



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

Dissertação de Mestrado

THALES LOPES DIAS

**INTERFACE ASSISTIVA PARA INTERAÇÃO COM O  
AMBIENTE ATRAVÉS DE MOVIMENTO DE CABEÇA  
PARA CADEIRANTES**

Vitória

2018

THALES LOPES DIAS

**INTERFACE ASSITIVA PARA INTERAÇÃO COM O AMBIENTE ATRAVÉS  
DE MOVIMENTO DE CABEÇA PARA CADEIRANTES**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica, na linha de pesquisa de Robótica e Automação Inteligente.

Orientador: Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho  
Coorientador: Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto

Vitória

2018

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

---

D541i Dias, Thales Lopes, 1992-  
Interface assistiva para interação com o ambiente através de  
movimento de cabeça para cadeirantes / Thales Lopes Dias. –  
2018.  
73 f. : il.

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

1. Automação residencial. 2. Domótica. 3. Cadeirantes. 4.  
Deficiência motora severa. 5. Sensores inerciais. I. Bastos Filho,  
Teodiano Freire. II. Frizera Neto, Anselmo. III. Universidade  
Federal do Espírito Santo. Centro Tecnológico. IV. Título.

CDU: 621.3

---

Elaborada por Sandra Mara Borges Campos – CRB-6 ES-000593/O

THALES LOPES DIAS

**INTERFACE ASSITIVA PARA INTERAÇÃO COM O AMBIENTE ATRAVÉS  
DE MOVIMENTO DE CABEÇA PARA CADEIRANTES**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica, na linha de pesquisa de Robótica e Automação Inteligente.

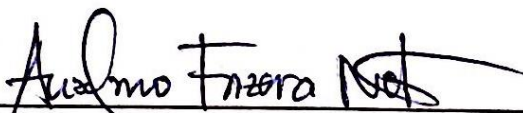
Trabalho aprovado, Vitória, 10 de agosto de 2018.

BANCA EXAMINADORA



---

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho – Orientador  
Universidade Federal do Espírito Santo – UFES



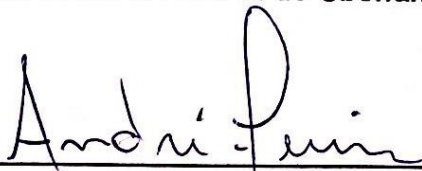
---

Prof. Dr. Anselmo Frizeira Neto – Coorientador  
Universidade Federal do Espírito Santo - UFES



---

Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves  
Universidade Federal de Uberlândia - UFU



---

Prof. Dr. André Ferreira  
Universidade Federal do Espírito Santo - UFES

A Deus e minha família,

Obrigado por tudo!

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço muito a minha família, que incentivou e sustentou essa minha jornada em busca dos meus sonhos, inclusive o apoio prestado nas horas mais difíceis dessa etapa que irá ficar marcada para sempre na minha vida.

Ao meu orientador professor Dr. Teodiano Bastos e coorientador Anselmo Frizera, que além de estarem sempre presentes compartilhando ideias e conhecimentos, foram compreensivos e pacientes em relação às minhas particularidades durante o programa de mestrado.

Aos amigos do Núcleo de Tecnologia Assistiva (NTA) e do IFES, os quais sempre pude contar nos momentos mais críticos do curso.

*“O mais competente não discute, domina a sua ciência e cala-se.”*

*(Voltaire)*

*“Todas as vitórias ocultam uma abdicação”*

*(Simone de Beauvoir)*

## RESUMO

Este trabalho apresenta uma interface intuitiva para interação com o ambiente através de movimentos de cabeça, de baixo custo, sem fios e customizável, tornando-a mais confortável para cadeirantes. Ela utiliza dados de sensores inerciais, acoplados à cabeça do usuário, e odométricos, da cadeira de rodas, para inferir a intenção de interação com eletrodomésticos do ambiente, por exemplo, televisão, rádio, lâmpadas, etc. Ao detectar essa intenção, um sinal é transmitido, sem fios, para um sistema elétrico (caixa inteligente) dotado de relés, que se conecta aos referidos equipamentos. Foram realizados testes com voluntários, havendo sido obtida uma elevada taxa de acerto, sendo possível ligar e desligar todos os equipamentos testados de uma forma eficiente. O objetivo final deste trabalho é prover ao cadeirante um sistema prático que melhore a sua qualidade de vida.

**Palavras-chaves:** Sensores inerciais, domótica, cadeirantes, deficiência motora severa.



## ABSTRACT

This paper presents a low-cost, wireless, customizable and intuitive interface to interact with the environment through head movements, making it more comfortable for wheelchair users. This interface uses data from inertial sensors, attached to the user's head, to infer the interaction intention with home appliances such as television, radio, light bulbs, etc. Once the intention is detected, a wireless signal is transmitted to an electrical system (smart box) endowed with relays that connect to the home appliances. Tests were conducted by volunteers, with a good performance rate, making possible to turn on and off all the equipment tested in an efficient way. The goal of this work is to provide a practical system to improve the quality of life of wheelchair.

**Key-words:** Inertial sensors, domotics, wheelchair users, severe motor disability.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Controle da cadeira robótica da UFES e do ambiente por movimento dos olhos (por IROG – oculografia por infravermelho). .....	18
Figura 2 – Sensor inercial sobre boné (a), captura de face do usuário por sistema de visão (b).....	18
Figura 3 – Espaço inteligente: localização e controle da cadeira de rodas. ....	19
Figura 4 – Estrutura de um acelerômetro bidimensional. ....	23
Figura 5 – Estrutura de um giroscópio unidimensional.....	24
Figura 6 – Estrutura de um magnetômetro em um sensor inercial.....	25
Figura 7 – Diagrama de blocos de um algoritmo de fusão sensorial.....	27
Figura 8 – Sinais de saída A e B para um encoder incremental.....	30
Figura 9 – Espaço Inteligente com odometria visual. ....	31
Figura 10 – Captura de imagem de uma das câmeras do ambiente, onde pode-se notar o padrão colocado sobre o robô. ....	31
Figura 11 – Trilateração de um objeto em relação a três transmissores.....	32
Figura 12 – Leitor e detalhe de uma <i>tag</i> RFID. ....	33
Figura 13 – Transferência de dados por Near Field. ....	34
Figura 14 – Aplicações de interfaces assistivas na cadeira de rodas. ....	35
Figura 15 – Diagrama geral do sistema. ....	37
Figura 16 – Representação geral do uso do sistema no ambiente. ....	38
Figura 17 – Sensores e componentes presentes em smartphones. ....	39
Figura 18 – Primeiro modelo de suporte testado por um voluntário. ....	40
Figura 19 – Modelo de suporte definitivo com smartphone acoplado. ....	40
Figura 20 – Fluxograma principal da interface. ....	41
Figura 21 – Seleção do ambiente atual do usuário. ....	42

Figura 22 – Posição dos equipamentos em relação ao referencial global. ....	43
Figura 23 – Disposição de vetores em um determinado momento. ....	44
Figura 24 – Diagrama vetorial dos vetores obtidos. ....	45
Figura 25 – Diagrama vetorial da seleção do rádio. ....	45
Figura 26 – Funcionamento da tolerância embutida no sistema. ....	46
Figura 27 – Disposição de quadros representando ações. ....	47
Figura 28 – Aquisição dos dados dos sensores do smartphone. ....	48
Figura 29 – Visualizador desenvolvido para testes da interface.....	49
Figura 30 – Caixa inteligente e sistema de acionamento. ....	50
Figura 31 – Calibração da IMU em um smartphone.....	52
Figura 32 – Configuração utilizada nos testes.....	55
Figura 33 – Testes do sistema com voluntário saudável do NTA.....	56
Figura 34 – Testes do sistema com voluntário com deficiência motora severa no CREFES.....	56
Figura 35 – Nota do SUS na avaliação do sistema pelos voluntários saudáveis do NTA. ....	57
Figura 36 – Nota do SUS na avaliação do sistema pelos voluntários com deficiência motora severa do CREFES. ....	57
Figura 37 – Tempo médio de cada voluntário do NTA. ....	58
Figura 38 – Tempo médio de cada voluntário do CREFES.....	59
Figura 39 – Interação com o controlador de movimento da cadeira de rodas..	62

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Questionário SUS.....	53
---------------------------------	----

## LISTA DE SIGLAS

AP	Access Point
CPU	Central Process Unit
CREFES	Centro de Reabilitação Física do Estado do Espírito Santo
EEG	Eletroencefalografia
EMG	Eletromiografia
ERD	Event Related Desynchronization
ERS	Event Related Synchronization
GPS	Global Positioning System
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
ICC	Interface Cérebro-Computador
IDE	Integrated Development Environment
IFES	Instituto Federal do Espírito Santo
IMU	Inertial Measurement Unit
IP	Internet Protocol
IR	Infrared
IROG	Infrared Oculography
MEMS	Microelectromechanical Systems
NTA	Núcleo de Tecnologias Assistivas
PDA	Personal Digital Assistant
RF	Rádio-Frequência
RFID	Radio-Frequency Identification
RSSI	Received Signal Strength Indicator
SUS	System Usability Scale
TCP	Transmission Control Protocol
UFES	Universidade Federal do Espírito Santo

## SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	16
1.1	Motivação e Contribuição.....	17
2	DETECÇÃO DA ORIENTAÇÃO DA CABEÇA.....	21
2.1	Sensores inerciais.....	21
2.1.1	Acelerômetro.....	22
2.1.2	Giroscópio.....	23
2.1.3	Magnetômetro.....	24
2.2	Fusão Sensorial .....	25
3	LOCALIZAÇÃO DA CADEIRA NO AMBIENTE .....	28
3.1	Odometria .....	28
3.2	Odometria visual .....	30
3.3	Trilateração de sinais sem fio .....	31
3.4	Tecnologia RFID .....	33
4	MATERIAIS E MÉTODOS .....	35
4.1	Visão Geral do Sistema Desenvolvido .....	36
4.2	Smartphones como sensor inercial.....	38
4.3	Projeto e construção do suporte .....	39
4.4	Programa Principal.....	41
4.4.1	Aquisição de dados.....	48
4.4.2	Acionamento dos equipamentos.....	50
4.4.3	Calibração da interface .....	51
4.5	Métricas .....	52
5	PROTOCOLOS EXPERIMENTAIS E RESULTADOS .....	54

5.1	Protocolo de testes na cadeira de rodas.....	54
5.2	Resultados .....	57
6	CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS.....	60
6.1	Migração do processamento para o smartphone.....	60
6.2	Integração com o sistema de telefonia do smartphone.....	61
6.3	Integração com o controle de movimento da cadeira de rodas.....	61
6.4	Melhorar o sistema de aquisição de pose do usuário no ambiente ...	62
6.5	Implementação de comandos customizados .....	62
6.6	Fechamento da malha do sistema .....	63
6.7	Substituição do smartphone por uma IMU .....	63
6.8	Evolução do módulo de acionamento .....	63
	PUBLICAÇÕES.....	64
	REFERÊNCIAS.....	65
	ANEXO A .....	69

## 1 INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas, as aplicações tecnológicas assistivas tiveram um crescimento significativo. Nesse contexto, elas trazem uma melhoria da qualidade de vida de pessoas com deficiência, diminuindo o desconforto em várias atividades do dia a dia e a dependência delas em ajudas externas (ALTUN; BARSHAN; TUNCEL, 2010).

Segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), em 2010 quase 24% da população total possui algum tipo de deficiência. Destes, a segunda maior porcentagem é relacionada à incapacidade física, atingindo 7% da população (CENSO, 2010).

Pessoas com deficiência motora severa (devido à tetraplegia, esclerose lateral amiotrófica, distrofia muscular de Duchenne entre outras deficiências que restringem o movimento dos membros e permitem apenas o movimento da cabeça) frequentemente também apresentam problemas de comunicação, comprometendo o exercício da autonomia, e a interação com a comunidade de uma forma geral e com seus familiares ou cuidadores devido à limitação de movimentos dessas pessoas.

Cadeiras de rodas robóticas, robôs assistivos e interface humano-computador podem ser utilizados como ferramentas alternativas que melhoram a qualidade de vida e independência dessas pessoas (CANNAN; HUOSHENG, 2011).

Como se trata de deficiência motora severa, o uso da cadeira de rodas acaba contribuindo de forma significativa para o conforto e mobilidade dos usuários. Segundo o censo dos Estados Unidos, aproximadamente 4 milhões de pessoas utilizam uma cadeira de rodas para atividades cotidianas (BRAULT, 2012).

Para comandar a cadeira de rodas é necessário identificar a intenção do usuário, processar estes dados e então executar o melhor controle para cada ação de movimento. Existem alguns métodos que permitem essa interação, como: piscadas de olhos, movimento do globo ocular (por VOG – Videooculografia), movimento de cabeça (BASTOS-FILHO et al., 2013), eletroencefalografia entre outros por sEMG (Eletromiografia de Superfície) (BENEVIDES; BASTOS; SARCINELLI FILHO, 2011).



Entretanto, devido à dificuldade de locomoção dessas pessoas com deficiência motora severa, elas acabam ficando grande parte do tempo em suas residências, por isso surgiu nesta pesquisa o interesse em desenvolver sistemas assistivos que permitam que elas interajam com equipamentos do ambiente onde vivem. Esses sistemas assistivos são constituídos por uma variedade de sensores e atuadores integrados, que possibilitam o controle de equipamentos em um “Ambiente Inteligente”, podendo este ser uma residência, escritório, etc... (FERNANDES *et al.*, 2013). Esses Ambientes Inteligentes são estruturados em conjunto com recursos computacionais capazes de otimizar os processos e ações do dia a dia, possibilitando um maior conforto e bem-estar para o ser humano (MAMANI, 2011). Ressalta-se que atividades do dia a dia como: acender uma lâmpada, ligar um ventilador, televisão ou qualquer outro equipamento, sem o auxílio de terceiros, pode ser impossível para essas pessoas (BASTOS FILHO *et al.*, 2013).

Esta pesquisa propõe o desenvolvimento de uma interface que visa a facilitar o cotidiano de pessoas com deficiência motora severa utilizando recursos de Ambientes Inteligentes, automação residencial e domótica.

### 1.1 **Motivação e Contribuição**

A equipe do Núcleo de Tecnologia Assistiva (NTA) da UFES vem desenvolvendo há vários anos diversas soluções voltadas para a robotização de cadeira de rodas. Entre elas, Bissoli et al. (2016) propuseram uma solução que permite a interação, sem fios, de cadeirantes com eletrodomésticos residenciais.

A Figura 1 mostra o voluntário utilizando a interface para interagir com os eletrodomésticos do ambiente. Ele utiliza o movimento dos olhos para controlar um cursor no *display* montado na cadeira e direcionado para o usuário, selecionando assim, as ações desejadas como: ligar a televisão, rádio, ventilador ou executar ligações telefônicas.



Figura 1 – Controle da cadeira robótica da UFES e do ambiente por movimento dos olhos (por IROG – oculografia por infravermelho).

Fonte: BISSOLI et al., 2016.

Por outro lado, em outro estudo realizado no NTA/UFES, (PEREZ *et al.*, 2013) desenvolveu uma interface de controle de movimento da cadeira de rodas através do movimento de cabeça do usuário. O algoritmo de controle foi desenvolvido tanto para sinais de um sensor inercial sobre a cabeça quanto para uma câmera direcionada para a sua face.

A Figura 2 (a) mostra o sensor inercial montado sobre um boné para maior conforto, e (b) é o resultado da captura de imagem facial para o processamento digital da imagem. O sistema foi testado por 4 voluntários com deficiência motora severa, mostrando um desempenho satisfatório, uma vez que as tarefas propostas foram executadas com sucesso.



(a)



(b)

Figura 2 – Sensor inercial sobre boné (a), captura de face do usuário por sistema de visão (b).

Fonte: PEREZ et al., 2013.

Além das diversas soluções de controle da cadeira de rodas desenvolvidas no NTA, técnicas de posicionamento e navegação também foram exploradas em outras pesquisas, como em (RAMPINELLI *et al.*, 2013), que propuseram a obtenção da localização da cadeira de rodas em um espaço inteligente.

É possível visualizar na Figura 3 a fixação das câmeras no ambiente para a detecção da pose (posição e orientação) da cadeira de rodas. Essa solução permite simplificar a tecnologia embarcada na cadeira e transferi-la para o ambiente. Ressalta-se que a localização da cadeira no ambiente é uma tarefa essencial no desenvolvimento de soluções de controle do seu movimento.

