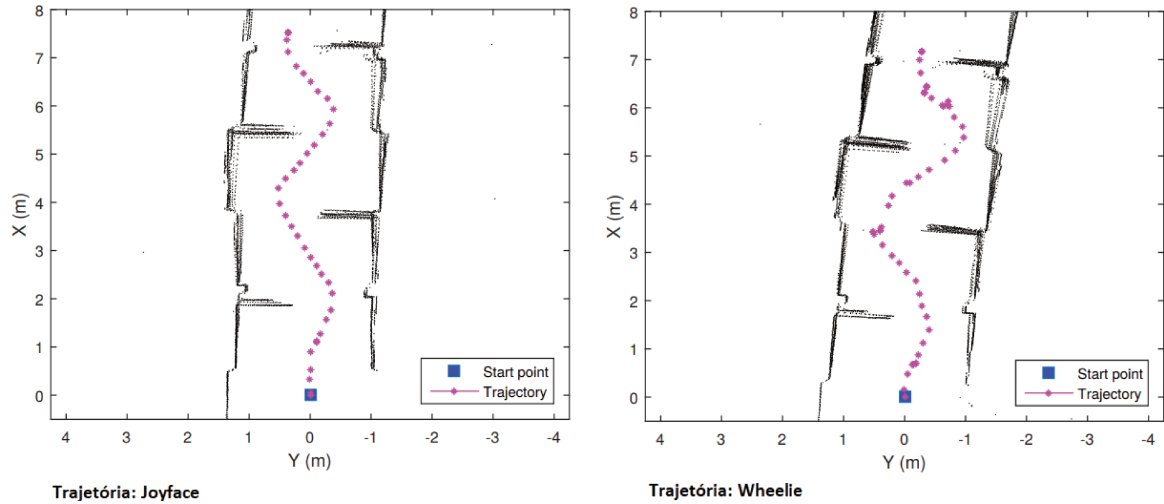
Voluntário	<i>JoyFace</i>	Qtd. Paradas	<i>Wheelie</i>	Qtd. Paradas
1	01:37	0	03:25	3
2	03:17	1	03:06	0
3	01:44	0	06:07	2
4	04:17	4	03:58	4
5	01:34	0	02:35	1
6	02:07	0	05:10	0
7	04:56	0	02:50	0
8	02:03	0	04:21	2
9	03:42	0	02:47	0
10	01:59	0	03:30	3
Média de tempo de percurso	02:43	0,5	03:46	1,5

Embora alguns voluntários precisaram de tempos longos para completar a trajetória e tiveram paradas de emergência no caminho, um operador bem treinado pode realizar a navegação com ambas as abordagens de forma satisfatória. A Figura 6.5, foi mapeada utilizando um *laser rangefinder* acoplado à cadeira de rodas navegada pelo operador experiente e aponta o detalhamento do percurso realizado com cada interface.

A primeira parte da Figura 6.5, ilustra a trajetória realizada em 1 minuto e 22 segundos, utilizando a interface *JoyFace* e a segunda parte da Figura 6.5, corresponde ao mesmo percurso concluído em 1 minuto e 36 segundos com a abordagem *Wheelie*. Apesar das melhorias necessárias para ambas as estratégias de navegação, os tempos de trajetória indicam que, com o devido treinamento, ambas podem oferecer soluções confortáveis e seguras para permitir que pessoas com deficiências severas controlem uma

cadeira de rodas robotizada.

Figura 6.5 – Trajetória realizada por um operador treinado utilizando o *JoyFace*, no primeiro item e o *Wheelie*, no segundo item, foi utilizado um laser *rangefinder* acoplado à cadeira de rodas para a criação do mapa.

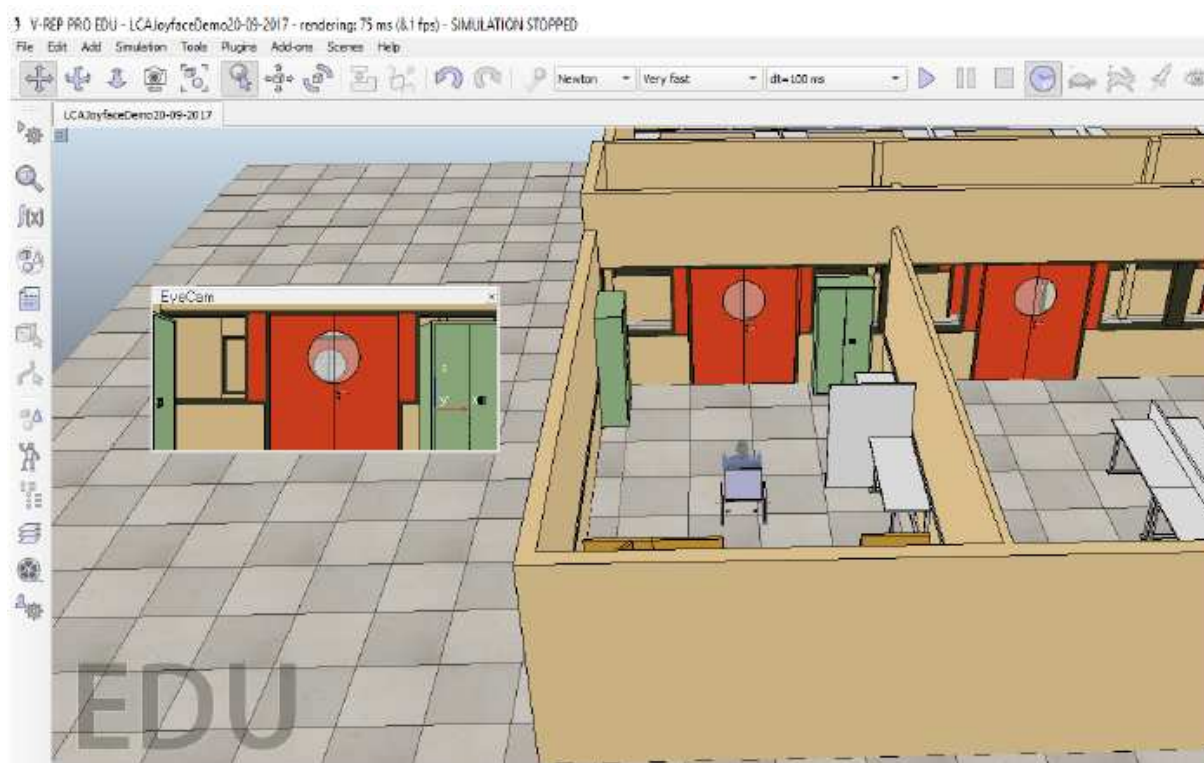


6.2 Experimento de avaliação da usabilidade do módulo de *Smart Home*

Para observar os níveis de usabilidade atingidos com a parte dedicada ao controle de dispositivos de uma *Smart Home* do *Joyface*, foram realizadas sessões de avaliação e percepção da interface humano-computador implementada. Os testes foram realizados com 12 indivíduos na faixa de 15 a 17 anos, sem nenhum tipo de deficiência motora, sendo 7 do sexo masculino e 5 do sexo feminino, a proposta foi avaliar a experiência do usuário na utilização da interface, em relação a usabilidade.

Para a realização dos testes, um ambiente de simulação foi montado, utilizando o *software* V-REP. O V-REP (*Virtual Robot Experimentation Platform*) consiste em um *framework* de simulação versátil e escalável, amplamente utilizado na área de robótica e simulações computacionais e possui uma API remota que permite interagir com entidades externas através de diferentes protocolos de comunicação (ROHMER *et al.*, 2013). A sala de robótica do departamento DCA da FEEC/Unicamp foi simulada, como pode ser visto na Figura 6.6, esta simulação nos permite a interação com os módulos de iluminação, módulo de portas e módulo controle da cadeira de rodas.

Para a realização do processo de avaliação de interface, inicialmente, os usuários eram apresentados ao *Joyface* e tinham um momento inicial para se ambientarem com

Figura 6.6 – JoyFace: Simulação da *Smart Home* no V-REP.

a utilização do sistema. Este tempo de treinamento não foi cronometrado pelo avaliador, o usuário indicava livremente quando se sentia pronto para a realização dos testes.