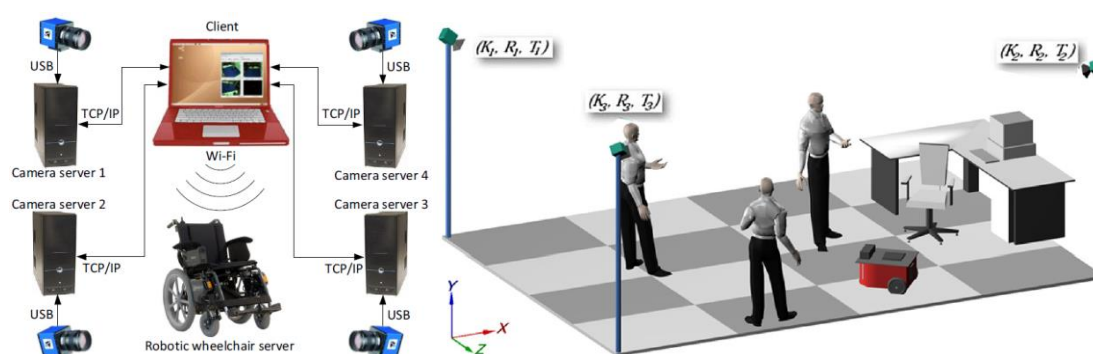


Figura 3 – Espaço inteligente: localização e controle da cadeira de rodas.

Fonte: RAMPINELLI, 2013.

Neste contexto, surgiu esta proposta de realizar uma interface para a cadeira de rodas robótica da UFES baseado no movimento de cabeça do cadeirante, para o acionamento de equipamentos do ambiente como tema de Dissertação de Mestrado. A interface proposta é desenvolvida a partir de um sensor inercial sobre a cabeça do usuário e dados de odometria da cadeira de rodas. Dessa forma, o cadeirante pode interagir com os equipamentos utilizando o movimento de sua cabeça em uma interface intuitiva, customizável e sem o auxílio de um monitor de computador, como feito por (BISSOLI *et al.*, 2016).

O objetivo geral desta Dissertação de Mestrado é desenvolver uma interface para cadeirantes com deficiência motora severa para permitir que os mesmos interajam com equipamentos do ambiente em sua volta através do movimento da cabeça, proporcionando-lhes um maior conforto, independência e qualidade de vida. No capítulo 2, serão apresentados os sensores e sistemas utilizados na

detecção do movimento da cabeça do usuário. No capítulo 3, serão apresentadas as formas de obtenção da posição da cadeira de rodas no ambiente. No capítulo 4, serão apresentados os materiais, programas e sistemas utilizados no funcionamento da interface proposta. No capítulo 5, são descritos os testes, protocolos e resultados. No capítulo 6, são apresentadas as conclusões e contribuições deste trabalho, além dos trabalhos futuros para a continuação desta pesquisa.

## 2 DETECÇÃO DA ORIENTAÇÃO DA CABEÇA

A detecção da orientação da cabeça do cadeirante é uma etapa importante para o desenvolvimento da interface proposta, pois os cálculos do algoritmo de acionamento dos equipamentos dependem que essas informações sejam precisas e coerentes com a direção real da cabeça do usuário, para que a predição da intenção do usuário seja feita corretamente.

Para detectar essa orientação, sensores inerciais têm se destacado, sendo utilizado em diversas aplicações de realidade virtual e até na navegação de aviões e drones, devido à precisão e confiabilidade na detecção de pose de um objeto no espaço.

### 2.1 Sensores inerciais

Segundo Torres (2014), sensores inerciais ou Unidade de Medidas Inerciais (IMU, do inglês *Inertial Measurement Unit*) são sistemas microeletromecânicos (MEMS, do inglês *Microelectromechanical Systems*) que monitoram variações de velocidade e aceleração, linear ou angular, através da conversão de forças inerciais, transformando-as em um sinal elétrico. Este sinal elétrico é submetido a filtragens, a fim de se criar uma estimativa do sinal de entrada, sendo que o sinal de saída final representa os valores calibrados de velocidade ou aceleração medidas.

Os transdutores mecânicos dos sensores inerciais, responsáveis por essa tarefa de sensoriamento, são encontrados em apenas um único circuito integrado, que aliado a microeletrônica fornecem sinais elétricos analógicos correspondentes às forças as quais o sensor foi submetido. Em alguns dispositivos, esses sinais podem ser obtidos já digitalizados, filtrados, processados, e até com armazenamento de leituras anteriores em memória. Os principais transdutores utilizados em sensores inerciais são: acelerômetros, giroscópios e magnetômetros. A seguir são detalhadas as funções de cada um, e como se obtém a orientação da cabeça do cadeirante a partir dessas medições.

### **2.1.1 Acelerômetro**

O acelerômetro é um transdutor capaz de aferir a aceleração linear na direção de um eixo referencial. Eles são os principais componentes dos sensores inerciais, pois são os mais utilizados e conhecidos.

Há uma infinidade de acelerômetros disponíveis no mercado e, atualmente, eles são empregados em grande escala em produtos de grande produção, como automóveis, consoles de videogame, smartphones, monitores de atividade física, etc (TORRES, 2014).

De acordo com a Figura 4, uma massa de silício é suportada dentro de um circuito integrado por molas, conferindo a esta massa uma mobilidade conhecida. O acelerômetro, por estar fixado ao sistema a ser medido, sofre a ação das mesmas forças impostas a este sistema. Uma variação de velocidade provoca, uma alteração entre a distância dos eletrodos fixos e dos eletrodos móveis ligados à massa de prova. Em repouso, as capacitâncias C1 e C2 são iguais. Sob efeito da aceleração, C1 e C2 variarão dependendo do sentido e intensidade das forças que provocam essa mudança de estado inercial. Então, a microeletrônica trata os sinais elétricos provenientes destas variações de capacitância para fornecer sinais proporcionais àquelas acelerações e forças envolvidas no sistema.

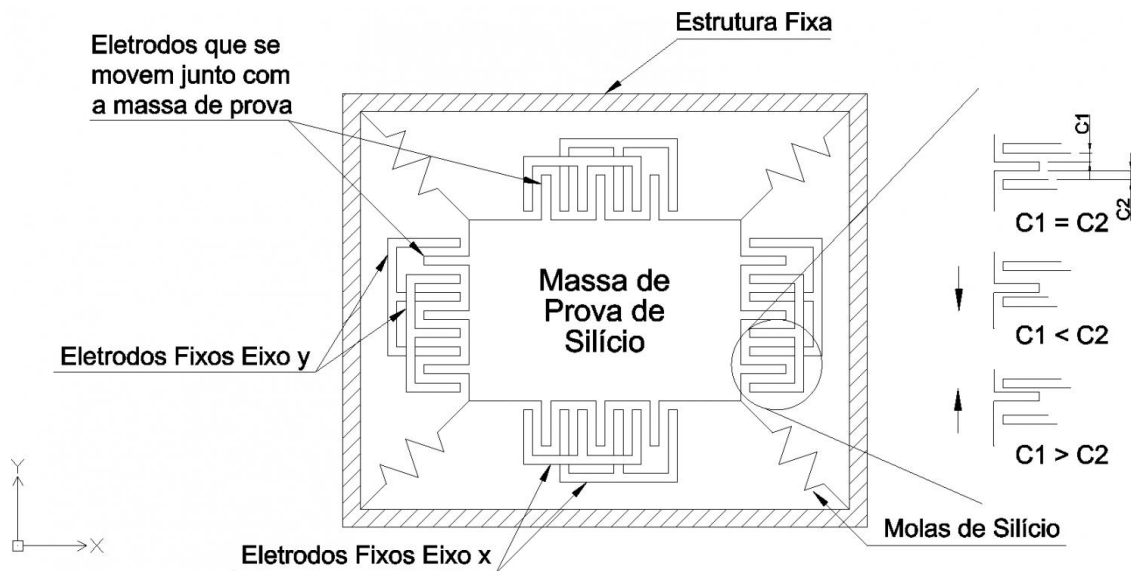


Figura 4 – Estrutura de um acelerômetro bidimensional.

Fonte: TORRES, 2014.

### 2.1.2 Giroscópio

O Giroscópio é um transdutor capaz de realizar medidas com relação ao movimento rotacional, podendo ser classificados como giroscópios absolutos ou de velocidade angular. Apenas os giroscópios de velocidade angular puderam ser adequados aos sensores inerciais. Estruturalmente, um giroscópio é similar a um acelerômetro, possuindo, também, uma massa suportada por molas de silício. A principal diferença é que a velocidade angular é obtida medindo-se a força de Coriolis exercida na massa vibrante, ou seja, o movimento do corpo de prova deve possuir, pelo menos, dois graus de liberdade.

A Figura 5 mostra a estrutura de um giroscópio baseado em sistemas microeletromecânicos (MEMS), capaz de medir a velocidade angular em torno de somente um eixo.

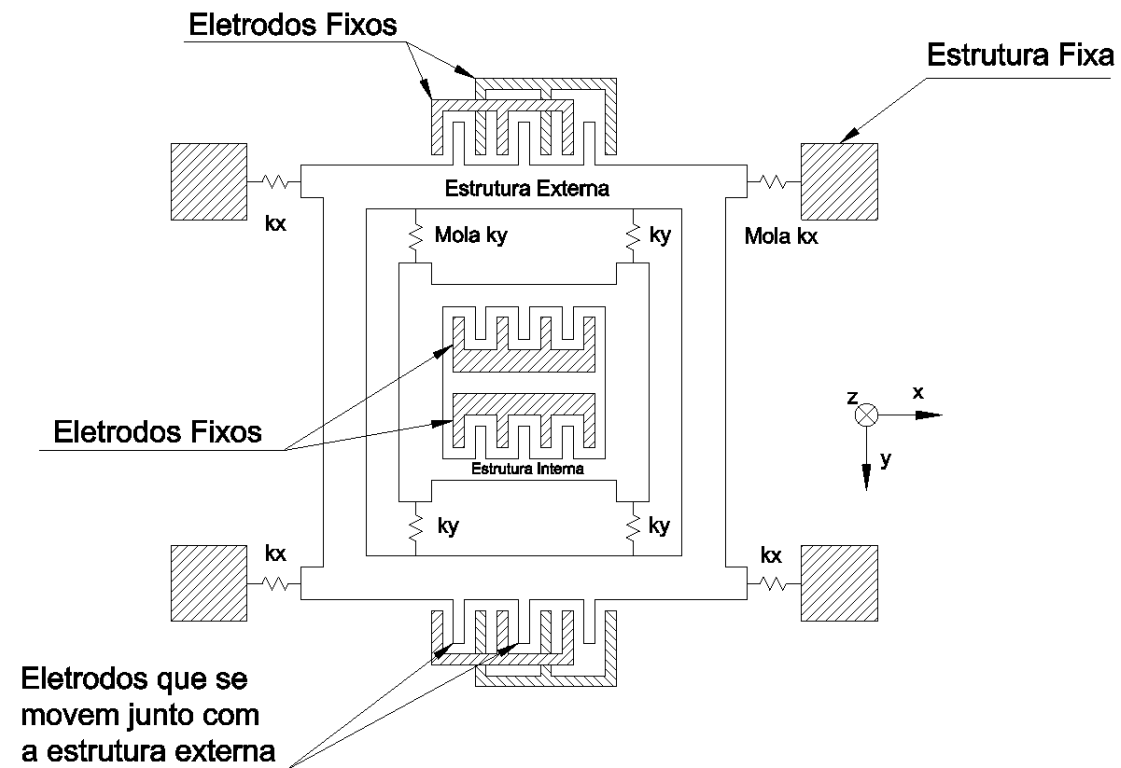


Figura 5 – Estrutura de um giroscópio unidimensional.

Fonte: TORRES, 2014.

Há dois conjuntos de molas de silício:  $K_x$ , suportando a estrutura externa e conferindo mobilidade na direção do eixo  $x$ ; e  $K_y$ , permitindo uma constante vibração da parte interna na direção do eixo  $y$ , causada por atuadores eletrostáticos. A força de Coriolis proveniente de uma rotação em torno do eixo  $z$  faz com que tanto a parte central quanto a parte externa da estrutura se movam na direção  $x$ . Este movimento da parte externa causa uma variação da capacitância entre eletrodos fixos e móveis conectados a esta parte da estrutura, que é o mesmo princípio de funcionamento do acelerômetro explicado anteriormente.

### 2.1.3 Magnetômetro

O magnetômetro tem como função indicar a orientação e medir a intensidade de campos magnéticos. Estes transdutores, que em sua maioria são baseados nas forças de Lorentz, têm tamanho reduzido, alta sensibilidade, baixo custo de produção e baixo consumo energético (HERRERA-MAY et al., 2016).



Estes funcionam através da força gerada pela interação entre o campo magnético e um condutor percorrido por uma corrente elétrica (LANGFELDER et al., 2013). Essa força pode ser aferida a partir da variação de capacitância ocasionada pelo movimento de placas conforme apresentado na Figura 6.

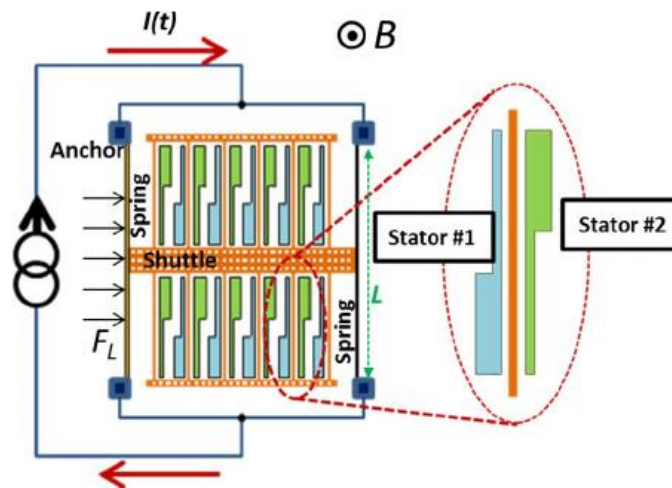


Figura 6 – Estrutura de um magnetômetro em um sensor inercial.

Fonte: LANGFELDER et al., 2013.

## 2.2 Fusão Sensorial

A fusão sensorial é o processo capaz de unificar sinais obtidos por diversos sensores gerando uma informação mais precisa do que aquelas geradas individualmente por cada um deles. Para obter a orientação da cabeça do cadeirante, utiliza-se este processo para unificar os dados dos acelerômetros, giroscópios e magnetômetro.

Cada um desses transdutores possui características e erros inerentes ao seu princípio de funcionamento conforme listado abaixo:

- O acelerômetro contribui com a característica de um movimento de longo prazo, contínuo. Apesar de apresentar alta taxa de ruído e falhar na distinção de acelerações lineares das angulares, ele não sofre com erros cumulativos.
- O giroscópio é capaz de fornecer dados de movimentos à curto prazo, rápidos. Por serem mais estáveis que os acelerômetros, apresentam uma resposta mais precisa em tempos mais curtos. Contudo, este sofre de

erros cumulativos devido à necessidade de integração de suas medições (velocidade angular) para obter o ângulo de rotação do sistema.

- O magnetômetro inclui a direção do norte magnético da terra como elemento de correção no sistema. Entretanto, é bastante sensível à distúrbios do campo magnético devido à presença de máquinas e aparelhos elétricos em sua volta.

Dessa forma, ao unir os dados desses transdutores, os problemas de cada um deles são compensados pelos demais. O giroscópio reduz a sensibilidade do acelerômetro às acelerações angulares, o acelerômetro corrige a deriva do giroscópio, enquanto o magnetômetro corrige a deriva da fusão dos demais em relação ao norte magnético, diminuindo o erro de orientação do sistema (CARVALHO, 2016).

Existem diversos métodos de implementação dessa fusão. Entre elas, destacam-se na literatura os algoritmos de Mahony e Madgwick, e o filtro de Kalman. Este último é uma ferramenta estatística eficiente de estimação, pois minimiza o erro quadrático, nesse caso, o filtro tem como objetivo diminuir o *drift* (deriva) inerente dos sensores inerciais (GREWAL; ANDREWS, 2014).

No contexto da utilização desses sensores em smartphones, cada fabricante utiliza seu próprio algoritmo de fusão, cujo desempenho vem melhorando com a evolução destes aparelhos. Entretanto, por serem proprietários, estes não são detalhados para o usuário final, disponibilizando apenas o resultado (ângulos de orientação *roll*, *pitch* e *yaw*) em suas bibliotecas de desenvolvimento.

Já em soluções de desenvolvimento (como Arduino, Freescale, etc...), é possível obter maiores informações sobre o módulo inercial embarcado bem como exemplos de algoritmos de fusão sensorial e configuração de seus parâmetros. Em outro trabalho realizado no NTA/UFES, (LESSA, 2017) utiliza um algoritmo para obter a orientação da cadeira de rodas robótica, conforme mostra a Figura 7.