Após a ambientação inicial, o usuário recebia a tarefa A, onde deveria ligar e desligar as luzes do ambiente em que estava inserido na simulação, através do *software Joyface*. Após concluir a tarefa A, o usuário recebia a tarefa B, onde deveria abrir e fechar a porta do ambiente em que estava inserido na simulação. Após a realização das tarefas, o usuário respondia um questionário sobre a avaliação da experiência.

O questionário sobre aspectos ergonômicos é um instrumento que irá subsidiar as conclusões do teste de usabilidade. Nielsen enumera cinco parâmetros para medir a usabilidade: facilidade de aprendizado, eficiência de uso, facilidade de reconhecimento, baixa taxa de erros e satisfação de uso (NIELSEN, 1994). Após a realização do teste, os usuários responderam um questionário apontando numa escala de Likert de cinco níveis para as perguntas relacionadas a grau de dificuldade: muito fácil, fácil, regular, difícil e muito difícil ou níveis de agilidade: excelente, bom, regular, ruim e insuficiente, o detalhamento dos questionários aplicados, podem ser observados no Apêndice D.

Para a tarefa A, relacionada ao controle de luzes e tarefa B relacionada ao controle de portas do ambiente, as questões realizadas foram:

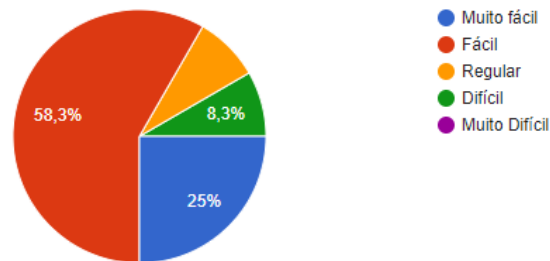
- Qual o nível de dificuldade na realização da tarefa?

- Qual o nível de dificuldade para se lembrar dos comandos da tarefa?
- Qual o nível de agilidade você considera que o sistema respondeu aos comandos para a realização da tarefa
- Ocorreu algum erro não esperado ao realizar a tarefa?
- Qual o seu nível de satisfação ao interagir com interface na realização da tarefa?

Figura 6.7 – Avaliação do nível de dificuldade na realização da tarefa A, de controle de luzes.

Qual o nível de dificuldade na realização da tarefa A de controle de luzes:

12 respostas

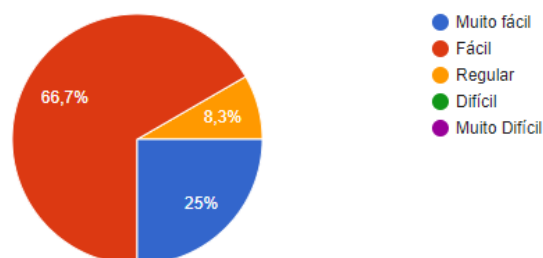


Pode ser observado na Figura 6.7, que a maior parte dos usuários considerou a interface fácil de usar, 83,3% consideraram a realização da tarefa A muito fácil e fácil e 91,7% consideraram a realização da tarefa B, de controle de portas, fácil e muito fácil. Isso se deve principalmente a utilização da interação através de um *joystick* virtual, permitindo que o usuário utilize um conceito de uso de interface que já está habituado, apenas adaptando-o a interface através de movimentos do rosto oferecidas pelo *Joyface*.

Figura 6.8 – Avaliação do nível de dificuldade na realização da tarefa B, de controle de portas.

Qual o nível de dificuldade na realização da tarefa B de controle de portas:

12 respostas



Em relação, a lembrança dos comandos enviados para controlar a interface, 75% dos usuários consideraram os comandos com nível fácil e muito fácil de serem lembrados, no caso da tarefa A, como pode ser visto na Figura 6.9 e 90,8% com nível fácil e muito fácil de serem lembrados, no caso da tarefa B, conforme pode ser visto na Figura 6.10. Isso se explica, através do uso de menus interativos com imagens que remetem às funções de iluminação e portas e também dos respectivos cômodos do ambiente residencial, oferecendo ao usuário a possibilidade de associar aos comandos e interações as representações oferecidas pelos menus.

Figura 6.9 – Avaliação da lembrança dos comandos da tarefa A, de controle de luzes.

Qual o nível de dificuldade para se lembrar dos comandos de ligar e desligar luzes:

12 respostas

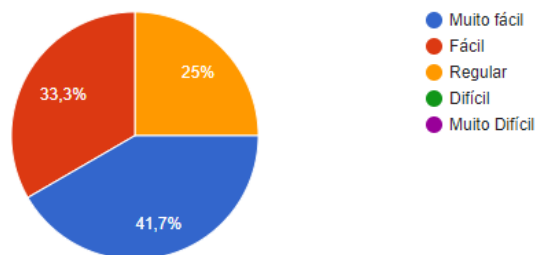
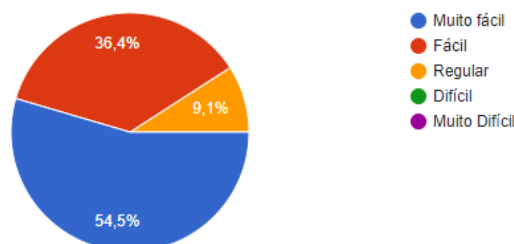


Figura 6.10 – Avaliação da lembrança dos comandos da tarefa B, de controle de portas.

Qual o nível de dificuldade para se lembrar dos comandos da tarefa de controle de portas:

11 respostas



Em relação aos erros inesperados, como pode ser visto na Figura 6.11, em 25% dos casos, ocorreu pelo menos um erro na realização da tarefa A e 18,25% na realização da tarefa B, como pode ser visto na Figura 6.12, o que indicam, pontos a serem melhorados para oferecer um sistema mais estável e robusto para os usuários. Além disso, o sistema se mostrou sensível a influências de luzes externas que prejudicavam a identificação do rosto e do sorriso do usuário em situações extremas.

Figura 6.11 – Erros inesperados ocorridos na execução da tarefa A, de controle de luzes.

Ocorreu algum erro não esperado ao ligar luzes?

12 respostas

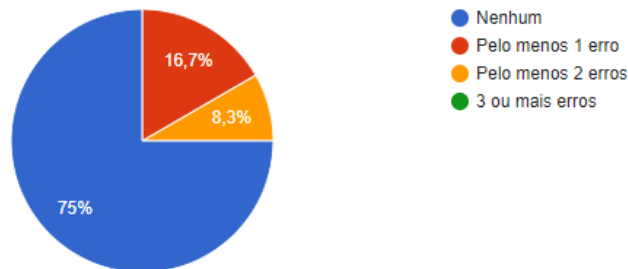
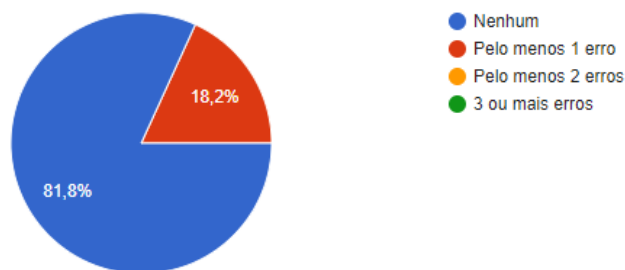


Figura 6.12 – Erros inesperados ocorridos na execução da tarefa B, de controle de portas.

Ocorreu algum erro não esperado ao abrir portas?

11 respostas



6.3 Experimento NASA-TLX aplicado ao módulo de *mouse*

O experimento *NASA Task Load Index (NASA -TLX)* consiste em um procedimento para coletar avaliações de carga de trabalho associadas ao desenvolvimento de tarefas e foi desenvolvido em 1986, pelo *Human Perform Group* do *NASA AMES Research Center* (Grupo de Desempenho Humano do Centro de Pesquisa NASA AMES) (HART; STAVELAND, 1988).