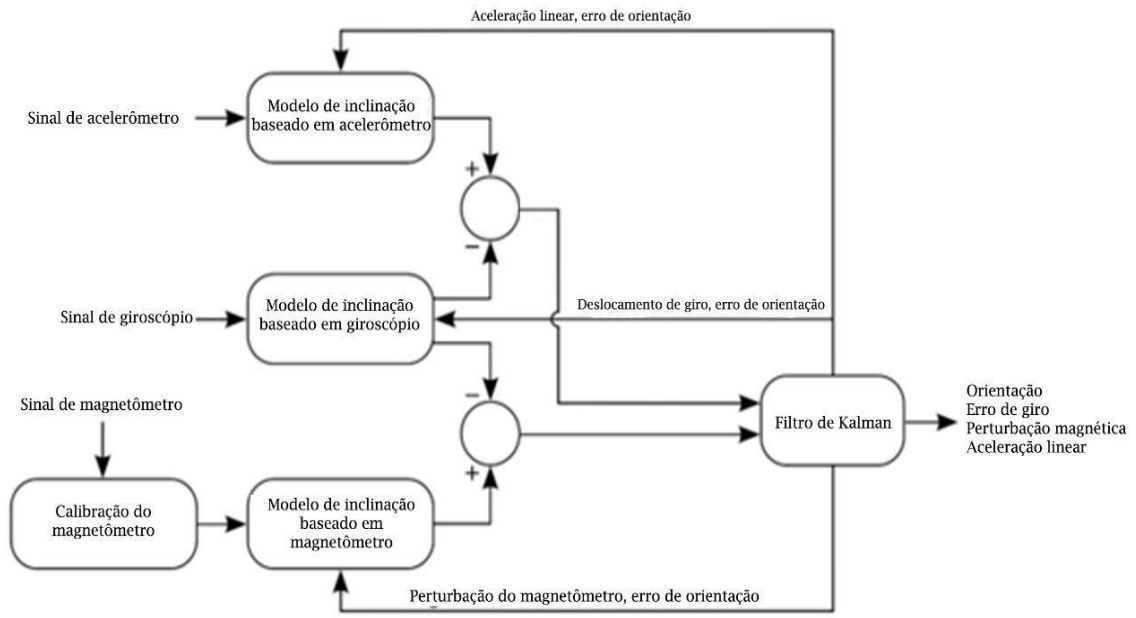


Figura 7 – Diagrama de blocos de um algoritmo de fusão sensorial.

Fonte: LESSA, 2017.

### **3 LOCALIZAÇÃO DA CADEIRA NO AMBIENTE**

A localização da cadeira no ambiente também consiste em uma etapa fundamental para o desenvolvimento da interface proposta nesta pesquisa, pois o algoritmo utiliza essa informação, em conjunto com a orientação da cabeça do usuário, para a interação com o ambiente.

Sistemas de localização convencionais como o GPS, muito utilizado em carros e smartphones, não conseguem atender essa aplicação, devido ao baixo nível de precisão em espaços internos, sendo assim, demanda-se a utilização de outras tecnologias para localização de ambientes internos (indoor).

A localização indoor, ou interna, é a capacidade de um sistema verificar a posição e orientação de cada um de seus elementos (CURRAN, 2011).

A precisão de tal sistema está relacionada com as características do ambiente. Um ambiente interno pode conter móveis, equipamentos e pessoas, o que dificulta sua implantação. Ao se utilizar uma tecnologia de comunicação sem fio, paredes e estruturas da construção dificultam a transmissão dos sinais, além de serem suscetíveis a interferências de outros sistemas. A precisão de localização deve ser de alguns centímetros até cerca de um metro, para que seja indicada com bastante fidelidade a posição do elemento no ambiente (REZENDE; YNOGUTY, 2015).

Existem diversas formas de localizar uma cadeira de rodas em seu espaço, como por exemplo a utilização de um conjunto de câmeras dispostas no ambiente, encoders (odometria da cadeira de rodas), trilateração de sinais sem fios, e sensores de proximidade, como RFIDs. Cada uma dessas formas possui vantagens ou desvantagens, dependendo do contexto da aplicação.

#### **3.1 Odometria**

No contexto de robótica móvel, odometria é a capacidade de gerar dados de localização de robôs através de medições dos sensores embarcados na base (encoders). Os sinais são recebidos pelo controlador que, através de modelos cinemáticos, calculam a sua localização. Como os sinais são obtidos a partir de sensores que medem os estímulos mecânicos da base, uma incerteza de

medição é inserida e representada através de um erro. Existem basicamente dois tipos de erros conhecidos: sistemáticos e não-sistemáticos.

Erros sistemáticos são determinísticos e gerados por fatores internos da base robótica, por exemplo: pela diferença de diâmetro entre as rodas, falta de alinhamento dos eixos, capacidade de medição limitada e erros de modelamento. Erros não-sistemáticos são estocásticos e gerados por fatores internos. Esses erros podem ocorrer devido a uma característica não ideal para o tráfego do robô, por exemplo, a perda de aderência em uma das rodas ou a colisão da base com algum obstáculo. Com isso, o sistema de odometria calcula indevidamente a posição e a orientação da base (TOMASI, 2016).

De forma geral, quanto maior for a frequência de ocorrência desses erros no sistema, maior será a diferença entre o valor obtido pela odometria e a posição real da base.

Existem diversos sensores desse tipo utilizados para odometria, dentre eles, os encoders são bastante utilizados. Encoders digitais típicos acoplados aos eixos das rodas usam dois discos ópticos para fornecer uma série de pulsos ao sistema de medição, sendo esses discos constituídos por vários recortes igualmente espaçados, os quais têm por finalidade permitir a passagem de luz quando a roda passa. Assim, quando o eixo do encoder é rotacionado, o disco entra em movimento, detectando o sinal de luz e possibilitando a contagem dos pulsos pelo sistema eletrônico. A quantidade de recortes presentes no disco define a precisão mecânica fornecida pelo sensor. De modo a aumentar a precisão de leitura e também identificar a inversão de sentido de rotação, dois discos idênticos são acoplados igualmente ao eixo do equipamento com os recortes precisamente defasados em  $90^\circ$  conforme apresentado na Figura 8. Isto resulta na facilidade de identificação do sentido de giro e possibilita a leitura através do modo de quadratura, o que aumenta em duas vezes a precisão do sensor (BRAGA, 2009).

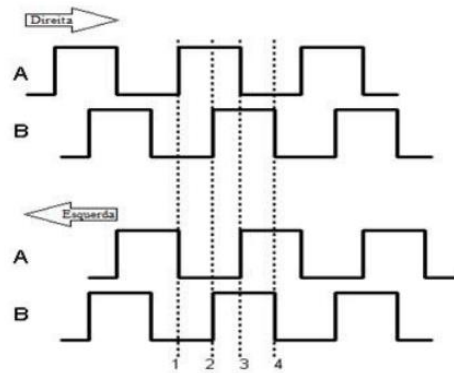


Figura 8 – Sinais de saída A e B para um encoder incremental.

Fonte: BRAGA, 2009.

### 3.2 Odometria visual

O processamento de dados extraídos de imagens obtidas por uma câmera acoplada a robôs vem sendo amplamente utilizado para estimar a posição e orientação da mesma e conseqüentemente a posição de robôs. Esse procedimento é conhecido como odometria visual e vem sendo aplicado em ambientes onde outras técnicas não são convenientes (SCARAMUZZA; FRAUNDORFER, 2011).

O diferencial dessa técnica é não possuir erros relacionados com o deslizamento de rodas, tamanho de eixos, entre outros, como ocorrem com a odometria com encoders. Apesar disso, a odometria visual também sofre com problemas relacionados à falta de acurácia no processo de reconhecimentos de padrões e ao acúmulo de erros em longas distâncias (NASCIMENTO, 2014).

Uma outra abordagem é a chamada visão global apresentada em (KAY; LUO, 1993), onde outro tipo de odometria visual é apresentada. O termo visão global refere-se à utilização de câmeras alocadas no ambiente de trabalho dos robôs, em locais pré-determinados e mapeados, com o objetivo de monitorar a posição e orientação do mesmo. Nesse método são utilizados padrões colocados no robô que se deseja monitorar, e algoritmos de processamento de imagens são utilizados no seu processo de localização. Uma implementação desse sistema foi apresentada por RAMPINELLI (2014), conforme mostra as Figuras 9 e 10.

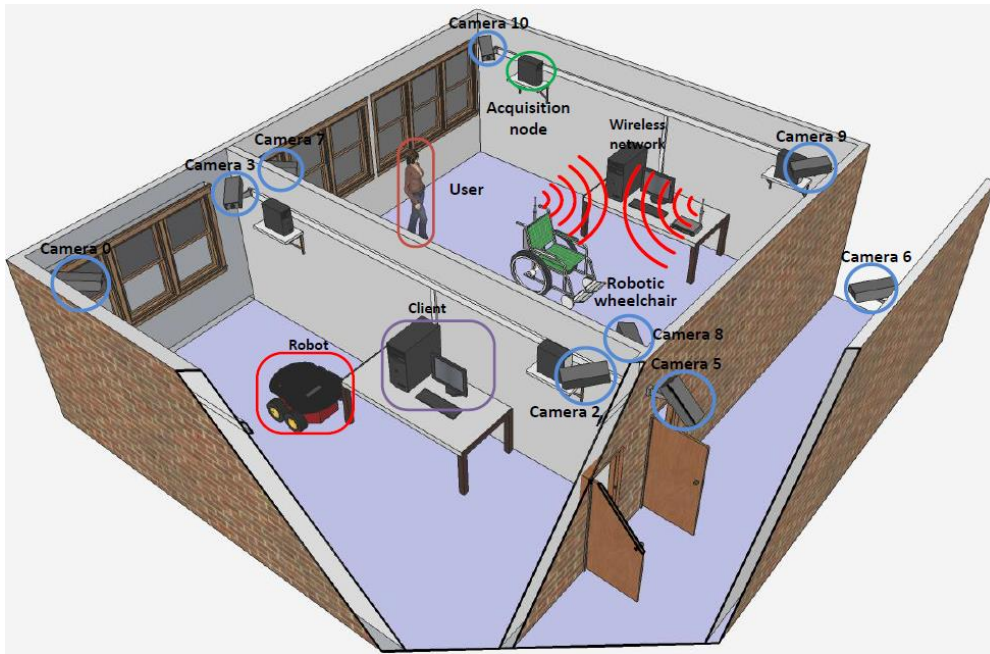


Figura 9 – Espaço Inteligente com odometria visual.

Fonte: RAMPINELLI et al., 2014.

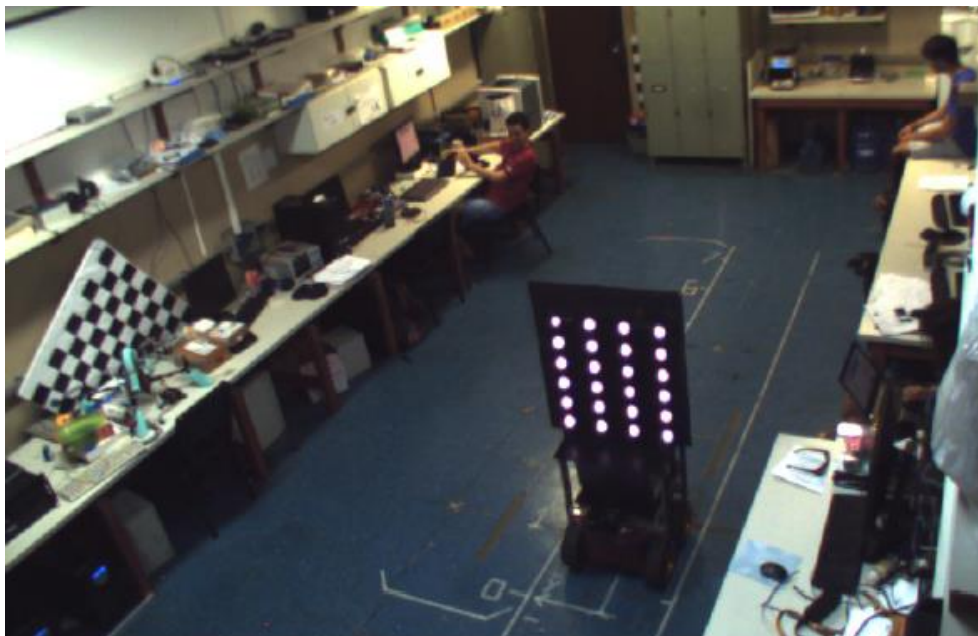


Figura 10 – Captura de imagem de uma das câmeras do ambiente, onde pode-se notar o padrão colocado sobre o robô.

Fonte: RAMPINELLI et al., 2014.

### 3.3 Trilateração de sinais sem fio

A trilateração é um método geométrico que permite calcular a posição de um ponto cuja posição não é conhecida utilizando-se as distâncias entre esse ponto

e outros três pontos conhecidos (Figura 11). Um dos desafios práticos que ocorrem neste tipo de abordagem é estimar com precisão a distância entre os pontos. Muitas técnicas já foram propostas para fazer essa estimativa, sendo algumas delas o tempo de chegada, a diferença do tempo de chegada, e o tempo de ida e volta de sensores ultrassônicos, e a potência de sinais RF recebidos (RODRIGUES, 2011).

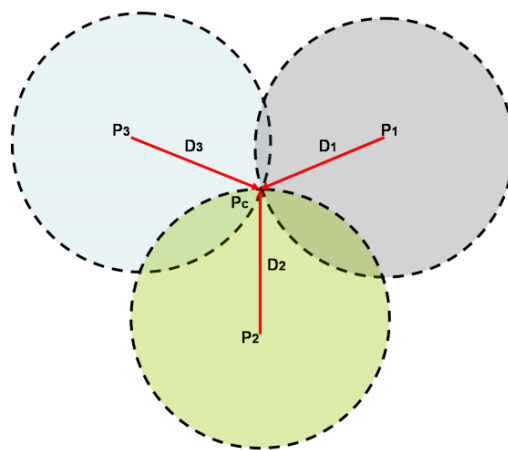


Figura 11 – Trilateração de um objeto em relação a três transmissores.

Fonte: RODRIGUES, 2011.

Em relação à potência do sinal recebido, devido aos avanços tecnológicos e à grande utilização de dispositivos sem fio, sistemas de localização que utilizam sinais sem fio de radiofrequência (RF) foram propostos como uma possível solução para o problema de localização em ambientes internos. O modo mais comum de se obter a localização baseada em sinais RF é utilizar a variação de potência do sinal recebido (*Received Signal Strength Indication* - RSSI, em inglês) de transmissores presentes no ambiente. Métodos de estimação de posição utilizam essa potência para obter a distância entre os dispositivos transmissor e receptor, e assim determinar sua posição (BAHL; PADMANABHAN, 2000).



### 3.4 Tecnologia RFID

Identificação por radiofrequência ou RFID (do inglês *Radio Frequency Identification*) é um sistema de identificação que permite a leitura e escrita de dados através de sinais de rádio. Este sistema é composto por leitores e etiquetas RFID ou *tags*, as quais estão normalmente ligadas fisicamente a um objeto, de forma a permitir a sua identificação e rastreamento. As *tags* são compostas por três componentes: um circuito, uma antena e um encapsulamento. Estas armazenam as informações de forma remota para, posteriormente poder ser lidas pelos leitores eletrônicos (Figura 12). Os leitores transmitem sinais de rádio codificados de modo a interrogá-las, aos quais estas respondem com informação sobre a sua identificação, bem como outras informações que possam conter, como por exemplo, sua localização (NEIVA, 2012)

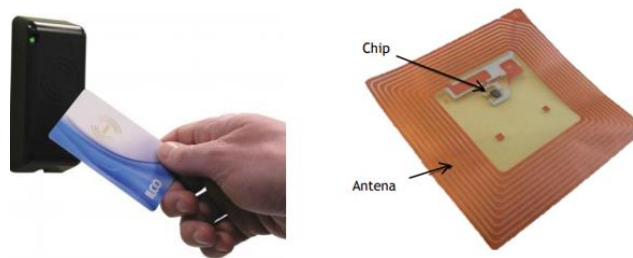


Figura 12 – Leitor e detalhe de uma *tag* RFID.

Fonte: NEIVA, 2012.

A partir dessa tecnologia é possível implementar um sistema de localização interno dispondo as *tags* pelo espaço de trabalho do robô, e acoplando o leitor à sua base. Nesse contexto utiliza-se o leitor com o modo *Near Field* e as etiquetas no modo passivo.

O conceito de *Near Field* baseia-se no princípio de indução eletromagnética de Faraday, segundo o qual, a circulação de corrente elétrica num fio condutor cria um campo magnético capaz de produzir corrente elétrica induzida em outro circuito colocado sob o efeito do campo magnético criado. Esse conceito é utilizado no sistema de RFID, onde o leitor cria um campo magnético e induz uma corrente nas antenas das *tags* (Figura 13). Esse sistema funciona apenas para pequenas distâncias, conforme o próprio nome sugere (NEIVA, 2012).