O *NASA-TLX* visa coletar a pontuação da carga de trabalho subjetiva baseada na média ponderada de avaliações de seis subescalas. Dentre estas, três são demandas associadas ao sujeito: demanda mental, demanda física e demanda temporal; e outras três demandas referem-se à interação entre sujeito e tarefa: desempenho, esforço e frustração. O experimento foi realizado em três etapas:

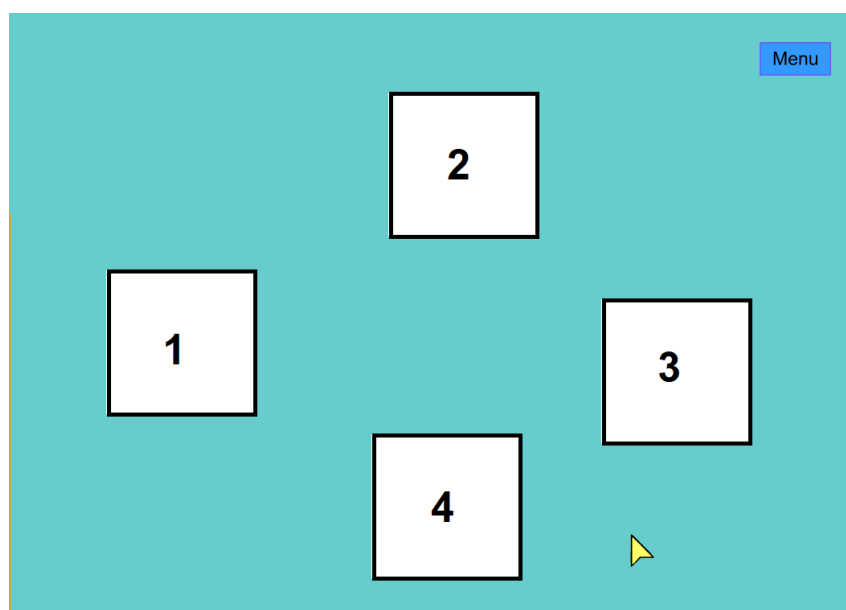
- Treinamento e ambientação com o sistema a ser testado: *Joyface/ACAT*;
- Realização da tarefa de navegação e clique utilizando o *mouse* dos *softwares Joyface/ACAT*;

- Questionário do *NASA-TLX*, a respeito das cargas de trabalho envolvidas na realização da tarefa.

O experimento foi realizado em ambiente de laboratório, com 10 voluntários com idade entre 20 a 32 anos, sendo 5 do sexo masculino e 5 do sexo feminino, os voluntários não possuíam nenhum tipo de deficiência motora. Na primeira etapa, os voluntários se ambientavam livremente com o *software* de emulação de *mouse*. Neste experimento, foi realizado um comparativo entre o uso de dois *softwares* baseados em Visão Computacional para controle de *mouse*: o *ACAT*, desenvolvido pela equipe da *Intel* e publicado no trabalho Denman *et al.* (2016) e o *Joyface*, desenvolvido neste projeto. No experimento, metade dos voluntários utilizaram primeiramente o *software Joyface* e a outra metade, iniciou os testes utilizando o *ACAT*, entretanto, a ordem de contato com os *softwares* não ofereceu interferência no resultado do experimento.

O *ACAT* é um *software* de emulação de teclado e *mouse*, que funciona a partir de um sistema de varredura de opções, quando o usuário contrai a bochecha, escolhe a opção ativa no menu do sistema. Na emulação do *mouse*, uma linha horizontal é exibida na tela, quando o usuário deseja alcançar aquela região, envia um comando através do movimento da bochecha e logo após seleciona uma região através da linha vertical exibida, e assim, um ponto x,y específico na tela é alcançado. Para o clique, existe uma varredura, com as opções de um clique esquerdo, um clique direito e dois cliques.

Figura 6.13 – Ambiente de *software* utilizado na realização da tarefa de controle de *mouse* do experimento.



Após os voluntários se ambientarem com a utilização da abordagem de controle de *mouse*, realizavam a tarefa determinada. A tarefa era composta por duas etapas: a

de navegação e a de clique. Na etapa de navegação, os usuários passavam o cursor do *mouse* sobre cada um dos alvos numerados na interface, como pode ser observado na Figura 6.13. Logo após, na etapa de clique, os usuários realizavam o mesmo percurso, clicando nos quadrados numerados da interface. Esta diferenciação entre as etapas da tarefa, foi importante para observar o controle da navegação do cursor do *mouse* e o controle do clique e assim, identificar as possíveis dificuldades, em cada uma destas etapas separadamente. O tempo de realização de cada etapa da tarefa foi cronometrado, para obter dados quantitativos observando o tempo de execução dos voluntários, para realizar tarefa em cada uma das etapas.

Como pode ser visto na Tabela 6.3, referente à etapa de controle de navegação do *mouse*, 100% dos voluntários foram capazes de cumprir a tarefa com mais rapidez utilizando a abordagem *Joyface*, relatando inclusive que se sentiam no controle desta interface, por terem o *feedback* visual de seu rosto enquanto executavam a tarefa.

Na Tabela 6.4, referente à etapa de controle de clique do *mouse*, observamos que 100% dos voluntários também realizaram a tarefa com mais rapidez utilizando a abordagem *Joyface*, isso também se deve a questão da varredura de opções encontradas no *software ACAT*, que faz com que o voluntário, tenha que aguardar a varredura alcançar a opção desejada, para só então ativá-la, enquanto no *Joyface*, todas as opções de ações com o *mouse* estão ao alcance de apenas uma interação com o rosto do usuário, seja através de um movimento ou expressão facial.

Tabela 6.3 – Tempo de realização (em minutos) da etapa da tarefa, relacionada à navegação do *mouse*.

Voluntário	Joyface	ACAT
1	00:33	02:43
2	00:51	02:15
3	00:46	02:25
4	01:07	03:45
5	00:53	03:52
6	00:45	02:38
7	00:41	02:36
8	00:42	04:26
9	00:57	04:02
10	01:02	02:24
Média de execução	00:49	03:06

Após a realização da tarefa, os usuários respondiam ao questionário do *NASA-TLX*, disponível no Anexo A deste trabalho. Os voluntários receberam uma folha de classificação contendo as seis escalas apresentadas como uma linha, divididas em 20 intervalos de 5 em 5 unidades, sendo os descritores de limite "Low"(0) e "High"(100). O indivíduo

Tabela 6.4 – Tempo de realização (em minutos) da etapa da tarefa, relacionada ao clique do *mouse*.

Voluntário	Joyface	ACAT
1	01:02	04:26
2	01:23	03:55
3	01:17	03:15
4	01:55	04:20
5	01:20	04:13
6	00:56	03:53
7	00:59	02:51
8	02:55	03:49
9	04:02	05:45
10	01:27	03:52
Média de execução	01:43	04:01

marcava na régua qual a posição considerada por ele equivalente a carga sofrida na atividade que lhe foi atribuída; da esquerda para a direita a contagem é de zero (0) a cem (100).

Segundo Hoonakker *et al.* (2011), essa etapa do teste poderia acontecer durante ou após a realização da tarefa. Neste experimento, o questionário foi respondido logo após a execução da tarefa, a respeito de cada uma das demandas abaixo:

Demanda Mental: Indica o quanto de atividade mental, de concentração e atenção foram exigidos para a execução da tarefa, por exemplo: pensando, decidindo, calculando, lembrando e pesquisando. Se a realização da tarefa foi fácil, simples e o usuário alcançou sem dificuldade o objetivo, indica limite baixo na escala. Se a realização da tarefa foi difícil, complexa e exigiu muito esforço mental alcançar o objetivo, indica limite alto na escala.

Demanda Física: Define quanto de atividade ou movimentos físicos a tarefa exigiu, por exemplo: empurrando, puxando, virando, controlando e mexendo. Se a tarefa foi realizada com poucos movimentos e tranquilamente, indica limite baixo na escala. Se a realização da tarefa foi pesada, vigorosa, agitada e com muitos movimentos, indica limite alto na escala.