Essa corrente induzida na etiqueta é responsável pela alimentação dos circuitos internos da mesma através de condensadores que, por sua vez, cria um pequeno campo magnético em sua antena. O leitor é capaz de perceber a variação em seu campo magnético e traduzi-la em informações enviadas pela *tag*.

As etiquetas passivas não possuem alimentação interna nem transmissor incorporado. Por isso, o circuito integrado e as comunicações são feitas utilizando a energia gerada pelo sinal de radiofrequência, o qual constitui a única fonte de alimentação da *tag*.

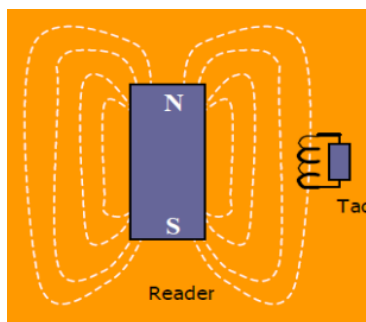


Figura 13 – Transferência de dados por Near Field.

Fonte: NEIVA, 2012.

Ao dispor as tags pelo ambiente é possível associá-las à sua posição global específica e programar o robô de forma a atualizar sua localização através de seu leitor RFID acoplado em sua base. Esse processo pode ser utilizado na correção de erros acumulativos da odometria, zerando-os a cada passagem do leitor por uma etiqueta, tal como feito em trabalhos prévios realizados com a cadeira de rodas robótica da UFES (BAPTISTA et al., 2008).

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

A cadeira de rodas robótica da UFES está em constante evolução e desenvolvimento, a qual é voltada para a assistência de pessoas com deficiência através de tecnologias assistivas. A Figura 14 apresenta diversas interfaces com a cadeira de rodas robótica já desenvolvidas no Núcleo de Tecnologia Assistiva (NTA).

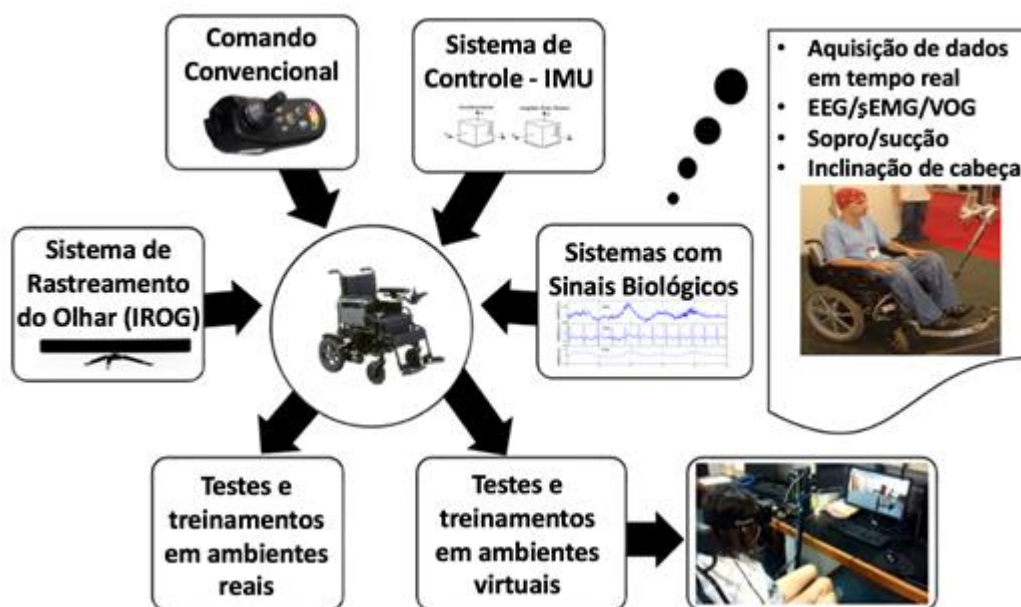


Figura 14 – Aplicações de interfaces assistivas na cadeira de rodas.

Fonte: COUTO, 2017.

Neste capítulo são descritos os materiais e métodos implementados para a construção da interface assistiva desta pesquisa de mestrado, para a interação de pessoas com deficiência motora severa com o ambiente através de movimento de cabeça.

Esta pesquisa foi conduzida para proporcionar às pessoas com deficiência motora severa a opção de interação com o ambiente através do movimento de cabeça, de forma a promover mais uma opção para os usuários de cadeiras de rodas.

O sistema foi testado com 11 voluntários do NTA e com 3 pessoas com deficiência motora severa do CREFES (Centro de Reabilitação Física do Espírito Santo), além disso o sistema foi validado através de métricas de avaliação da performance do usuário.

#### 4.1 Visão Geral do Sistema Desenvolvido

Este trabalho propõe uma interface que possibilita ao cadeirante interagir com equipamentos residenciais de forma simples, intuitiva e customizável. Isto é possível através da combinação dos seguintes sistemas (Figura 15):

- Smartphone (IOS ou Android) com o MATLAB Mobile instalado;
- Cadeira de rodas robótica dotada de encoder para sensoriamento da localização (posição e orientação);
- Computador embarcado na cadeira de rodas capaz de executar o algoritmo no MATLAB;
- Arduino embarcado na cadeira de rodas para processar os dados do encoder, fazer a interface serial com o MATLAB e a transmissão de dados, via ondas de rádio, para um circuito eletrônico de controle e via IR para a televisão;
- Caixa inteligente capaz de receber os dados via ondas de rádio da cadeira e ativar ou desativar equipamentos elétricos conectadas à mesma através de relés.

A interface utiliza a odometria da cadeira de rodas e o sensor inercial do smartphone para inferir o equipamento a ser interagido, ativando-o ou desativando-o através dos relés ou controlando-o via IR. Essa solução permite que o cadeirante selecione o objeto sem a necessidade de um menu na tela do computador, o que aumenta o conforto visual, e potencializa a atenção do usuário, bastando que o mesmo direcione sua cabeça, apontando para o equipamento desejado. Foram realizados testes com voluntários e pessoas com deficiência motora severa, avaliando a sua performance, e foi avaliada a usabilidade do sistema aplicando a métrica SUS (escala de usabilidade de sistemas).

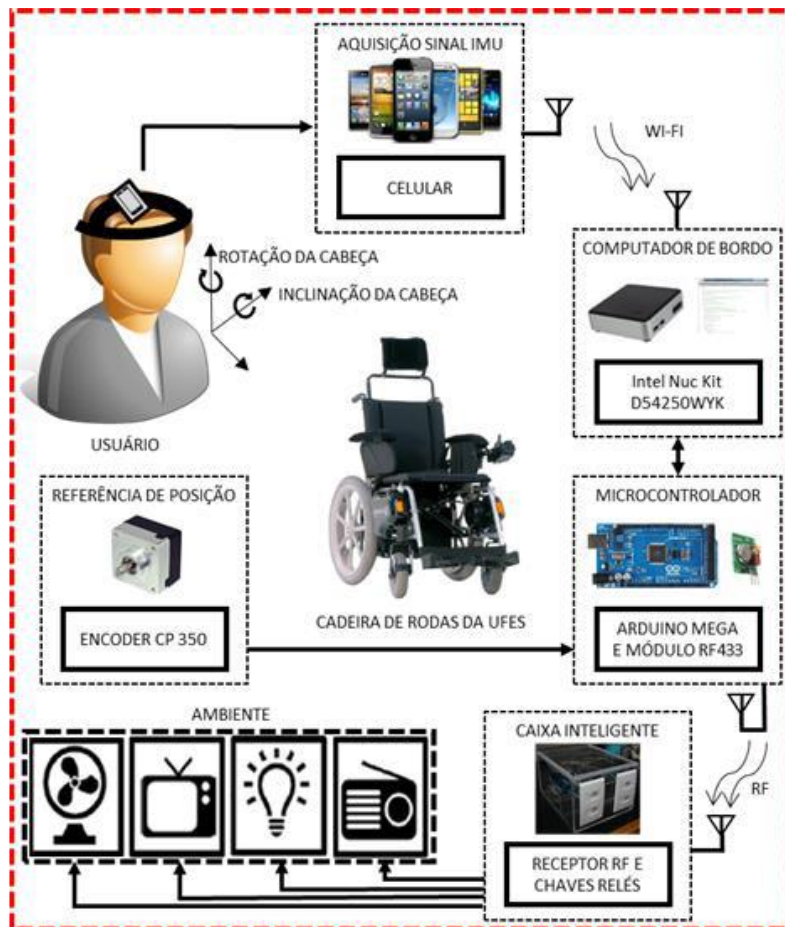


Figura 15 – Diagrama geral do sistema.

Fonte: Próprio Autor, 2017.

A princípio foram feitas pesquisas para adquirir informações bibliográficas de sensores inerciais, sistemas de localização “indoor” e soluções similares para o público alvo. Esses estudos colaboraram na decisão do tipo de sensor inercial, sistema de localização e o tipo de algoritmo de fusão utilizados, bem como a comparação desta solução com as tecnologias atuais. Uma representação do uso do sistema para comando de equipamentos do ambiente é mostrada na Figura 16.

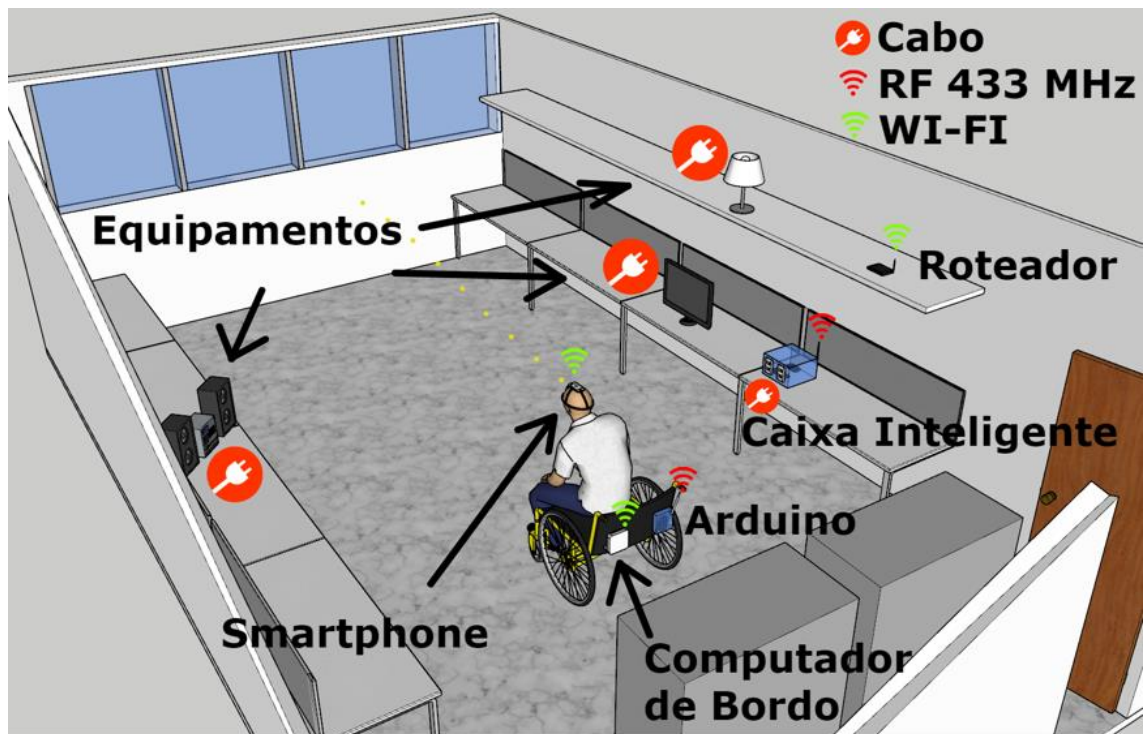


Figura 16 – Representação geral do uso do sistema no ambiente.

Fonte: Próprio Autor, 2017.

#### 4.2 Smartphones como sensor inercial

Além do grande número de usuários de smartphones no Brasil (MEIRELLES, 2015), estes dispositivos contam com diversos sensores embarcados (Figura 17), os quais estão em constante evolução em relação ao desempenho, precisão e utilização de recursos computacionais. Aliado a estas características, esses dispositivos se encontram no contexto de tecnologias assistivas por ser um dos principais recursos utilizados como método de comunicação móvel, podendo ser utilizado para o usuário entrar em contato com médicos, cuidadores, familiares e amigos.

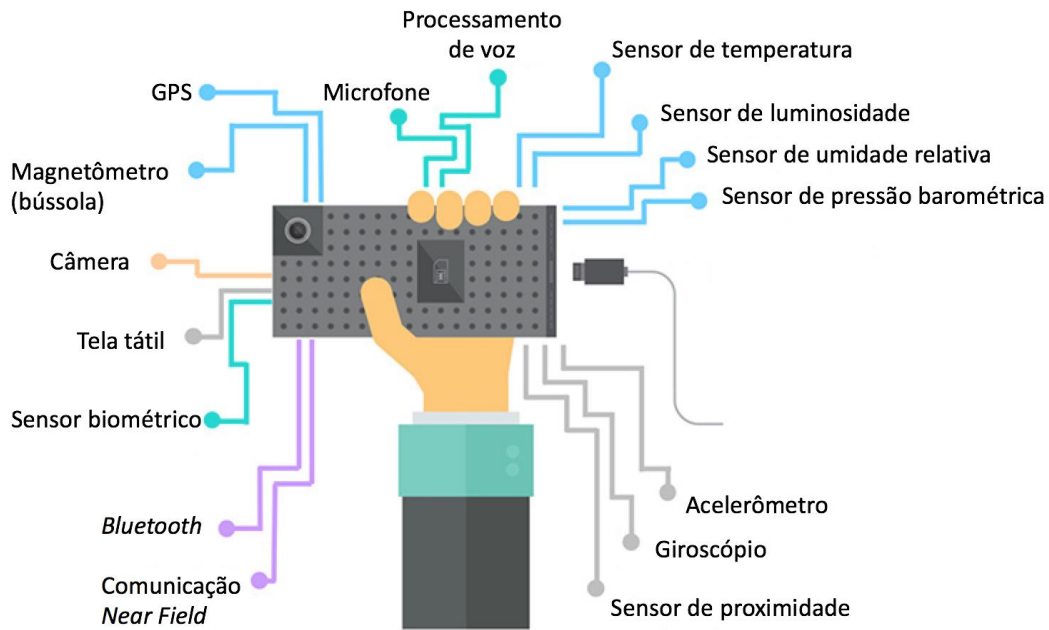


Figura 17 – Sensores e componentes presentes em smartphones.

Fonte: BYROM et al., 2017.

Os smartphones estão presentes em pesquisas modernas voltadas à saúde e bem-estar de seus usuários. Pesquisas mostram resultados confiáveis, satisfatórios e precisos dos giroscópios embarcados nesses dispositivos, além de alta correlação com valores obtidos por goniômetros manuais (SHIN et al., 2012).

Por outro lado, o magnetômetro do iPhone também tem sido utilizado na medição do ângulo de movimentos cervicais utilizando-o sobre a cabeça do usuário em consultas clínicas (TOUSIGNANT-LAFLAMME et al., 2013). Portanto, o smartphone foi selecionado neste trabalho como fonte de dados inerciais necessários para a inferência do ângulo da orientação da cabeça do usuário, para interação com o ambiente.

#### 4.3 Projeto e construção do suporte

Para a fixação do smartphone sobre a cabeça do usuário, é necessário levar em consideração o seu conforto e a aderência entre o dispositivo, o suporte e a cabeça. Diante disso, foram elaborados alguns suportes de fixação que melhor atendessem às características dessa pesquisa. A primeira versão, conforme a

Figura 18, foi construída a partir de fitas elásticas conectadas a um suporte de celular.



Figura 18 – Primeiro modelo de suporte testado por um voluntário.

Fonte: Próprio Autor, 2017.

Apesar do bom desempenho observado em testes, um segundo modelo de suporte foi proposto, a fim de eliminar possíveis deslocamentos indesejados que pudessem provocar erros de medições da orientação da cabeça do usuário. Neste outro modelo (Figura 19), foi utilizado a estrutura interna de um capacete de proteção individual (EPI) com o suporte do celular fixado sobre o topo, trazendo uma maior estabilidade do aparelho e mantendo o conforto do usuário através da regulagem de tamanho oferecida pelo capacete.



Figura 19 – Modelo de suporte definitivo com smartphone acoplado.

Fonte: Próprio Autor, 2018.