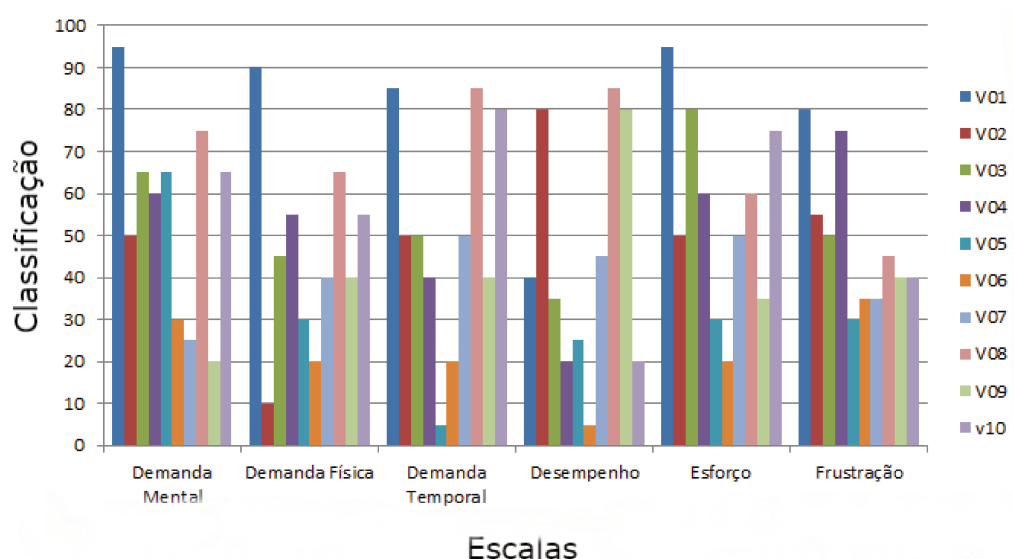
Demanda Temporal: Define quanto de pressão de tempo o usuário sofreu, em relação ao tempo para executá-la, observando o ritmo cobrado para a execução da tarefa, por exemplo: proporção entre o tempo disponível e o tamanho ou complexidade da ação a ser tomada para realizar a tarefa. Se o ritmo de trabalho foi tranquilo e sem pressão, indica limite baixo na escala. Se o tempo foi frenético e o usuário se sentiu pressionado, indica limite alto na escala.

Desempenho: Determina quanto sucesso o usuário considera que realizou as metas da sua tarefa, por exemplo: satisfação e reconhecimento. Se o usuário se sentiu satisfeito na realização da tarefa, indica limite alto na escala. Se o usuário ficou pouco satisfeito, indica limite baixo na escala.

Esforço: Define qual quantidade de esforço total, composto pelo esforço mental e físico, o usuário precisou aplicar para a realização da tarefa, por exemplo: concentração, força muscular, raciocínio, destreza. Se foi necessária pouca concentração, força muscular leve, raciocínio simples e pouca destreza, indica limite baixo na escala. Se foi necessária concentração profunda, força muscular intensa, raciocínio complexo e muita destreza, indica limite alto.

Frustração: Indica quanto sofrimento o usuário sentiu na realização da tarefa, por exemplo: insegurança, desencorajamento, irritação, desconforto e estresse. Se o usuário se sentiu seguro, contente e tranquilo ao realizar a tarefa indica limite baixo na escala. Se o usuário se sentiu inseguro, desencorajado, irritado, incomodado e estressado, indica limite alto na escala (NASA-TLX, 1986).

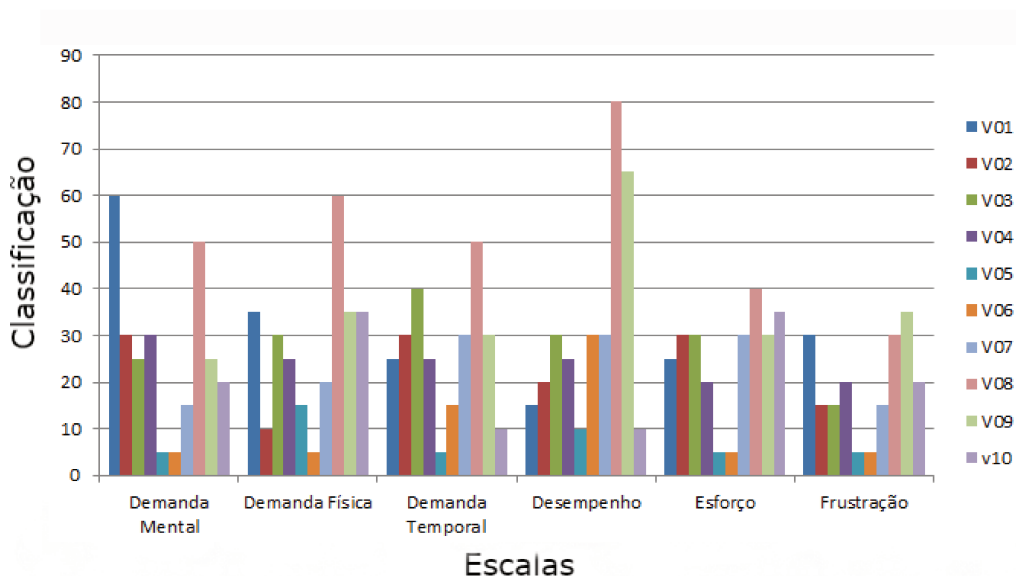
Figura 6.14 – Classificações das demandas (0 - 100) avaliadas pelos voluntários na utilização do *software ACAT*.



Na Figura 6.14, é possível observar que segundo as experiências do usuário, durante a realização da tarefa utilizando o *software ACAT* para controle do *mouse*, a maior parte das escalas, demandou altas cargas de trabalho, durante a tarefa realizada. Isso se deve, principalmente a falta de sensação de controle por parte do usuário e pelos

falsos positivos e negativos que ocorreram durante a realização da tarefa, gerando menos confiança no controle da interface e maiores níveis de demanda temporal, física, esforço e frustração.

Figura 6.15 – Classificações das demandas (0 - 100) avaliadas pelos voluntários na utilização do *software JoyFace*.



Na Figura 6.15, podemos observar a avaliação dos usuários, em relação às escalas de trabalho, utilizando o *software Joyface* e apesar de algumas demandas serem de níveis similares as apresentadas pela análise do *software ACAT*, a maior parte dos usuários indicou que não se sentiu altamente demandado nos aspectos avaliados, principalmente observando às escalas relacionadas ao esforço e frustração, que obtiveram em média 30% de avaliação, em relação aos 50% de índice de frustração indicados no *software ACAT*.

Os voluntários também avaliaram a importância de cada escala para a realização da tarefa. Para tanto, foram apresentadas duas demandas por vez, entre as seis disponíveis e o usuário indicava, dentre as duas apresentadas, qual escala contribuiu mais para a carga de trabalho na tarefa realizada.

Foram apresentadas 15 comparações das escalas e cada par foi apresentado como um cartão virtual para cada voluntário. O número de vezes que cada escala é marcada pelo usuário, demonstra o peso que cada fator contribuiu para a carga de trabalho. Os valores podem ser não relevantes (0) até muito relevantes (5). Desta forma, é importante perceber que, no caso de uma das escalas está marcada cinco vezes, nenhuma outra escala pode ser marcada cinco vezes.

$$ClassificacaoMedia = \frac{\sum ClassificacaoBruta * Peso}{15}$$

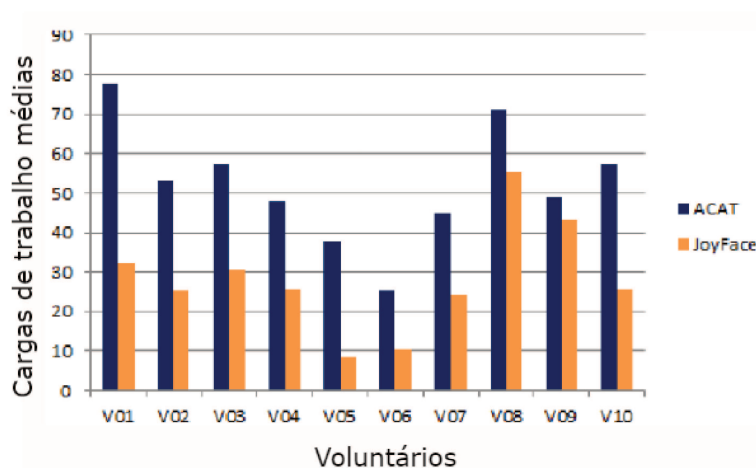
(6.1)

O cálculo da carga de trabalho de cada pessoa é computado multiplicando-se a taxa pelo peso, em cada fator. A soma das taxas ponderadas é dividida por quinze (soma dos pesos). O NASA-TLX gera uma taxa de procedimento, onde existe uma pontuação referente a Carga de Trabalho Global com base nesta média ponderada das avaliações obtida nas seis escalas.