Como a solução proposta prevê a utilização de um smartphone sobre a cabeça do usuário, é necessário considerar as consequências do efeito da radiação desses aparelhos no usuário. Embora haja diversos estudos mostrando que não há relação entre o uso desses aparelhos com o câncer, alguns relatam o contrário, tornando ambíguo o assunto. No entanto, a diretora da Universidade de Oncologia de Pittsburgh (Estados Unidos) apresenta algumas dicas para mitigar esses efeitos prejudiciais, entre elas, uma diz que ao se afastar o dispositivo em 2 polegadas, a radiação é diminuída em 4 vezes (CAKIR, 2013). Como o propósito consiste em utilizar o smartphone sobre a cabeça, é possível deslocar o aparelho na condição apresentada, através de um suporte ligeiramente maior, diminuindo consideravelmente os efeitos nocivos para o usuário sem prejuízo da qualidade dos dados obtidos.

#### 4.4 Programa Principal

A fim de entrar em conformidade com os estudos desenvolvidos no Núcleo de Tecnologias Assistivas (NTA) da UFES e obter um prático ambiente de programação e ajustes, além de facilidade de implementações de trabalhos futuros, a interface foi desenvolvida no MATLAB, em conjunto com a programação na plataforma Arduino.

O programa principal é executado no computador de bordo da cadeira de rodas robótica da UFES, e os processos envolvidos na elaboração da interface proposta são descritos no fluxograma apresentado na Figura 20.

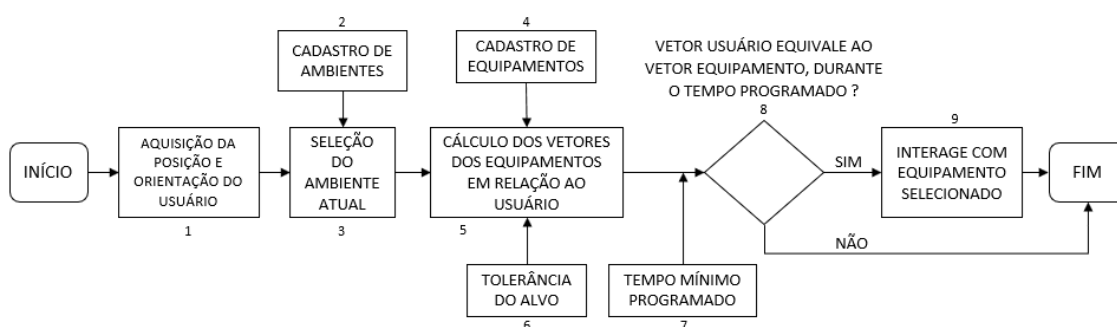


Figura 20 – Fluxograma principal da interface.

Fonte: Próprio Autor, 2018.



É importante ressaltar que  $\vec{P}_{USR}$  é referente ao smartphone acoplado sobre a cabeça do usuário. Sendo assim, há uma pequena margem de variação da posição desse ponto, devido à postura e à estatura do cadeirante.

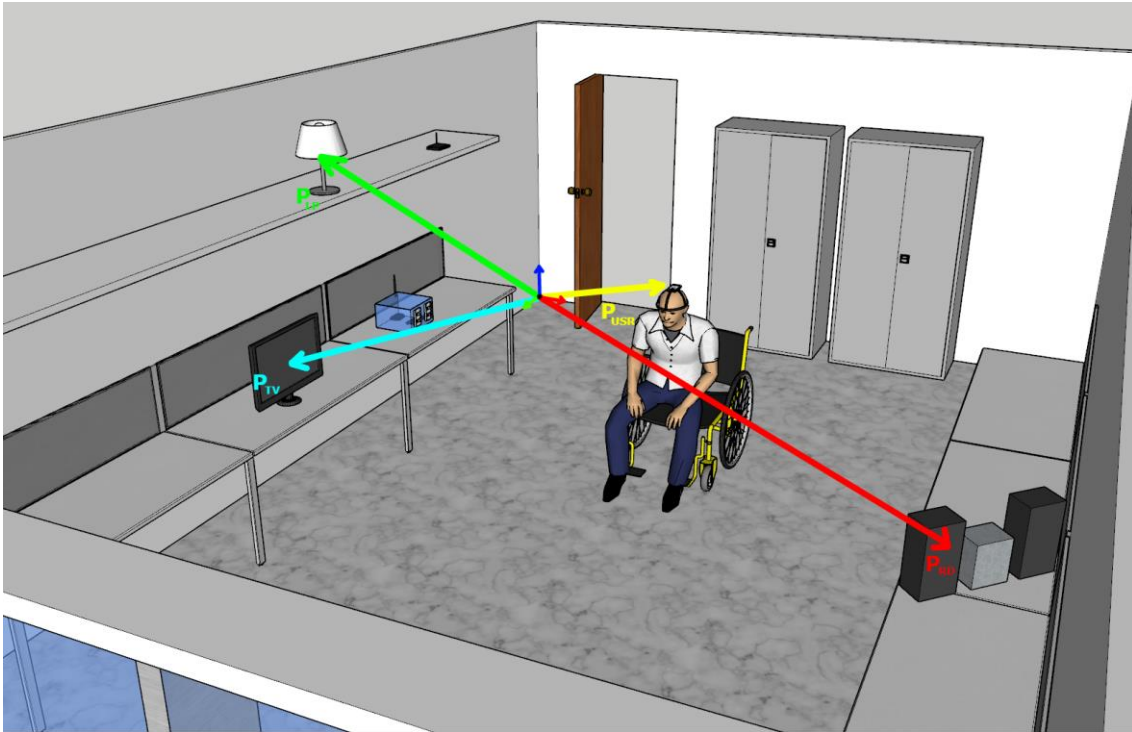


Figura 22 – Posição dos equipamentos em relação ao referencial global.

Fonte: Próprio Autor, 2018.

Na etapa seguinte (5), o programa calcula um vetor entre o usuário e cada equipamento presente no espaço selecionado em cada instante de tempo. A Figura 23 mostra os vetores de cada elemento:

$\vec{V}_{LP}$  : Vetor entre o usuário e a luminária;

$\vec{V}_{TV}$  : Vetor entre o usuário e a televisão;

$\vec{V}_{RD}$  : Vetor entre o usuário e o rádio;

$\vec{V}_{USR}$  : Vetor de orientação da cabeça do usuário.

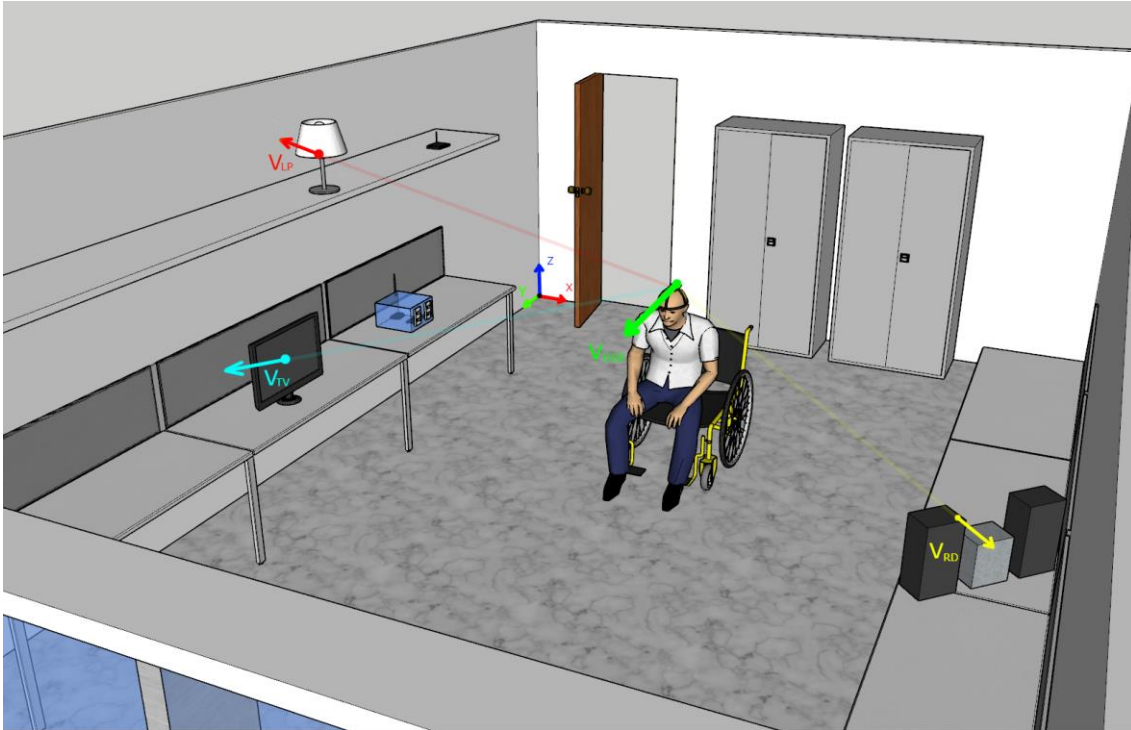


Figura 23 – Disposição de vetores em um determinado momento.

Fonte: Próprio Autor, 2018.

A partir dos vetores calculados, é possível compará-los com o  $\vec{V}_{USR}$  e, então, possibilitar uma inferência da intenção do usuário de interagir com um determinado objeto neste cômodo.

Para que essa inferência seja efetiva, foram implementados alguns parâmetros de ajustes que variam de acordo com a necessidade e conforto de cada usuário como: uma tolerância percentual de apontamento do alvo (6) e o tempo (7) que o usuário deverá manter a cabeça apontada para o alvo, para que a intenção de interação seja confirmada. Um diagrama dos vetores em questão pode ser visualizado na Figura 24.

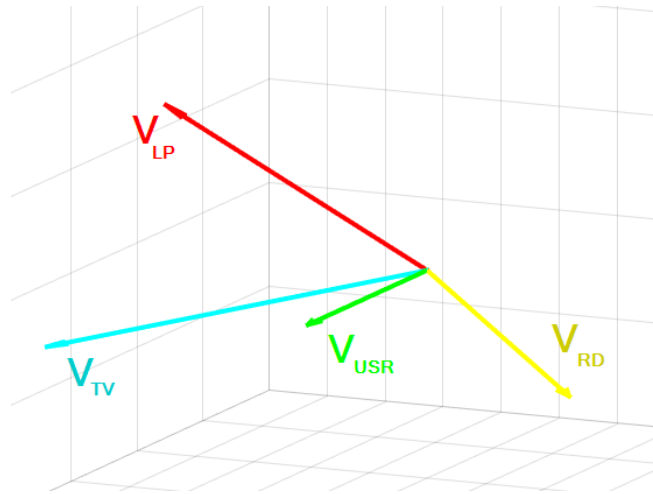


Figura 24 – Diagrama vetorial dos vetores obtidos.

Fonte: Próprio Autor, 2018.

É possível perceber que, de acordo com a Figura 24, o usuário não possui sua cabeça direcionada para nenhum objeto cadastrado nesse ambiente. Supondo que o usuário deseja interagir com o rádio por exemplo, o usuário deve direcionar sua cabeça para este objeto, fazendo o  $\vec{V}_{USR}$  se aproximar do  $\vec{V}_{RD}$ , conforme apresentado na Figura 25.

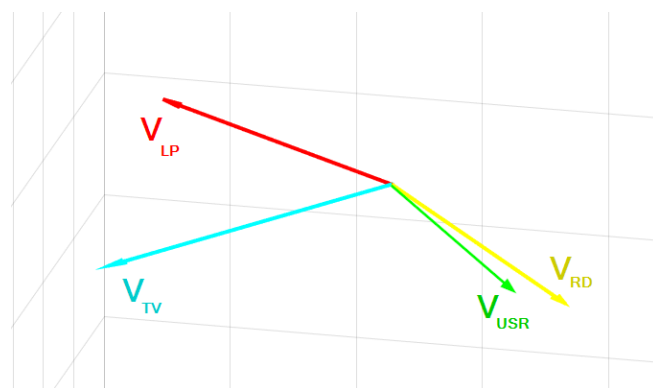


Figura 25 – Diagrama vetorial da seleção do rádio.

Fonte: Próprio Autor, 2018.

A tolerância previamente apresentada funciona como um raio de esfera em torno do ponto do equipamento configurado, já que a mesma é aplicada nos 3 eixos. Isto permite que o usuário desvie sua cabeça em torno da direção do objeto sem prejudicar a seleção do mesmo. A Figura 26 exemplifica diversas orientações possíveis de  $\vec{V}_{USR}$  correspondente à seleção do equipamento rádio. Quanto maior a dificuldade do usuário em apontar para o alvo configurado, maior deverá

ser esse parâmetro, e também a distância entre os objetos, para evitar uma sobreposição.

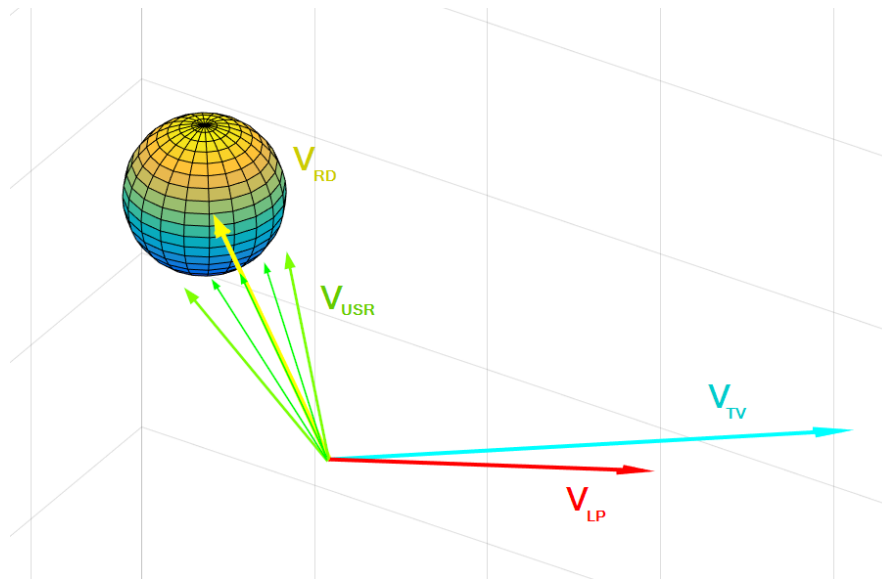


Figura 26 – Funcionamento da tolerância embutida no sistema.

Fonte: Próprio Autor, 2018.

O cadastro da posição do equipamento não precisa coincidir com a disposição física exata dele no ambiente, já que esse tratamento é totalmente virtual. Dessa forma, é possível distribuir os pontos cadastrados de forma estratégica, a fim de melhorar a performance da interface na seleção dos equipamentos. Um exemplo de utilização dessa característica seria configurar o cadastro da posição virtual de uma televisão para um ponto equivalente a 1 metro acima da posição real da mesma, evitando assim um desligamento indesejado do aparelho enquanto o usuário está assistindo a mesma (com sua cabeça direcionada para a televisão). Outro exemplo, tratado em trabalhos futuros, seria o cadastro de quadros no ambiente que representassem ações do cotidiano, como: ligar ou enviar mensagem para algum contato pré-determinado, solicitar comida, solicitar auxílio para utilizar o banheiro, entre diversas outras possibilidades, de acordo com a necessidade e limitações de cada usuário (Figura 27).



Figura 27 – Disposição de quadros representando ações.

Fonte: Próprio Autor, 2018.

O tempo de seleção do equipamento está relacionado com a capacidade do usuário em manter sua cabeça direcionada ao alvo configurado, confirmando assim sua intenção de interação com o respectivo equipamento. Tempos grandes podem trazer desconforto e frustração para usuários mais ágeis, entretanto, para usuários com a mobilidade da cervical mais restrita, estes acabam sendo fundamentais. Entretanto, tempos reduzidos podem acarretar em interações indesejadas. Portanto, a configuração desse parâmetro varia de acordo com a preferência e necessidade de cada usuário, sendo possível até o cadastro de tempos variados, de acordo com cada equipamento.

Na etapa de decisão (8) do fluxograma, todos os parâmetros são levados em consideração para aplicar a interação no equipamento desejado. Uma vez que o  $\vec{V}_{USR}$  coincidir com algum vetor relacionado a um equipamento, e este estiver dentro do alcance da tolerância programada e durante o tempo programado, então o sistema infere que há o desejo de interação com o respectivo equipamento, e envia um comando (9) para efetivá-la. Caso contrário, o sistema não atua e se direciona para o próximo ciclo, repetindo esse processo continuamente.

#### 4.4.1 Aquisição de dados

A aquisição de dados de posição da cadeira no ambiente é feita através de uma comunicação serial estabelecida entre o computador de bordo e a placa de desenvolvimento Arduino MEGA, acoplados à cadeira de rodas, através de um cabo USB. Um programa implementado neste Arduino processa os dados oriundos dos encoders e do leitor RFID instalados na cadeira de rodas, e retorna a posição da mesma para o programa principal sendo executado no computador de bordo.