Após reunir todas as informações necessárias, a média ponderada de cada tarefa é calculada de acordo com a Equação 6.1, onde a Classificação Média é a classificação bruta de cada escala multiplicada pelo seu peso, e 15 é o número de possíveis comparações utilizando as seis escalas avaliadas no teste, desta forma, obtém-se as Carga de Trabalho Global associadas a cada *software* avaliado.

Na Figura 6.16, podemos observar as classificações de Carga de Trabalho Global obtidas após o cálculo, segundo a avaliação de cada usuário nas duas interfaces testadas. Os voluntários indicaram em média maior carga de trabalho utilizando a interface *ACAT*, isso se deve principalmente a curva de aprendizado necessária para utilizar a interface desenvolvida pela *Intel*, os voluntários relataram que a utilização de um *joystick* virtual oferecido pelo *JoyFace*, facilitou o entendimento dos comandos da interface e consequentemente facilitou a realização da tarefa com tempo reduzido e com menor carga de trabalho.

Figura 6.16 – Classificações Médias das demandas (0 - 100) avaliadas pelos voluntários na utilização dos *software JoyFace e ACAT*, em comparativo.



Conclusão

Existem na literatura e no mercado, muitas soluções isoladas que se propõe a oferecer o controle de cadeira de rodas, *mouses* e *Smart Homes* para pessoas com deficiência, entretanto, nenhum deles oferecem uma proposta integrada. As propostas encontradas na revisão bibliográfica, na maior parte, são invasivas, difíceis de serem utilizadas e de alto custo, não se tornando acessíveis ao público brasileiro com deficiência física, que geralmente se encontra em situação de vulnerabilidade financeira.

Neste trabalho apresentou-se uma plataforma de *software* dedicada à pessoas com deficiência severa, especialmente tetraplegia. A solução é composta por uma interface humano-computador natural de baixo custo, baseada em visão computacional, com uma arquitetura de sistema capaz de oferecer a flexibilidade para controlar uma cadeira de rodas motorizada, dispositivos de uma *Smart Home* e um *mouse* de computador, oferecendo assim, autonomia para locomoção, controle do ambiente e o acesso à microcomputadores, melhorando a qualidade de vida e inclusão social da pessoa com deficiência.

A interface humano-computador é um elo de comunicação importante entre o sistema de *software* e seu utilizador, é através dela que o usuário fornece e recebe informações. Quando esta comunicação se dá de maneira fácil e intuitiva, a realização de tarefas se torna fluida e confortável. Dessa forma, testes de usabilidade e de experiência de uso foram realizados, para garantir: a facilidade de uso da interface, a satisfação do usuário ao utilizar o sistema, a segurança e uma boa experiência de uso, com baixas demandas físicas, mentais, além de baixa frustração.

Foram realizados experimentos utilizando duas interfaces de navegação de cadeira de rodas, a *Joyface* e *Wheelie*. Após o experimento, foi perceptível que a maior parte dos voluntários, se sentiu mais seguro utilizando o sistema *Joyface*, relatando pleno controle dos movimentos e comandos enviados, também foi relatado que esta abordagem demandava menos esforço mental e facilidade de uso, em comparativo com outra abordagem de navegação baseada em Visão Computacional, apesar de ter exigido maior demanda física dos usuários que a abordagem *Wheelie*. Ambas as abordagens, possuem pontos a serem melhorados, a *Joyface* mostrou-se sensível à influência de luzes externas, que dificultavam a identificação do rosto do usuário em certos momentos, a abordagem *Wheelie*, apresentou uma série de falsos positivos e negativos, principalmente em usuários que utilizavam óculos, onde as expressões faciais eram localizadas com maior dificuldade pelo sistema.

Para avaliar o módulo da interface dedicado ao controle de uma *Smart Home*,

um teste de usabilidade foi aplicado com sessões de avaliação e percepção da interface humano-computador implementada. Uma simulação foi desenvolvida no *software* V-REP, para que o usuário pudesse controlar dispositivos de iluminação e portas. Os usuários realizaram a tarefa de ligar e desligar luzes, além de abrir e fechar portas, utilizando o *JoyFace*. A avaliação demonstrou que os usuários realizaram a tarefa com facilidade, relatando baixas taxas de erro e frustração, com poucos falsos positivos e negativos na utilização da interface.

Para avaliação do módulo de mouse, foi realizado um estudo comparativo, entre a abordagem *ACAT* e *JoyFace*. Neste experimento, foi aplicada a metodologia *Nasa Task Load*, que visa medir a carga de trabalho na realização de uma tarefa. Os usuários relataram menor carga de trabalho, utilizando o *Joyface* em todas as escalas analisadas, além disso, todos os usuários realizaram a tarefa em menos tempo utilizando a abordagem *JoyFace*, o que indica a facilidade de aprendizado em utilizar esta interface. Os usuários relataram que a tela de *feedback* sempre ativa do *JoyFace* foi primordial para terem segurança dos comandos enviados. Em contrapartida, o *ACAT* além de não exibir nenhuma tela de *feedback* durante a utilização do sistema, envia frequentemente comandos falsos positivos e falsos negativos, o que causa confusões e frustrações na utilização do sistema.

Desta forma, este trabalho demonstrou uma solução de baixo custo, não intrusiva, robusta, segura e fácil de ser utilizada, para controlar uma cadeira de rodas motorizada, um *mouse* de computador e dispositivos de uma *Smart Home*. Espera-se como trabalhos futuros, adicionar um botão físico de emergência à cadeira de rodas, que possa ser acionado através do queixo, que permita que o usuário paralise os movimentos da cadeira de rodas em casos de emergência, oferecendo maior segurança, em situações extremas ou de perda de controle do sistema.

Além disso, espera-se adicionar ao sistema, a opção de vincular diferentes expressões e movimentos faciais, a distintas funcionalidades do sistema, permitindo que o usuário indique aquelas expressões e movimentos faciais que mais se adaptou. E por fim, uma versão do *Joyface* será desenvolvida sobre a plataforma *Raspberry Pi*, permitindo que o usuário tenha um módulo de *hardware* de baixo custo e dedicado ao controle de sua cadeira de rodas, *mouse* e outros dispositivos eletrônicos.

Contribuições Científicas

A partir do desenvolvimento, testes e análises deste trabalho, foram publicados os seguintes resumos e artigos completos em eventos e periódicos científicos:

- RESUMO - *Human-Computer Interface using Facial Expressions: a Solution for People with Motor Disabilities*, publicado no periódico *Journal of Epilepsy and Clinical Neurophysiology*, ISSN 1676-2649, Volume 23, Número 3, em 2017.
- ARTIGO COMPLETO - *Comparison of Human Machine Interfaces to control a Robotized Wheelchair*, publicado no evento SBAI - Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente, 2017.
- ARTIGO COMPLETO - *Joyface: Desenvolvimento e Avaliação de uma Interface Humano-Computador para Smart-Home dedicada à Pessoas com Deficiência*, publicado no evento Simpósio de Informática do IFNMG - Campus Januária, 2018.
- ARTIGO SUBMETIDO - BRAINN Congress 2019 - *Smart Home control using Facial Expressions*.