Os dados de orientação da cabeça são obtidos a partir de um software (MATLAB Mobile) instalado no smartphone que se encontra acoplado no suporte sobre a cabeça do usuário. Esse aplicativo foi desenvolvido para a interação entre o smartphone (cliente) e uma instância do MATLAB (servidor), sendo capaz de ler, através de algoritmos proprietários da fabricante, os ângulos de *pitch*, *roll* e *yaw* do celular com uma estabilidade e precisão muito satisfatória. A Figura 28 apresenta a interface do software instalado no smartphone.

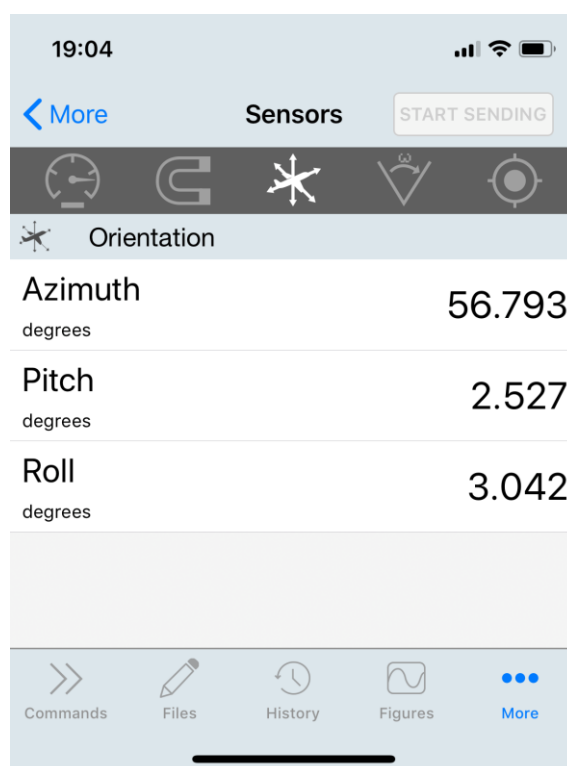


Figura 28 – Aquisição dos dados dos sensores do smartphone.

Fonte: Próprio Autor, 2018.



Os dados são transmitidos via Wi-Fi entre o computador de bordo e o smartphone em questão, em uma taxa configurável de até 100 Hz, o que acaba deixando a interface proposta mais responsiva e robusta.

Para validação desses dados foi desenvolvido no MATLAB uma interface gráfica remota que apresenta os dados obtidos pelos sensores, conforme mostra a Figura 29.

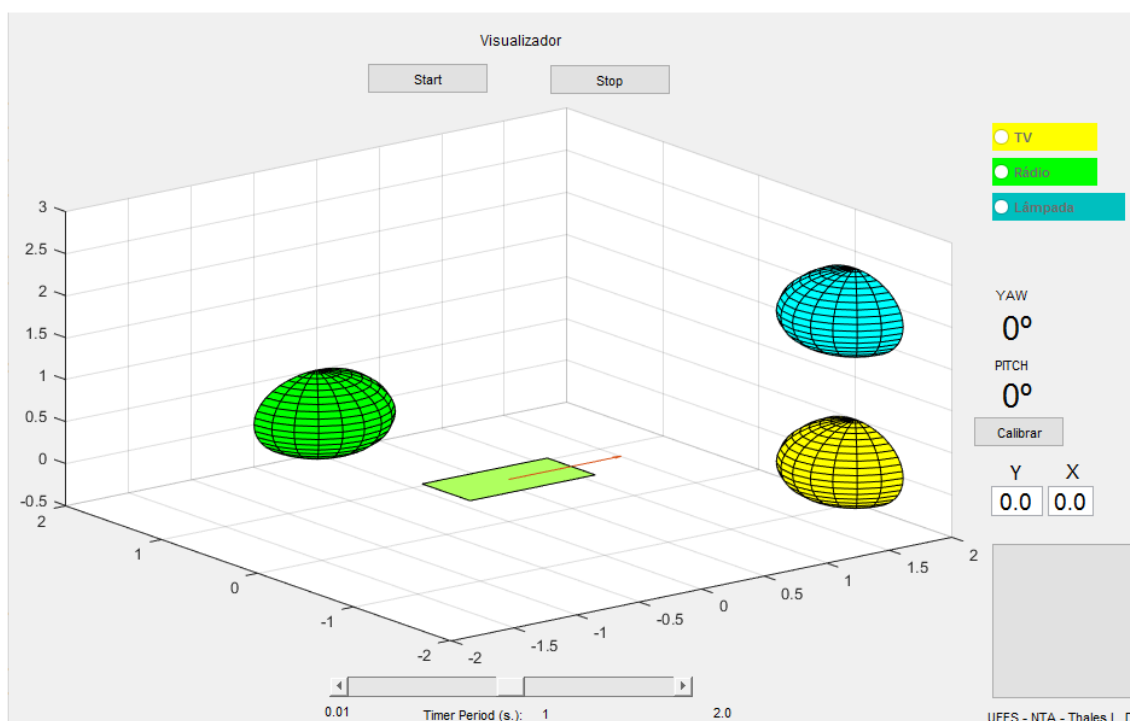


Figura 29 – Visualizador desenvolvido para testes da interface.

Fonte: Próprio Autor, 2018.

O visualizador desenvolvido apresenta, em tempo real, a posição e orientação do smartphone sobre a cabeça do usuário. Nessa etapa de testes é possível fazer um melhor ajuste dos parâmetros de entrada do sistema, como: a regulação da altura da cabeça do usuário, o cadastro do posicionamento dos equipamentos, a tolerância de alcance do alvo, e o tempo para interação com o equipamento.

#### 4.4.2 Acionamento dos equipamentos

Uma vez que a interface infere a intenção do usuário de interagir com algum equipamento, o programa desenvolvido envia um comando via cabo serial para um microcontrolador no Arduino da cadeira. Esse comando consiste em um conjunto de caracteres pré-configurados que identificam o equipamento a ser acionado. Então o Arduino transmite via ondas de RF com portadora de 433 MHz, que é uma das interfaces de comunicação disponíveis, na caixa inteligente (BISSOLI et al.,2016), mostrada na Figura 30.

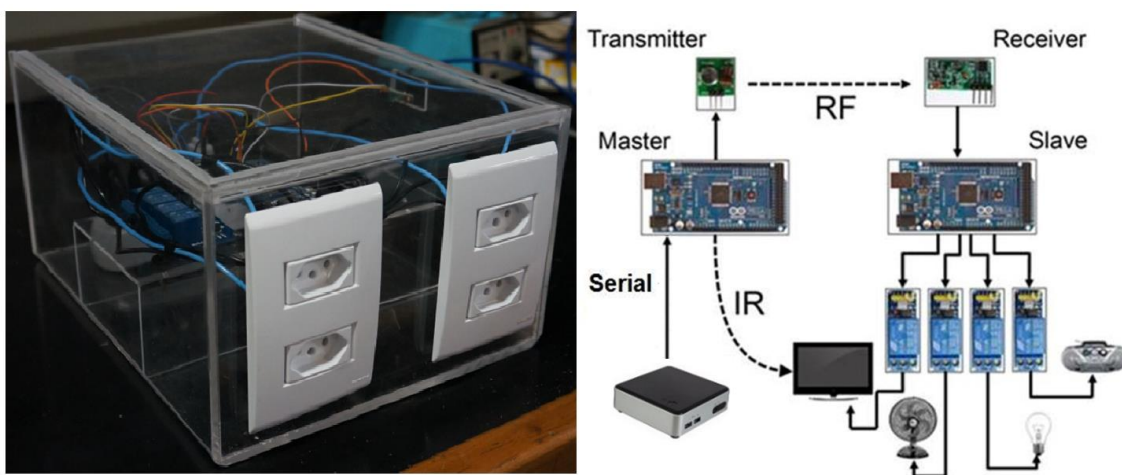


Figura 30 – Caixa inteligente e sistema de acionamento.

Fonte: BISSOLI et al., 2016.

Essa caixa conta com um Arduino dotado de um receptor e decodificador de RF 433 MHz capaz de ler o comando enviado da cadeira de rodas. Então envia-se um sinal elétrico para o acionamento do relé associado ao equipamento selecionado. É possível observar na Figura 30 o esquemático do acionamento da caixa inteligente utilizada no projeto.

Os equipamentos são conectados na interface através de cabos de força ligados a interruptores eletromagnéticos (relés) para o devido acionamento. Para os equipamentos que possuem um sistema de *standby*, como por exemplo televisão e ar condicionado, essa interação pode ser feita via sistema de emissão de infravermelho presente na cadeira. O esquema de ligação desses equipamentos no ambiente pode ser observado na Figura 16.

A instalação da interface proposta pode ser feita em ambientes pré-estruturados e mobiliados, uma vez que é necessário apenas conectar os cabos de força dos equipamentos na caixa inteligente. Em ambientes em fase de estruturação, é possível prever essas conexões elétricas e a disposição da caixa inteligente de forma mais discreta e elegante durante a etapa de projeto, inclusive distribuir os RFIDs, responsáveis pela correção de posicionamento, debaixo de carpetes para torná-los invisíveis.

#### **4.4.3 Calibração da interface**

Para que os sensores, que determinam as posições e ângulos da cabeça do usuário, e o ambiente virtual funcionem de maneira coerente, a calibração e a definição de referenciais são procedimentos necessários, e o bom funcionamento da interface depende disto.

Os sensores inerciais ficam embarcados nos smartphones, e o algoritmo de fusão sensorial destes são de propriedade do fabricante. Portanto, deve-se atentar para o procedimento de calibração desses sensores informados pelo fabricante, conforme um exemplo apresentado na Figura 31.

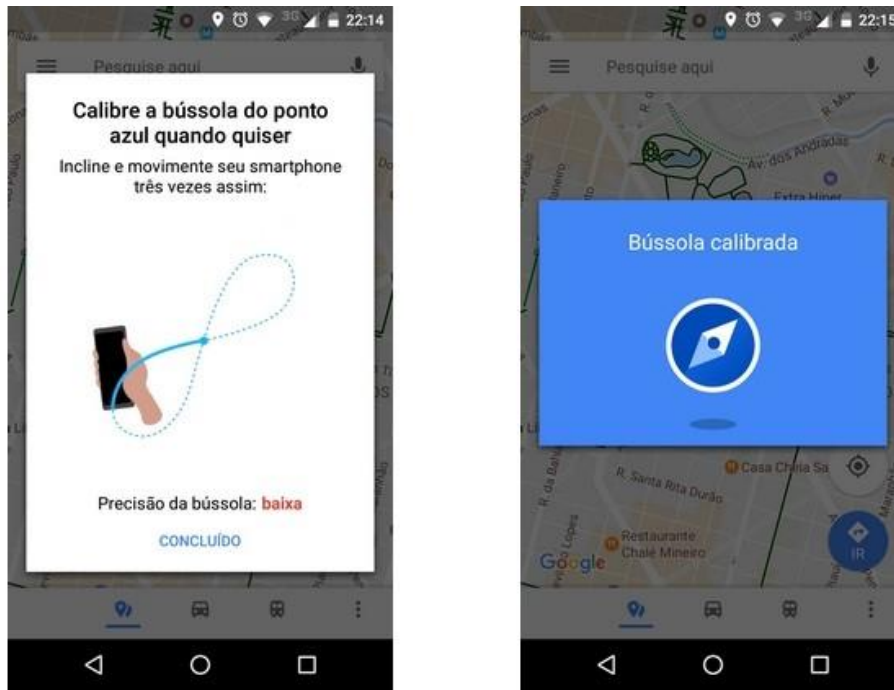


Figura 31 – Calibração da IMU em um smartphone.

Fonte: FREIRE, 2017.

Uma vez que a calibração dos sensores é efetuada, os mesmos passam a fornecer dados mais precisos e confiáveis. Entretanto, é necessário relacioná-los à referência global utilizada nos cadastros de ambientes e de equipamentos, isto é realizado através de um procedimento no qual posiciona-se a cadeira de rodas na origem do sistema de coordenadas, podendo este estar marcado no piso. Então o usuário direciona sua cabeça para um ponto pré-determinado e pressiona o botão de calibração, fazendo com que o ambiente virtual esteja relacionado de forma adequada com o real, possibilitando a utilização da interface. O tempo de validade dessa calibração varia de acordo com a qualidade dos sistemas de aquisição e fusão sensorial de cada smartphone, sendo importante repeti-la quando houver um mau funcionamento da interface.

#### 4.5 Métricas

Neste trabalho foi utilizado um instrumento que mede a usabilidade do sistema, o *System Usability Scale* (SUS) (KOUMPOUROS, 2016). Esse instrumento é autoaplicável e retorna uma simples e rápida resposta, caracterizada por 10 itens

que são respondidos com uma escala de 1 a 5 (concordo totalmente até discordo totalmente). O resultado apresentado pelo instrumento cobre uma variedade de aspectos da usabilidade do sistema, como a necessidade de um suporte, treinamento e também a complexidade do mesmo, portanto, é considerado um instrumento válido para medição da usabilidade. O questionário da Tabela 1 deve ser respondido pelo operador baseando-se nas tarefas realizadas usando a interface desenvolvida (LEWIS; SAURO, 2009).

Tabela 1. Questionário SUS.

QUESTIONÁRIO SUS	NOTA (1 a 5)				
	1	2	3	4	5
Eu acho que as pessoas o usariam com frequência.	1	2	3	4	5
Eu o acho desnecessariamente complexo.	1	2	3	4	5
Eu penso que é fácil de usar.	1	2	3	4	5
Eu acho que seria necessário o apoio de uma pessoa técnica para ser capaz de usá-lo.	1	2	3	4	5
Eu acho que as diversas funções foram bem integradas.	1	2	3	4	5
Eu penso que existem muitas inconsistências no sistema.	1	2	3	4	5
Eu imagino que a maioria das pessoas iria aprender a usá-lo rapidamente.	1	2	3	4	5
Eu o acho muito complicado de usar.	1	2	3	4	5
Eu me sento muito confiante com o sistema.	1	2	3	4	5
Eu precisaria aprender um monte de coisas antes de adquirir este sistema.	1	2	3	4	5

Depois que os formulários são preenchidos, é necessário realizar alguns cálculos para obter a pontuação final.

1. Para as respostas ímpares, deve-se subtrair 1 da pontuação que o usuário respondeu.
2. Para as respostas pares, deve-se subtrair a resposta de 5. Por exemplo, se o usuário respondeu 2, contabilize 3.

Somam-se os valores das perguntas, e multiplica-se por 2,5. A escala da pontuação final varia de 0 a 100. Valores acima de 68 são considerados acima da média, sendo que valores acima de 80,3 correspondem a uma excelente usabilidade (BISSOLI et al., 2018).

## **5 PROTOCOLOS EXPERIMENTAIS E RESULTADOS**

Neste capítulo são apresentados os protocolos experimentais utilizados para testar a interface na cadeira de rodas, bem como os resultados obtidos das métricas propostas.

Para medir a usabilidade da interface, a mesma foi testada com voluntários, que teve aprovação do comitê de ética, com o número do certificado de apresentação 39410624-6.0000.5060, e parecer 2020.868.

### **5.1 Protocolo de testes na cadeira de rodas**

A utilização da interface proposta foi testada no laboratório NTA da UFES com a ajuda de 11 voluntários saudáveis com faixa etária entre 24 e 50 anos. Após a verificação do correto funcionamento do dispositivo, também foram realizados no CREFES testes com 3 voluntários diagnosticados com deficiência motora severa. Nos testes realizados, foi utilizada a configuração mostrada na Figura 16, na qual os equipamentos foram fixados em pontos aleatórios e estes conectados à caixa inteligente através de cabos de força. Como etapa de configuração, os equipamentos foram mapeados de acordo com um referencial estabelecido, e suas coordenadas foram inseridas na configuração da interface, conforme a Figura 32. Na preparação do teste, o usuário veste o suporte com o smartphone e olha em direção a um ponto específico para calibração, de acordo com o referencial escolhido anteriormente, e então é pressionado o botão para calibração.