Referências

- BACKES, A. R.; JUNIOR, S.; MESQUITA, J. J. de. *Introdução à Visão Computacional Usando MATLAB*. [S.l.]: Alta Books Editora, 2016. Citado na página 26.
- BALLARD, D. H.; BROWN, C. M (1982) *Computer Vision*. [S.l.]: Prentice-Hall, Inc, Englewood Cliffs, New Jersey, 1982. Citado na página 25.
- BARBOSA, S.; SILVA, B. *Interação humano-computador*. [S.l.]: Elsevier Brasil, 2010. Citado na página 23.
- BARELLI, F. *Introducao a Visao Computacional: Uma abordagem pratica com Python e OpenCV*. [S.l.]: Casa do Código, 2018. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 28.
- BERSCH, R. Introdução à tecnologia assistiva. *Porto Alegre: CEDI*, p. 21, 2008. Citado na página 21.
- BORGES, A. M. F.; BRIGNOL, P.; SCHOELLER, S. D.; BONETTI, A. Percepção das pessoas com lesão medular sobre a sua condição. *Revista Gaúcha de Enfermagem*, v. 33, n. 3, p. 119–125, 2012. Citado na página 16.
- BRASIL, C. Subsecretaria nacional de promoção dos direitos da pessoa com deficiência. *Comitê de Ajudas Técnicas. Tecnologia Assistiva [homepage na internet]*, 2009. Citado na página 20.
- BUXTON, W.; MYERS, B. A study in two-handed input. In: ACM. *ACM SIGCHI Bulletin*. [S.l.], 1986. v. 17, n. 4, p. 321–326. Citado na página 24.
- CALTENCO, H. A.; BREIDEGARD, B.; JÖNSSON, B.; STRUIJK, L. N. A. Understanding computer users with tetraplegia: Survey of assistive technology users. *International Journal of Human-Computer Interaction*, Taylor & Francis, v. 28, n. 4, p. 258–268, 2012. Citado 4 vezes nas páginas 18, 48, 49 e 50.
- CARNEGIE MELLON, 2002. *Carnegie Mellon - School of computer science. FACS - Facial Action Coding System [online]*. Disponível em: <<http://www.cs.cmu.edu/~face/facs.htm>>. Acesso em: 06 dez. 2018. Citado 2 vezes nas páginas 52 e 53.
- CARTER, J. R. Etiology of traumatic spinal cord injury: statistics of more than 1,100 cases. *Texas medicine*, v. 73, n. 6, p. 61–65, 1977. Citado na página 16.
- CECH, J.; SOUKUPOVA, T. Real-time eye blink detection using facial landmarks. *21st Comput. Vis. Winter Work.*, 2016. Citado 2 vezes nas páginas 61 e 62.
- CHAUHAN, R.; JAIN, Y.; AGARWAL, H.; PATIL, A. Study of implementation of voice controlled wheelchair. In: IEEE. *Advanced Computing and Communication Systems (ICACCS), 2016 3rd International Conference on*. [S.l.], 2016. v. 1, p. 1–4. Citado na página 33.
- CHEN, S.-C.; WU, C.-M.; CHEN, Y.-J.; CHIN, J.-T.; CHEN, Y.-Y. Smart home control for the people with severe disabilities. In: IEEE. *Applied System Innovation (ICASI), 2017 International Conference on*. [S.l.], 2017. p. 503–506. Citado na página 41.

- COOK, A.; HUSSEY, S. *Assistive Technologies: Principles and Practices*. St. Louis, Missouri, EUA. Mosby-Year Book. [S.l.]: Inc, 1995. Citado na página 20.
- DENMAN, P.; NACHMAN, L.; PRASAD, S. Designing for a user: Stephen hawking's ui. In: ACM. *Proceedings of the 14th Participatory Design Conference: Short Papers, Interactive Exhibitions, Workshops-Volume 2*. [S.l.], 2016. p. 94–95. Citado 2 vezes nas páginas 40 e 75.
- DUAN, J.; LI, Z.; YANG, C.; XU, P. Shared control of a brain-actuated intelligent wheelchair. In: IEEE. *Intelligent Control and Automation (WCICA), 2014 11th World Congress on*. [S.l.], 2014. p. 341–346. Citado na página 35.
- EKMAN, P. Facial action coding system (facs). *A human face*, 2002. Citado na página 51.
- ESQUEF, P. A.; CAETANO, R. Rocc—a webcam-mouse for people with disabilities. *Proc. XXV Simpósio Brasileiro de Telecomunicações*, 2007. Citado na página 40.
- FU, Y.; HUANG, T. S. hmouse: Head tracking driven virtual computer mouse. In: IEEE. *Applications of Computer Vision, 2007. WACV'07. IEEE Workshop on*. [S.l.], 2007. p. 30–30. Citado na página 40.
- GOMES, J. R. R. Automação industrial com recurso a ferramentas"open source". 2014. Citado na página 30.
- GREVE, J. Traumatismos raquimedulares nos acidentes de trânsito e uso de equipamentos de segurança. *Diagn & Trat*, v. 2, n. 1, 1997. Citado na página 17.
- HART, S. G.; STAVELAND, L. E. Development of nasa-tlx (task load index): Results of empirical and theoretical research. In: *Advances in psychology*. [S.l.]: Elsevier, 1988. v. 52, p. 139–183. Citado na página 74.
- HOONAKKER, P.; CARAYON, P.; GURSES, A. P.; BROWN, R.; KHUNLERTKIT, A.; MCGUIRE, K.; WALKER, J. M. Measuring workload of icu nurses with a questionnaire survey: the nasa task load index (tlx). *IIE transactions on healthcare systems engineering*, Taylor & Francis, v. 1, n. 2, p. 131–143, 2011. Citado na página 77.
- IBGE. Cartilha do censo 2010: pessoas com deficiência. *Brasília: SDH-PR/SNPD*, 2010. Citado na página 16.
- ISO. 9241-210: 2010. ergonomics of human system interaction-part 210: Human-centred design for interactive systems. *International Standardization Organization (ISO)*. Switzerland, 2009. Citado na página 23.
- ITS. Tecnologia assistiva nas escolas: recursos básicos de acessibilidade sócio-digital para pessoas com deficiência. *São Paulo*, p. 11, 2008. Citado na página 18.
- JACOB, R. J. What you look at is what you get: eye movement-based interaction techniques. In: ACM. *Proceedings of the SIGCHI conference on Human factors in computing systems*. [S.l.], 1990. p. 11–18. Citado na página 43.
- JAIN, J.; LUND, A.; WIXON, D. The future of natural user interfaces. In: ACM. *CHI'11 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*. [S.l.], 2011. p. 211–214. Citado na página 24.

- JAMES, G. The ecological approach to visual perception. *Dallas: Houghtom Mifflin*, 1979. Citado na página 25.
- JOHNSON, E. A. Touch displays: a programmed man-machine interface. *Ergonomics*, Taylor & Francis, v. 10, n. 2, p. 271–277, 1967. Citado na página 24.
- JUNIOR, S. L. S.; FARINELLI, F. A. *DOMÓTICA-Automação Residencial e Casas Inteligentes com Arduíno e ESP8266*. [S.l.]: Saraiva Educação, 2018. Citado na página 30.
- KANG, D.-H.; PARK, M.-S.; KIM, H.-S.; KIM, D.-y.; KIM, S.-H.; SON, H.-J.; LEE, S.-G. Room temperature control and fire alarm/suppression iot service using mqtt on aws. In: IEEE. *2017 International Conference on Platform Technology and Service (PlatCon)*. [S.l.], 2017. p. 1–5. Citado na página 41.
- KIM, J.; PARK, H.; BRUCE, J.; SUTTON, E.; ROWLES, D.; PUCCI, D.; HOLBROOK, J.; MINOCHA, J.; NARDONE, B.; WEST, D. *et al.* The tongue enables computer and wheelchair control for people with spinal cord injury. *Science translational medicine*, American Association for the Advancement of Science, v. 5, n. 213, p. 213ra166–213ra166, 2013. Citado na página 34.
- KODALI, R. K.; MAHESH, K. S. Low cost ambient monitoring using esp8266. In: IEEE. *2016 2nd International Conference on Contemporary Computing and Informatics (IC3I)*. [S.l.], 2016. p. 779–782. Citado na página 41.
- LEVY, P. C.; ANTONIO, N. S.; SOUZA, T. R.; CAETANO, R.; SOUZA, P. G. Activeiris: uma solução para comunicação alternativa e autonomia de pessoas com deficiência motora severa. In: BRAZILIAN COMPUTER SOCIETY. *Proceedings of the 12th Brazilian Symposium on Human Factors in Computing Systems*. [S.l.], 2013. p. 42–51. Citado na página 41.
- LIMA, L. H. Acessibilidade para pessoas portadoras de deficiências: requisito da legalidade, legitimidade e economicidade das edificações públicas. *Revista do TCU. Brasília*, a, v. 41, p. 72–78, 2006. Citado na página 41.
- LOZAC'H, Y.; GOSSELIN, G.; SHERMAN, E.; GINGRAS, G. Design and evaluation of head unit for wheelchair control by quadriplegic patients. *Canadian Medical Association Journal*, Canadian Medical Association, v. 115, n. 5, p. 429, 1976. Citado na página 33.
- MARENGONI, M.; STRINGHINI, S. Tutorial: Introdução à visão computacional usando opencv. *Revista de Informática Teórica e Aplicada*, v. 16, n. 1, p. 125–160, 2009. Citado na página 27.
- MARTINS, R.; MENEGUZZI, F. A smart home model using jacamo framework. In: IEEE. *Industrial Informatics (INDIN), 2014 12th IEEE International Conference on*. [S.l.], 2014. p. 94–99. Citado na página 62.
- MATSUMURA, K. K.; SONNINO, R. Fusion 4d–interface natural e imersiva para manipulação de objetos 3d. *Departamento de Engenharia de Computação e Sistemas Digitais. Universidade de São Paulo. São Paulo*, 2011. Citado na página 22.
- MAZO, M. An integral system for assisted mobility [automated wheelchair]. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, IEEE, v. 8, n. 1, p. 46–56, 2001. Citado na página 36.

- MEDOLA, F. O.; LANUTTI, J.; BENTIM, C. G.; SARDELLA, A.; FRANCHINNI, A. E.; PASCHOARELLI, L. C. Experiences, problems and solutions in computer usage by subjects with tetraplegia. In: SPRINGER. *International Conference of Design, User Experience, and Usability*. [S.l.], 2015. p. 131–137. Citado na página 48.
- MIN, J.-W.; LEE, K.; LIM, S. C.; KWON, D.-S. Human-friendly interfaces of wheelchair robotic system for handicapped persons. In: *IROS*. [S.l.: s.n.], 2002. v. 2, p. 1505–1510. Citado 2 vezes nas páginas 48 e 49.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE. *Diretrizes de Atenção à Pessoa com Lesão Medular. Secretaria de Atenção à Saúde. Departamento de Ações Programáticas Estratégicas*. [S.l.]: MS Brasília, 2015. Citado na página 16.
- MORAIS, D. F. *et al.* Traumatismo raquimedular: aspectos epidemiológicos, clínicos e radiológicos. Faculdade de Medicina de São José do Rio Preto, 2013. Citado na página 17.
- MOREIRA, J. R.; ALARCÃO, L. M.; NOGUEIRA, C. L. M.; BRAZ, A. R. B. Autocontrol: uma proposta para acessibilidade e segurança residencial com o apoio da plataforma arduino. *TECNOLOGIAS EM PROJEÇÃO*, v. 4, n. 1, p. 01–09, 2013. Citado na página 42.
- MURATORI, J. R.; BÓ, P. H. D. Capítulo i automação residencial: histórico, definições e conceitos. 2011. Citado na página 30.
- NASA-TLX, M. do. Nasa ames research. *Califórnia, EUA*, 1986. Citado na página 78.
- NASCIMENTO JÚNIOR, A. *et al.* Robotização de uma cadeira de rodas motorizada: arquitetura, modelos, controle e aplicações. [sn], 2016. Citado 3 vezes nas páginas 58, 59 e 60.
- NETO, J. A. S. de P. *Internet, sociabilidade e consumo*. [S.l.]: Universidade Federal de Goiás, 2001. Citado na página 18.
- NIELSEN, J. *Usability engineering*. [S.l.]: Elsevier, 1994. Citado 2 vezes nas páginas 23 e 71.
- NORMAN, D. *The design of everyday things: Revised and expanded edition*. [S.l.]: Constellation, 2013. Citado 3 vezes nas páginas 22, 25 e 46.
- NORTHEAST REHABILITATION HOSPITAL NETWORK. *SPINAL CORD INJURY*. 2018. Disponível em: <<https://www.northeastrehab.com/services/spinal-cord-injury-rehab/>>. Citado na página 17.
- OHNO, T.; MUKAWA, N. Gaze-based interaction for anyone, anytime. In: CITESEER. *Proceedings of HCI International 2003*. [S.l.], 2003. v. 4, p. 1452–1456. Citado na página 39.
- PADILLA, R. *et al.* Avaliação de classificadores haar projetados para detecção de faces. Universidade Federal do Amazonas, 2012. Citado na página 56.
- PINHEIRO, P. G.; PINHEIRO, C. G.; CARDOZO, E. The wheelie—a facial expression controlled wheelchair using 3d technology. In: IEEE. *Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN), 2017 26th IEEE International Symposium on*. [S.l.], 2017. p. 271–276. Citado 2 vezes nas páginas 36 e 37.

- POKHARIYA, H.; KULKARNI, P.; KANTROO, V.; JINDAL, T. Navigo—accessibility solutions for cerebral palsy affected. In: IEEE. *Computational Intelligence for Modelling, Control and Automation, 2006 and International Conference on Intelligent Agents, Web Technologies and Internet Commerce, International Conference on*. [S.l.], 2006. p. 143–143. Citado na página 41.
- REBSAMEN, B.; GUAN, C.; ZHANG, H.; WANG, C.; TEO, C.; ANG, M. H.; BURDET, E. A brain controlled wheelchair to navigate in familiar environments. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, IEEE, v. 18, n. 6, p. 590–598, 2010. Citado na página 35.
- ROCHA, H. V. D.; BARANAUSKAS, M. C. C. *Design e avaliação de interfaces humano-computador*. [S.l.]: Unicamp, 2003. Citado na página 22.
- RODRIGUES, C. A.; TEIXEIRA, R. A. Tecnologias em processos de inclusão. *Revista Inter Ação*, v. 31, n. 2, p. 261–276, 2006. Citado na página 18.
- ROHMER, E.; PINHEIRO, P.; RAIZER, K.; OLIVI, L.; CARDOZO, E. A novel platform supporting multiple control strategies for assistive robots. In: IEEE. *Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN), 2015 24th IEEE International Symposium on*. [S.l.], 2015. p. 763–769. Citado na página 34.
- ROHMER, E.; SINGH, S. P.; FREESE, M. V-rep: A versatile and scalable robot simulation framework. In: IEEE. *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2013 IEEE/RSJ International Conference on*. [S.l.], 2013. p. 1321–1326. Citado na página 70.
- ROQUE, A. Introdução a domótica. *Revista O Electricista, nº 1, Julho, Agosto e Setembro de*, 2002. Citado na página 30.
- ROSAS-CHOLULA, G.; RAMIREZ-CORTES, J. M.; ALARCON-AQUINO, V.; GOMEZ-GIL, P.; RANGEL-MAGDALENO, J. d. J.; REYES-GARCIA, C. Gyroscope-driven mouse pointer with an emotiv® eeg headset and data analysis based on empirical mode decomposition. *Sensors*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 13, n. 8, p. 10561–10583, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 38 e 39.
- SANCES, J. A.; MYKLEBUST, J. B.; MAIMAN, D. J.; LARSON, S.; CUSICK, J. F.; JODAT, R. The biomechanics of spinal injuries. *Critical reviews in biomedical engineering*, v. 11, n. 1, p. 1–76, 1984. Citado na página 16.
- SOUZA, R.; PINHO, F.; OLIVI, L.; CARDOZO, E. A restful platform for networked robotics. In: IEEE. *Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI), 2013 10th International Conference on*. [S.l.], 2013. p. 423–428. Citado na página 60.
- SZELISKI, R. *Computer vision: algorithms and applications*. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2010. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 30.
- TU, J.; HUANG, T.; TAO, H. Face as mouse through visual face tracking. In: IEEE. *Computer and Robot Vision, 2005. Proceedings. The 2nd Canadian Conference on*. [S.l.], 2005. p. 339–346. Citado na página 39.
- VIOLA, P.; JONES, M. Rapid object detection using a boosted cascade of simple features. In: IEEE. *Computer Vision and Pattern Recognition, 2001. CVPR 2001. Proceedings of the 2001 IEEE Computer Society Conference on*. [S.l.], 2001. v. 1. Citado na página 57.