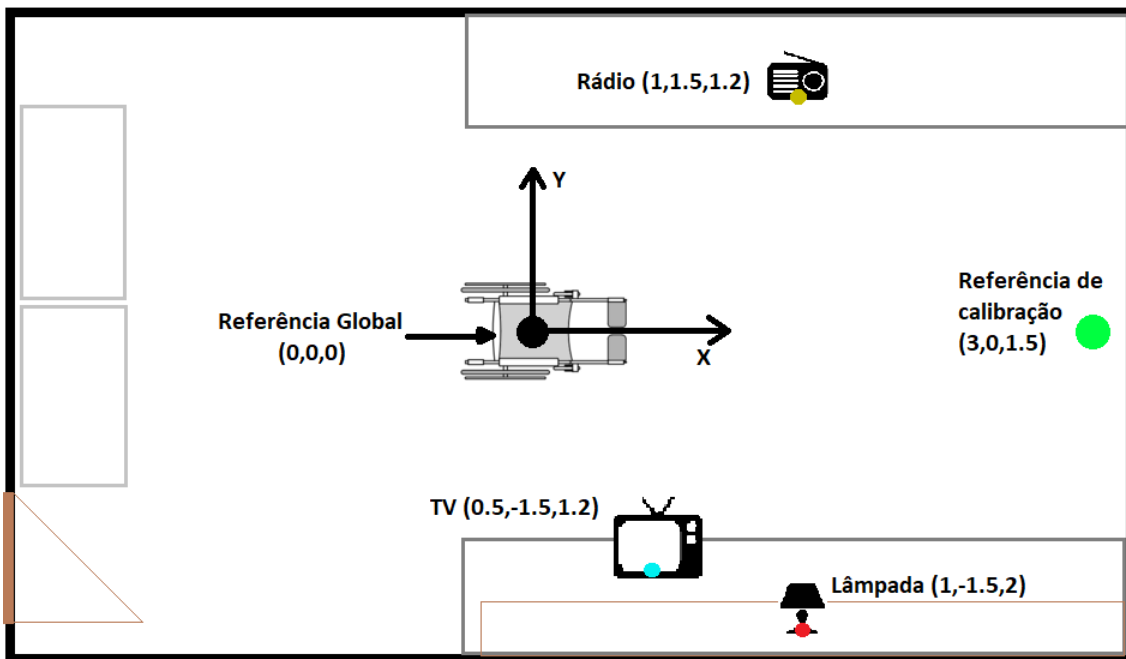


Figura 32 – Configuração utilizada nos testes.

Fonte: Próprio Autor, 2018.

Para padronizar os testes, os usuários foram orientados a seguir o mesmo protocolo: ativar os equipamentos em uma sequência específica e desativá-los em seguida na mesma ordem. Foi considerado, também, acoplar ao suporte do smartphone uma caneta laser, de forma que o usuário tivesse um feedback visual da orientação do dispositivo. Assim, foram realizados testes com e sem o laser para a validação do instrumento. A Figura 33 mostra um voluntário saudável testando o sistema no laboratório do NTA e a Figura 34 o mesmo teste sendo realizado no CREFES. Pode-se perceber que a ausência de telas da interface aumenta o seu campo de visão, e por sua vez, o conforto do usuário, diferenciando-se das soluções semelhantes já desenvolvidas.

O tempo total de execução da tarefa proposta foi medido para contribuir com a análise dos resultados. Mediu-se também o tempo da interação com cada objeto, para identificar possíveis pontos de falhas ou melhorias da interface.



Figura 33 – Testes do sistema com voluntário saudável do NTA.

Fonte: Próprio Autor, 2018.



Figura 34 – Testes do sistema com voluntário com deficiência motora severa no CREFES.

Fonte: Próprio Autor, 2018.



## 5.2 Resultados

Para a avaliação da performance do operador e do sistema, foram utilizados como parâmetros o tempo para completar a tarefa e o questionário SUS (Figuras 35 e 36).

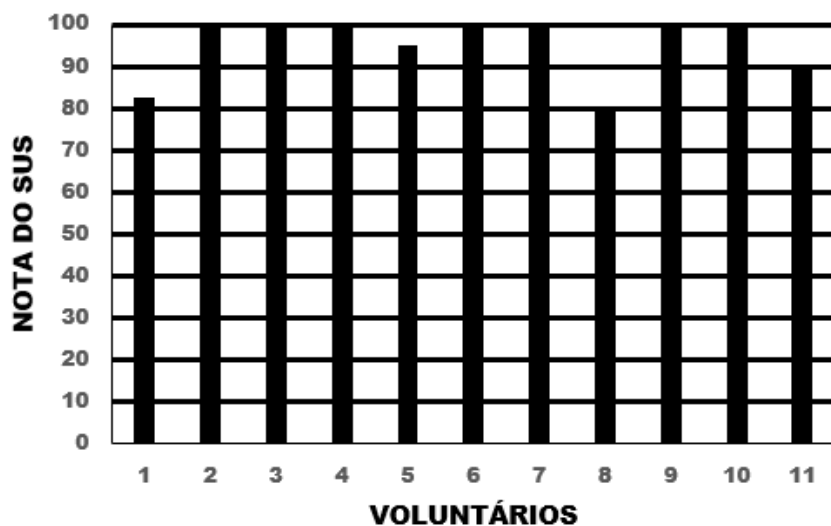


Figura 35 – Nota do SUS na avaliação do sistema pelos voluntários saudáveis do NTA.

Fonte: Próprio Autor, 2018.



Figura 36 – Nota do SUS na avaliação do sistema pelos voluntários com deficiência motora severa do CREFES.

Fonte: Próprio Autor, 2018.

Pode-se verificar, pelos resultados obtidos com a aplicação do questionário SUS, que todos os voluntários avaliaram positivamente a utilização deste sistema,

obtendo um valor médio de 95,2 para os voluntários saudáveis do NTA e 92,5 para os voluntários com deficiência motora severa do CREFES, o que significa que o sistema foi considerado excelente (valores do SUS maiores que 80,3). Um dos voluntários, que avaliou com nota menor que 100, comentou sobre uma leve dificuldade para colocar o suporte na cabeça, por isso, uma nova estrutura de fixação do smartphone será desenvolvida em trabalhos futuros.

Foi calculado o tempo médio de cada usuário ao realizar a tarefa proposta, e também avaliado se a tarefa foi concluída com erros, embora todos os voluntários tiveram sucesso na interação com os equipamentos na ordem sugerida. A Figura 37 mostra que os voluntários do NTA obtiveram um tempo médio em torno de 38s para realizar a tarefa proposta, enquanto a Figura 38 mostra que o tempo médio utilizado pelos voluntários do CREFES é em torno de 60s.

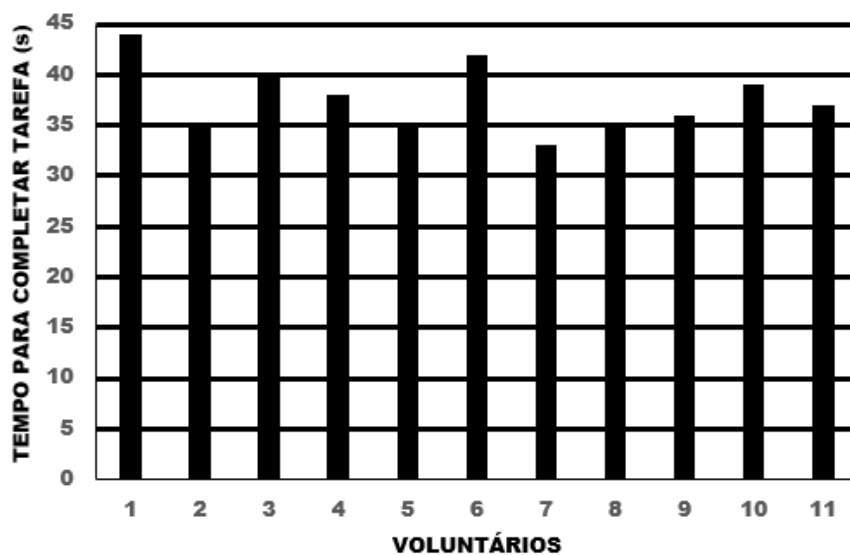


Figura 37 – Tempo médio de cada voluntário do NTA.

Fonte: Próprio Autor, 2018.

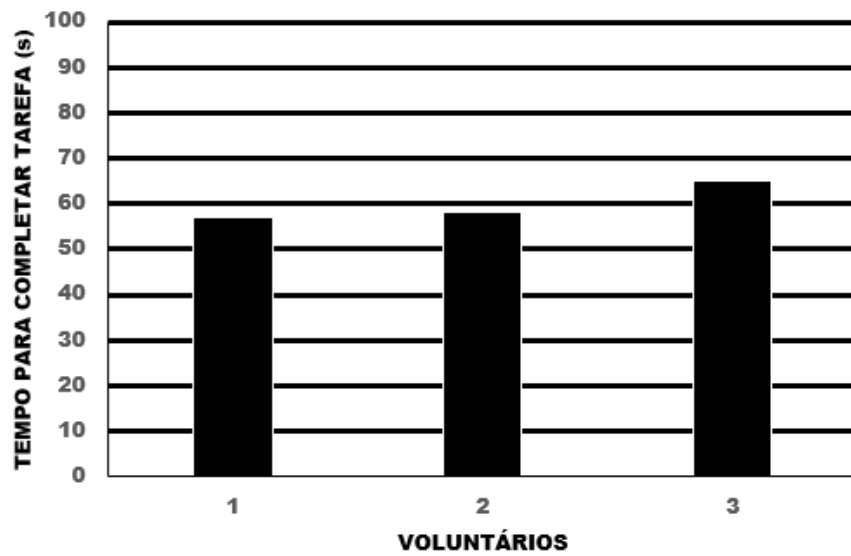


Figura 38 – Tempo médio de cada voluntário do CREFES.

Fonte: Próprio Autor, 2018.

## 6 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Este trabalho apresentou uma interface para interação com equipamentos do ambiente através de movimentos de cabeça. Foi realizada uma pesquisa de interfaces assistivas, a fim de desenvolver um sistema para ser utilizado por pessoas com deficiência motora severa, de forma a aumentar o seu conforto e autonomia.

A interface de interação permite que um cadeirante possa controlar equipamentos de sua residência ou local de trabalho através da orientação de sua cabeça. O sistema possui uma fase inicial, onde são configuradas as localizações dos equipamentos a serem controlados, sendo em seguida calibrado o smartphone sobre sua cabeça. É somente necessário que o usuário direcione, por alguns segundos, sua cabeça para o equipamento desejado para interagir com ele. Este sistema foi construído para ser intuitivo e não possuir telas, aumentando dessa forma o conforto e a atenção do usuário. Este trabalho é uma evolução de sistemas anteriores desenvolvidos no NTA/UFES, o qual utiliza a caixa inteligente para controlar equipamentos do ambiente.

Conclui-se que a proposta dessa interface assistiva voltada para a cadeira de rodas utilizando a orientação da cabeça do usuário apresentou resultados satisfatórios. O sistema desenvolvido, se manteve estável e conseguiu alcançar os objetivos sem erros. A interface desenvolvida demonstrou ser um sistema promissor para pessoas com deficiência motora severa.

Propõe-se, como trabalhos futuros, diversas melhorias e integrações de sistemas para continuar a aumentar o nível de conforto e autonomia dos usuários, além de dar continuidade no encaminhamento para a elaboração de um produto final de mercado. Essas melhorias são:

### 6.1 Migração do processamento para o smartphone

Conforme apresentado neste trabalho, o desenvolvimento proposto foi focado em IDEs (*Integrated Development Environment*) práticas, didáticas e disponíveis na UFES como MATLAB e Arduino, principalmente para entrar em conformidade com o grupo de pesquisa e facilitar a integração de desenvolvimentos futuros.

Entretanto, os conceitos desses tipos de interfaces divergem dos utilizados em produtos finais, devido a questões de performance, dimensões físicas e de escalabilidade. Portanto, propõe-se como evoluções deste trabalho, a implementação deste algoritmo na própria IDE do smartphone (IOS ou Android), tornando desnecessária a utilização de um computador de bordo executando uma instância do MATLAB, bem como o MATLAB Mobile instalado no aparelho móvel. Com isso, reduz-se os custos de implantação e aumenta-se a performance, já que não haverá comunicação serial para transmissão dos dados de orientação.

## 6.2 Integração com o sistema de telefonia do smartphone

Em conjunto com a migração do programa para o smartphone, surge a possibilidade de integrar a interface com o módulo de telefone. Dessa forma será possível efetuar ligações e enviar mensagens para determinados contatos de forma automática após direcionar a cabeça para o ponto de acionamento cadastrado no ambiente, conforme exemplo apresentado na Figura 27.

## 6.3 Integração com o controle de movimento da cadeira de rodas

A interface desenvolvida apresenta soluções de interação com dispositivos eletroeletrônicos em um determinado ambiente. Entretanto, é possível ampliar a atuação desta, integrando-a com o sistema de controle de movimento da cadeira de rodas robótica já desenvolvido no NTA (CELESTE et al., 2013). Com isso, aumenta-se ainda mais a autonomia do cadeirante, pois torna-se possível combinar interações com o movimento automático da cadeira, como por exemplo, ao selecionar a interação com a televisão, um *setpoint* de controle é enviado para o controlador, de forma a levar o usuário para uma posição mais confortável para assisti-la (Figura 39). Outra aplicação possível seria o cadastro de pontos de acionamento nas portas do local. Assim, ao selecioná-los, o controlador de movimento conduz a cadeira para o próximo cômodo através da porta, inclusive, sendo possível interagir com atuadores para abertura e

fechamento automático das portas, descomplicando e trazendo mais independência para o usuário.

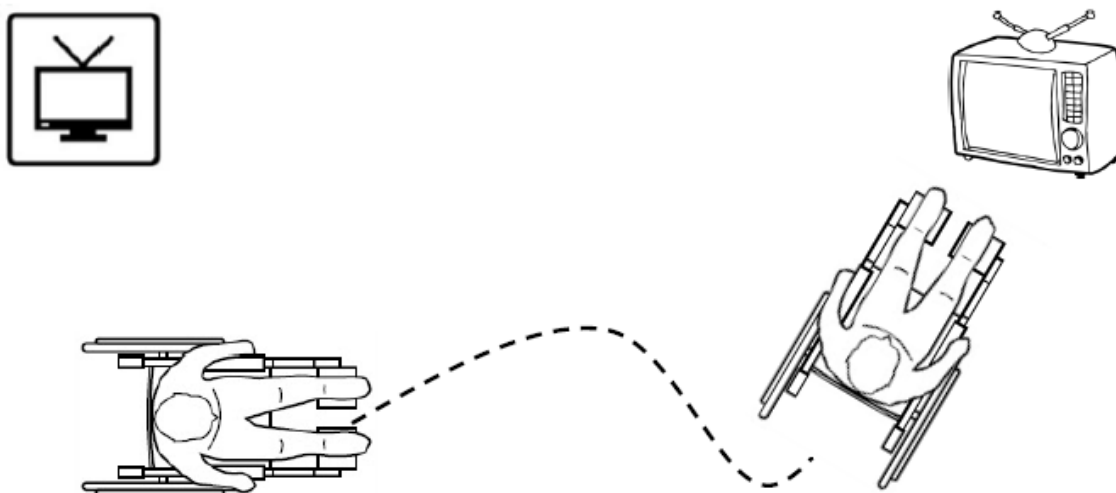


Figura 39 – Interação com o controlador de movimento da cadeira de rodas.

Fonte: Próprio Autor, 2018.

#### 6.4 Melhorar o sistema de aquisição de pose do usuário no ambiente

Esse trabalho apresentou diversas formas alternativas e complementares para sensoriamento de pose do usuário no ambiente. Entretanto, propõe-se pesquisar e aplicar métodos mais eficientes e precisos, a fim de diminuir a complexidade da disposição de RFIDs no ambiente para correção dos erros de posicionamento, diminuindo também o tempo para implantação do sistema.

#### 6.5 Implementação de comandos customizados

A principal forma de interação com os equipamentos apresentada nesse trabalho é a fixação da orientação da cabeça do usuário durante um tempo determinado para um ponto cadastrado no ambiente referente a um determinado equipamento. Entretanto, propõe-se, para projetos futuros, o desenvolvimento de algoritmos de reconhecimento de padrões dos sinais da IMU do smartphone correspondentes a movimentos pré-determinados da cabeça do usuário. Assim, é possível implementar funções secundárias de cada equipamento, como por exemplo, alterar o canal da TV, aumentar e diminuir o volume, bem como ativar o programa de calibração sem a necessidade de pressionar um determinado

botão. Dessa forma, o sistema aumentará ainda mais a independência do usuário na utilização da interface.

#### **6.6 Fechamento da malha do sistema**

De acordo com o fluxograma apresentado na Figura 20, é possível perceber que o sistema proposto trabalha em malha aberta, portanto, não há um laço de *feedback* confirmando se a interação desejada foi realmente executada conforme comandado. Para isso, é necessário a implementação de uma comunicação partindo da caixa inteligente para o programa principal, informando o estado de cada equipamento conectado à mesma. Assim, a interface poderá compensar erros causados por interferências nas comunicações sem fios, igualando os estados desejados pelo usuário com os estados reais da caixa inteligente, sempre que possível, diminuindo possíveis frustrações do usuário.