VIOLA, P.; JONES, M. Robust real-time face detection. In: IEEE. *null*. [S.l.], 2001. p. 747. Citado na página 55.

WILLIAMS, M. R.; KIRSCH, R. F. Evaluation of head orientation and neck muscle emg signals as command inputs to a human–computer interface for individuals with high tetraplegia. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, IEEE, v. 16, n. 5, p. 485–496, 2008. Citado 2 vezes nas páginas 37 e 38.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. *World report on disability: World Health Organization; 2011*. [S.l.]: WHO Press: Geneva, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 19.

YANG, M.-H.; KRIEGMAN, D. J.; AHUJA, N. Detecting faces in images: A survey. *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, IEEE, v. 24, n. 1, p. 34–58, 2002. Citado na página 29.

ZHAI, S.; MORIMOTO, C.; IHDE, S. Manual and gaze input cascaded (magic) pointing. In: ACM. *Proceedings of the SIGCHI conference on Human Factors in Computing Systems*. [S.l.], 1999. p. 246–253. Citado na página 39.

ZHAO, W.; CHELLAPPA, R.; PHILLIPS, P. J.; ROSENFELD, A. Face recognition: A literature survey. *ACM computing surveys (CSUR)*, ACM, v. 35, n. 4, p. 399–458, 2003. Citado na página 29.

ZHOU, H. *The internet of things in the cloud: a middleware perspective*. [S.l.]: CRC press, 2012. Citado na página 31.

APÊNDICE A – Termo de Consentimento e Livre Esclarecido

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Você está sendo convidado a participar como voluntário de uma pesquisa. Este documento, chamado Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, visa assegurar seus direitos como participante e é elaborado em duas vias, uma que deverá ficar com você e outra com o pesquisador.

Por favor, leia com atenção e calma, aproveitando para esclarecer suas dúvidas. Se houver perguntas antes ou mesmo depois de assiná-lo, você poderá esclarecê-las com o pesquisador. Se preferir, pode levar este Termo para casa e consultar seus familiares ou outras pessoas antes de decidir participar. Não haverá nenhum tipo de penalização ou prejuízo se você não aceitar participar ou retirar sua autorização em qualquer momento.

Procedimentos: A pesquisa deste projeto visa avaliar a interface humano-computador baseada em Visão Computacional desenvolvida na proposta. Movimentos de cabeça e expressões faciais devem ser realizados utilizando uma web cam para enviar comandos computacionais. Nenhuma interação será gravada pelos pesquisadores e a identidade dos participantes será mantida em sigilo.

Acompanhamento e assistência: Caso queira, você poderá desistir da sua participação a qualquer momento, sem que isso lhe cause nenhum prejuízo. Você será acompanhado e assistido pelo pesquisador responsável e a sua equipe durante esses procedimentos, podendo fazer perguntas sobre qualquer dúvida que apareça durante todo o estudo.

Sigilo e privacidade: Os dados coletados estarão sob o resguardo científico e o sigilo profissional, e contribuirão para o alcance dos objetivos deste trabalho e para posteriores publicações dos dados.

Ressarcimento e indenização: Você não receberá nenhum pagamento por sua participação nesta pesquisa, mas caso venha a ter despesas de transporte ou alimentação para participar na pesquisa, será ressarcido.

Em caso de denúncias ou reclamações sobre sua participação e sobre questões éticas do estudo, você poderá entrar em contato com a secretaria do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da UNICAMP das 08:30hs às 11:30hs e das 13:00hs às 17:00hs na Rua: Tessália Vieira de Camargo, 126; CEP 13083-887 Campinas – SP; telefone (19) 3521-8936 ou (19) 3521-7187; email: cep@fcm.unicamp.br

Consentimento livre e esclarecido:

Após ter recebido esclarecimentos sobre a natureza da pesquisa, seus objetivos, métodos, benefícios previstos, potenciais riscos e o incômodo que esta possa acarretar, aceito participar e declaro estar recebendo uma via original deste documento assinada pelo pesquisador e por mim, tendo todas as folhas por nós rubricadas:

Nome do (a) participante: _____

Contato telefônico: _____

e-mail: _____

_____ Data: ____/____/____.

(Assinatura do participante)

Responsabilidade do Pesquisador:

Asseguro ter cumprido as exigências da resolução 466/2012 CNS/MS e complementares na elaboração do protocolo e na obtenção deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Asseguro, também, ter explicado e fornecido uma via deste documento ao participante. Informo que o estudo foi aprovado pelo CEP perante o qual o projeto foi apresentado. Comprometo-me a utilizar o material e os dados obtidos nesta pesquisa exclusivamente para as finalidades previstas neste documento ou conforme o consentimento dado pelo participante.

_____ Data: ____/____/____

(Assinatura do Pesquisador)

APÊNDICE B – Formulário do experimento de navegação de controle de cadeira de rodas através de Expressões Faciais

Experimento de navegação de controle de cadeira de rodas através de Expressões Faciais

ID do voluntário:

Navegação utilizada: () Joyface () Wheelie

1. Qual o nível de esforço mental para realizar a tarefa?

() Baixo () Médio () Alto

2. Qual o nível de esforço físico para realizar a tarefa?

() Baixo () Médio () Alto

3. Qual o nível de segurança para realizar a tarefa?

() Baixo () Médio () Alto

4. Qual o nível de frustração para realizar a tarefa?

() Baixo () Médio () Alto

5. A utilização da interface foi:

() Fácil () Razoável () Difícil

6. Você enviou algum comando que não foi respondido pelo sistema?

() Não () Sim, poucas vezes () Sim, várias vezes

7. O sistema realizou algum movimento sem a sua autorização?

() Não () Sim, poucas vezes () Sim, várias vezes

8. Deixe alguma sugestão de melhoria:

APÊNDICE C – Formulário do experimento comparativo de navegação de controle de cadeira de rodas através de Expressões Faciais

Experimento comparativo de navegação de controle de cadeira de rodas através de Expressões Faciais

ID do voluntário:

1. Qual interface exigiu maior esforço mental? ☐ Joyface ☐ Wheelie
2. Qual interface exigiu maior esforço físico?
☐ Joyface ☐ Wheelie
3. Qual interface ofereceu maior segurança? ☐ Joyface ☐ Wheelie
4. Qual interface foi mais fácil de ser utilizada?
☐ Joyface ☐ Wheelie

APÊNDICE D – Testes de Usabilidade
referente ao módulo de *Smart Home* do
sistema *Joyface*

Testes de Usabilidade referente ao módulo de Smart Home do sistema Joyface

ID do voluntário:

Identificação da Tarefa: () A – Ligar luzes () B – Abrir portas

1. Qual o nível de dificuldade na realização da tarefa:

() Muito fácil () Fácil () Regular () Difícil () Muito difícil

2. Qual o nível de dificuldade para se lembrar dos comandos da tarefa:

() Muito fácil () Fácil () Regular () Difícil () Muito difícil

3. Para realizar a tarefa, você considera que o sistema respondeu ao comando com que nível de agilidade?

() Excelente () Bom () Regular () Ruim () Insuficiente

4. Ocorreu algum erro não esperado ao realizar a tarefa?

() Nenhum () Pelo menos um erro () Pelo menos dois erros () Três ou mais erros

5. Qual o seu nível de satisfação ao interagir com a interface para realizar a tarefa? (O quanto agradável foi utilizar o sistema para esta tarefa)

() Excelente () Bom () Regular () Ruim () Insuficiente

6. Deixe seus comentários e sugestões para melhoria do sistema:

ANEXO A – Nasa Task Load Index - Avaliação

ID	Task	Date
----	------	------

Mental Demand

How much mental and perceptual activity was required?
Was the task easy, simple or complex and exacting?

**Physical Demand**

How much physical activity was required?
Was the task easy or demanding? Restful or Laborious?

**Temporal Demand**

How hurried or rushed was the pace of the task?

**Performance**

How successful were you in accomplishing
what you were asked to do?

**Effort**

How hard did you have to work to accomplish
your level of performance?

**Frustration Level**

How insecure, discouraged, irritated, stressed,
and annoyed were you?