#### **6.7 Substituição do smartphone por uma IMU**

É possível substituir o celular por uma IMU, de forma a se ter um dispositivo menor, mais leve, e desacoplado do smartphone, para que o mesmo possa ser adesivado em qualquer região da cabeça, e comunicar com a aplicação do smartphone no bolso do usuário através de tecnologias sem fios como *Bluetooth*, *Zigbee* ou semelhantes, aumentando significativamente o conforto do usuário, que deixará de suportar o smartphone sobre a cabeça, além de melhorar a estética da solução.

#### **6.8 Evolução do módulo de acionamento**

A caixa inteligente utilizada neste trabalho utiliza como principal meio de transmissão sem fios o modulador de RF em 433 MHz. Entretanto, o mesmo demanda um módulo emissor na cadeira de rodas, e pode sofrer uma certa limitação de alcance e de interferências. Portanto, propõe-se para trabalhos futuros a utilização de protocolo TCP/IP como meio de comunicação principal, devido à sua capacidade de modularização e expansão da cobertura do sinal, já que é possível dispor de diversos *Access Points* (APs) (2,4 GHz ou 5 GHz) interconectados no ambiente, sendo qualquer um deles capaz de comunicar com o programa principal na cadeira de rodas.

## **PUBLICAÇÕES**

Durante esta pesquisa de mestrado, o seguinte trabalho foi publicado em congresso nacional:

DIAS, T., MONTENEGRO-COUTO, E., BISSOLI, A., BASTOS-FILHO, T., FRIZERA-NETO, A. Interface assistiva para interação com ambiente através de movimento de cabeça para cadeirantes, COBEC/SEB2017, Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia (COBEC) e Simpósio de Engenharia Biomédica (SEB), 2017.



## REFERÊNCIAS

- ALTUN, K.; BARSHAN, B.; TUNCEL, O. Comparative study on classifying human activities with miniature inertial and magnetic sensors. *Pattern Recognition*, v. 43, n. 10, p. 3605-3620, 2010.
- BAHL, P.; PADMANABHAN, V. Radar: An In-Building RF-based User Location and Tracking System. *Proceedings of Nineteenth Annual Joint Conference of the IEEE Computer and Communications Societies*, volume 2, 2000.
- BASTOS-FILHO, T.; FERNANDES, M.; LUCENA, V.; PEREIRA, C.. Proposal of Architecture for Integration of a Wheelchair in an Intelligent Space. In: 4th IEEE Biosignals and Biorobotics conference (ISSNIP), Rio de Janeiro, 2013.
- BENEVIDES, A. B.; BASTOS, T. F.; SARCINELLI FILHO, M. Proposal of brain-computer interface architecture to command a robotic wheelchair. *Proceedings - ISIE 2011: 2011 IEEE International Symposium on Industrial Electronics*. Anais, 2011
- BISSOLI, A. L. C.; COELHO, Y.L.;BASTOS-FILHO, T.F. A System for Multimodal Assistive Domotics and Augmentative and Alternative Communication, 2016.
- BRAGA, N. C. Como funcionam os encoders. *Mecatrônica Fácil*, 5(50):16–19, 2009.
- BRAULT, M. W. Americans With Disabilities: 2010. *Current population reports*, v. 423, n. July, p. 70–131, 2012.
- BYROM, B. et al. “Leveraging smartphone potential for clinical trials: accessing inbuilt sensors and components to measure health outcomes”. Disponível em: <<https://www.iconplc.com/icon-views/blog/2017/06/16/leveraging-smartphone-potential/>>, 2017.
- CAKIR, A. Computer access for people with disabilities: a human factors approach. *Behaviour & Information Technology*, v. 32, n. 6, p. 625-626. 2013.
- CANNAN, J.,HUOSHENG H. Human-Machine Interaction (Hmi): A Survey. School of Computer Science & Electronic Engineering University of Essex. Technical Report: CES-508. 2011.

CARVALHO, E. M. “Protótipo de um dispositivo para captura de movimentos dos membros superiores em tempo real usando sensores inerciais”, Trabalho de Conclusão de Curso em Engenharia Biomedica, Universidade Federal de Uberlândia., 2016.

CENSO. IBGE Censo 2010. Disponível em: <<http://censo2010.ibge.gov.br/>>.

CELESTE, W.C., Bastos-Filho, T.F., Sarcinelli-Filho, M. et al. A Robust Adaptive Path-Following Controller for a Robotic Wheelchair. *Journal of Control, Automation and Electrical Systems*. Volume 24, p. 397, 2013.

CURRAN, K. et al. An Evaluation of Indoor Location Determination Technologies. *Journal of Location Based Services*. Taylor & Francis, volume 5, número 2, 2011.

FREIRE, R. “Como melhorar a precisão do Google Maps no Android”. Disponível em: < <http://www.techtudo.com.br/dicas-e-tutoriais/noticia/2017/04/como-melhorar-precisao-do-google-maps-no-android.html/>>, 2017.

GREWAL, M. S.; ANDREWS, A. P. Kalman Filtering: Theory and Practice with MATLAB. 4. ed. [S.l.]: Wiley-IEEE Press, v. 1, 2014.

HERRERA-MAY, Agustín et al. Recent Advances of MEMS Resonators for Lorentz Force Based Magnetic Field Sensors: Design, Applications and Challenges. *Sensors*, v. 16, n. 9, p. 1359, 2016. Disponível em: <<http://www.mdpi.com/1424-8220/16/9/1359>>.

KAY, M. G. ; LUO, R. C. Global Vision for the control of Free-Ranging AGV Systems. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1993.

KOUMPOUROS, Y. A Systematic Review on Existing Measures for the Subjective Assessment of Rehabilitation and Assistive Robot Devices. *Journal of Healthcare Engineering*, v. 2016, 2016.

LANGFELDER, Giacomo et al. Z-Axis Magnetometers for MEMS Inertial Measurement Units Using an Industrial Process. *Industrial Electronics, IEEE Transactions on*. 60. 3983-3990. 10.1109/TIE.2012.2210958, 2013.

LESSA, H. C. M. “Localização de Cadeira de Rodas Baseada na Fusão de Sinais de Sensores Inerciais e Odometria”, Projeto de Graduação do Curso de

Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo, 2017.

LEWIS, J. R.; SAURO, J., “The factor structure of the system usability scale,” in Lecture Notes in Computer Science, vol. 5619 LNCS, pp. 94–103, 2009.

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

MEIRELLES, F. “26a Pesquisa Anual do Uso de TI,” Fundação Getulio Vargas, 2015.

NASCIMENTO, R. C. A. “Localização de Robôs Móveis em Ambientes Fechados Utilizando Câmeras Montadas no Teto”, Dissertação de Mestrado do Curso de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 2014.

NETO, A. F. et al. Human-Machine Interface based on electro-biological signals for mobile vehicles. IEEE International Symposium on Industrial Electronics. Anais...2006

PEREZ, E. et al. Robust Human Machine Interface Based on Head Movements Applied to Assistive Robotics. The ScientificWorld Journal, 2013.

RODRIGUES, M. L. “Localização em ambientes internos utilizando múltiplas tecnologias sem fio”, Dissertação de Mestrado do Curso de Ciencia da Computação, Universidade Federal de Minas Gerais, 2011.

SCARAMUZZA, D. ; FRAUNDORFER, F. Visual Odometry Part I : The First 30 Years and Fundamentals. IEEE Robotics and Automation Magazine, 2011.

SHIN, S.H., RO, D.H., LEE, O-S. et al. Within-day reliability of shoulder range of motion measurement with a smartphone. Manual Therapy; 17: 298–304, 2012

TOMASI, D. L. “Modelo de calibração para sistemas de odometria robótica”, Dissertação de Mestrado do Curso de Ciência da Computação, Universidade Federal do Paraná, 2016.

TOUSIGNANT-LAFLAMME, Y., BOUTIN, N., DION, A.M., et al. Reliability and

criterion validity of two applications of the iPhone to measure cervical range of motion in healthy participants. J Neuroeng Rehabil.; 10:69-77, 2013.

TORRES, H. Sistemas Embarcados, 2014. Disponível em: <<http://www.embarcados.com.br/sensores-inerciais-parte-1/>>. Acesso em: 22 abril 2018.

## ANEXO A

UFES - CENTRO DE CIÊNCIAS  
DA SAÚDE DA UNIVERSIDADE  
FEDERAL DO ESPÍRITO



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DA EMENDA

**Título da Pesquisa:** Processamento de Sinais Biomédicos (sEMG e EEG) para Controle de Ambiente Inteligente por Pessoas com Deficiência Motora Severa

**Pesquisador:** Mariana Midori Sime

**Área Temática:**

**Versão:** 5

**CAAE:** 39410614.6.0000.5060

**Instituição Proponente:** Centro de Ciências da Saúde

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 2.020.868

#### Apresentação do Projeto:

Segundo o pesquisador responsável " este projeto objetiva avaliar a eficácia do ambiente inteligente para crianças, adolescentes e adultos com deficiências motoras severas. Inicialmente serão realizadas avaliações com protocolos de desempenho e satisfação com o desempenho (COPM) e de definição de metas (GAS). Os sinais biomédicos de cada participante serão definidos, captados e associados a equipamentos eletrônicos de seu interesse. Os sujeitos serão apresentados ao sistema de fácil instalação, treinados para seu uso em ambiente doméstico e reavaliados com os mesmos protocolos iniciais, além de avaliações de satisfação com o uso da TA (QUEST 2.0), alterações psicossociais (PIADS) e usabilidade do sistema (SUS). Espera-se, ao final do estudo, fomentar o conhecimento técnico-científico sobre as tecnologias assistivas direcionadas à maior independência de pessoas com deficiências motoras severas e os fatores associados ao uso de tecnologias assistivas. Além disso, pretende-se patentear o sistema e produzir um manual para o usuário, de forma a tornar acessível à tecnologia desenvolvida.

A presente submissão trata-se de Emenda ao protocolo, na qual os pesquisadores retificam sua metodologia quanto ao tempo de uso do equipamento, pelo participante, passou de 01 mês para 01 semana, redefinido a partir de estudo realizado por Calvo et al. (2008). Foi retirada a fase de

**Endereço:** Av. Marechal Campos 1468

**Bairro:** S/N

**UF:** ES

**Município:** VITORIA

**Telefone:** (27)3335-7211

**CEP:** 29.040-091

**E-mail:** cep.ufes@hotmail.com

Continuação do Parecer: 2.020.868

avaliação follow-up pela dificuldade de manutenção do equipamento na casa do participante. Foi retirado o instrumento Goal Attainment Scale - GAS, dos procedimentos.

**Objetivo da Pesquisa:**

Segundo o pesquisador responsável pela pesquisa, o objetivo Primário é: "Avaliar a eficácia do ambiente inteligente para pessoas com deficiências motoras severas.

Objetivo Secundário:

- Avaliar quais sinais biomédicos são possíveis de uso por parte das pessoas com deficiências motoras severas;
- Avaliação das principais demandas de uso de equipamentos eletrônicos e iluminação das pessoas com deficiências motoras severas, em ambiente doméstico;
- Avaliação do desempenho e da satisfação com o desempenho no controle do ambiente, por parte das pessoas com deficiências motoras severas;
- Avaliação da satisfação com o sistema de ambiente inteligente, por pessoas com deficiências motoras severas;
- Avaliação da usabilidade do ambiente inteligente, por pessoas com deficiências motoras severas;
- Elaboração de um manual para usuários do ambiente inteligente."

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

De acordo com Mariana Midori Sime, os riscos e benefícios do projeto Processamento de Sinais Biomédicos (sEMG e EEG) para Controle de Ambiente Inteligente por Pessoas com Deficiência Motora Severa são:

" Riscos:

- Os sujeitos podem se sentir desconfortáveis ao responderem às avaliações, pois podem perceber que são mais dependentes do que imaginavam.

Para amenizar esse risco, as avaliações serão realizadas de forma individualizada e o pesquisador responsável sempre irá explicar os objetivos do instrumento de avaliação e a influência deles para que os resultados sejam os mais positivos possíveis para o sujeito.

- Os sujeitos podem ficar constrangidos se não conseguirem utilizar os equipamentos de tecnologia assistiva de forma bem-sucedida. Este risco será amenizado buscando-se explicar detalhadamente o modo de uso do equipamento, tanto para o sujeito, quanto para os familiares e através da explicação de que as dificuldades contribuirão para os ajustes que serão realizados nos

**Endereço:** Av. Marechal Campos 1468

**Bairro:** S/N

**CEP:** 29.040-091

**UF:** ES

**Município:** VITORIA

**Telefone:** (27)3335-7211

**E-mail:** cep.ufes@hotmail.com

Continuação do Parecer: 2.020.868

dispositivos, visando um melhor funcionamento.

- Parte do equipamento será instalado em uma mesa, que pode ser acoplada na cadeira de rodas. Os botões ou a própria mesa podem gerar incômodos à pele do sujeito, visto que muitos apresentam alterações de sensibilidade. O sujeito também pode se sentir cansado durante o uso do equipamento. Estes riscos serão minimizados analisando-se a postura de tronco e membros durante o uso do dispositivo e possíveis indícios de cansaço. A partir dessa avaliação serão realizadas as modificações necessárias, antes do uso domiciliar, por parte do usuário.

- Os sujeitos podem se sentir constrangidos pela filmagem e/ou fotografias realizadas durante a pesquisa. Para tanto, o participante será avisado e assinará o TCLE autorizando-as. As filmagens serão realizadas a certa distância, de modo a não interferir no desempenho durante o uso dos equipamentos e caso o participante não autorize, ela não será realizada.

Benefícios:

Espera-se, a partir do desenvolvimento e teste do ambiente inteligente, fomentar o conhecimento técnico-científico sobre as tecnologias assistivas direcionadas à maior independência de crianças, adolescentes e adultos com deficiências motoras severas e os fatores associados ao uso de tecnologias assistivas. Além disso, espera-se que a população possa ter acesso à esta tecnologia, adequada e adaptada às suas necessidades de comunicação e controle de equipamentos eletrônicos. Dessa forma, poderão ser menos dependentes de familiares e cuidadores para estas tarefas."

Os riscos e benefícios estão de acordo com a Res. CNS N° 466/12.

#### **Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

O projeto é de relevância científica e social

#### **Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

No projeto Processamento de Sinais Biomédicos (sEMG e EEG) para Controle de Ambiente Inteligente por Pessoas com Deficiência Motora Severa do pesquisador Mariana Midori Sime constam os seguintes documentos:

- Folha de rosto: apresentada e adequada

**Endereço:** Av. Marechal Campos 1468

**Bairro:** S/N

**UF:** ES

**Telefone:** (27)3335-7211

**Município:** VITORIA

**CEP:** 29.040-091

**E-mail:** cep.ufes@hotmail.com

**UFES - CENTRO DE CIÊNCIAS  
DA SAÚDE DA UNIVERSIDADE  
FEDERAL DO ESPÍRITO**



Continuação do Parecer: 2.020.868

- Projeto detalhado: apresentado
- TCLE: apresentado
- Os questionários e testes foram anexados;
- Termo de Assentimento foi anexado e e adequado;
- Cronograma: apresentado
- Orçamento: apresentado

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

não há pendências

**Considerações Finais a critério do CEP:**

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_884298 E2.pdf	18/03/2017 12:10:57		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_final.pdf	18/03/2017 12:05:03	Mariana Midori Sime	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Termo_assentimento_menor.doc	14/03/2016 09:05:23	Mariana Midori Sime	Aceito
Outros	Carta resposta ao CEP-UFES.pdf	26/02/2015 16:46:49		Aceito
Outros	SUS - A quick and dirty usability scale.pdf	16/12/2014 15:26:11		Aceito
Outros	Questionário PIADS.JPG	16/12/2014 15:23:43		Aceito
Outros	questionario QUEST 2.0.pdf	16/12/2014 15:22:19		Aceito
Outros	COPM-Brasil 2009.pdf	16/12/2014 15:21:19		Aceito
Folha de Rosto	022317.JPG	01/12/2014 17:06:42		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	CEP - Processamento de Sinais Biomédicos -sEMG e EEG- para Controle de Ambiente Inteligente por Pessoas com Deficiência Motora Severa.doc	28/11/2014 13:10:00		Aceito

**Endereço:** Av. Marechal Campos 1468

**Bairro:** S/N

**UF:** ES

**Município:** VITORIA

**Telefone:** (27)3335-7211

**CEP:** 29.040-091

**E-mail:** cep.ufes@hotmail.com



UFES - CENTRO DE CIÊNCIAS  
DA SAÚDE DA UNIVERSIDADE  
FEDERAL DO ESPÍRITO



Continuação do Parecer: 2.020.868

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

VITORIA, 18 de Abril de 2017

---

**Assinado por:**

**Maria Helena Monteiro de Barros Miotto  
(Coordenador)**

**Endereço:** Av. Marechal Campos 1468

**Bairro:** S/N

**UF:** ES

**Município:** VITORIA

**Telefone:** (27)3335-7211

**CEP:** 29.040-091

**E-mail:** cep.ufes@hotmail.com