



UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE ELETRÔNICA E SISTEMAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

MALKI-ÇEDHEQ BENJAMIM CELSO DA SILVA

**TECNOLOGIA ASSISTIVA VESTÍVEL COM FEEDBACK VIBROTÁTIL PARA
AUXÍLIO NA MOBILIDADE DE DEFICIENTES VISUAIS**

Recife
2019

MALKI-ÇEDHEQ BENJAMIM CELSO DA SILVA

**TECNOLOGIA ASSISTIVA VESTÍVEL COM FEEDBACK VIBROTÁTIL PARA
AUXÍLIO NA MOBILIDADE DE DEFICIENTES VISUAIS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de concentração: Eletrônica.

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues.

Recife

2019

Catálogo na fonte
Bibliotecária Margareth Malta, CRB-4 / 1198

S586c	<p>Silva, Malki-Çedheq Benjamim Celso da. Tecnologia assistiva vestível com feedback vibrotátil para auxílio na mobilidade de deficientes visuais / Malki-Çedheq Benjamim Celso da Silva. - 2019. 122 folhas, il., gráfs., tabs.</p> <p>Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues.</p> <p>Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, 2019. Inclui Referências e Apêndices.</p> <p>1. Engenharia Elétrica. 2. Dispositivo vestível. 3. Feedback vibrotátil. 4. Detecção de obstáculos. 5. Tecnologia assistiva. 6. Deficientes visuais. I. Rodrigues, Marco Aurélio Benedetti (Orientador). II. Título.</p> <p style="text-align: right;">UFPE</p> <p>621.3 CDD (22. ed.)</p> <p style="text-align: right;">BCTG/2021-203</p>
-------	-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

MALKI-ÇEDHEQ BENJAMIM CELSO DA SILVA

**TECNOLOGIA ASSISTIVA VESTÍVEL COM FEEDBACK VIBROTÁTIL PARA
AUXÍLIO NA MOBILIDADE DE DEFICIENTES VISUAIS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica. Área de concentração: Eletrônica.

Aprovada em: 17/12/2019.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues (Orientador)
Universidade Federal de Pernambuco

Profª. Dra. Fernanda Maria Ribeiro de Alencar (Examinadora Interna)
Universidade Federal de Pernambuco

Prof. Dr. Diogo Roberto Raposo de Freitas (Examinador Externo)
Universidade de Pernambuco

Profª. Dra. Patrícia Silva Lessa (Examinadora Externa)
Universidade Federal de Pernambuco

Aos meus pais Waldick e Rosilda que,
com muito afeto e apoio,
nunca mediram esforços
para que eu chegasse
até esta etapa da minha vida.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus que permitiu que tudo isso acontecesse, ao longo de minha vida, e não somente nestes anos como universitário, mas que em todos os momentos foi, e é, o maior mentor que alguém pode conhecer.

Aos meus pais Waldick e Rosilda, pelo incentivo e apoio incondicional, que sempre estiveram ao meu lado vibrando em cada conquista.

A minha esposa Mayara pela compreensão, companheirismo e incentivo.

Ao meu orientador Prof. Dr. Marco Aurélio Benedetti Rodrigues, pela oportunidade, confiança e apoio para o desenvolvimento desta pesquisa.

A sra. Maria Eloísa Martins Vieira, técnica administrativa em educação do Centro de Estudos Inclusivos – CEI/UFPE, que ali desempenha um trabalho excelente e propiciou a interação dos voluntários deficientes visuais com esta pesquisa.

Agradeço a todos os professores que me proporcionaram o conhecimento não apenas racional, mas a manifestação do caráter e afetividade da educação no processo de formação profissional, por tanto que se dedicaram a mim, não somente por terem me ensinado, mas pelo sentimento de satisfação ao compartilhar o conhecimento. A palavra mestre, nunca fará jus aos professores dedicados aos quais sem nominar terão meus eternos agradecimentos.

RESUMO

A visão é o sentido primário utilizado pelo ser humano para perceber o ambiente a sua volta, ela nos permite reconhecer formas, cores e padrões, fornecendo rica informação sobre o mundo visível, por isto não é de surpreender que a ausência deste sentido tenha grande impacto sobre a vida de um indivíduo. A deficiência visual pode ser congênita ou adquirida, e classificada como baixa visão ou cegueira, em ambos os casos o indivíduo está sujeito a dificuldades diárias, como na capacidade de reconhecer objetos e pessoas, que implicam em insegurança e problemas de mobilidade. Diversas tecnologias assistivas têm sido desenvolvidas ao longo dos anos (bengalas, cães-guia e dispositivos eletrônicos que auxiliam na mobilidade) com o intuito de contribuir para a integração do deficiente visual a sociedade, lhe garantindo mais independência. O presente estudo aborda a utilização de sistema de ecolocalização para a detecção de obstáculos, que fornece a um microcontrolador informações que permitem determinar a distância entre os obstáculos e o utilizador do dispositivo desenvolvido. Além disso, fornecer ao usuário um *feedback* tátil e auditivo relativo a essa distância, possibilitando-o perceber a aproximação de objetos ou seres vivos mesmo sem a capacidade de interpretar sinais visuais. O trabalho compreende o projeto dos acessórios vestíveis, impressos em impressora 3D, construção de *hardware* com base no microcontrolador de 16bits MSP430G2553 e implementação de *firmware* em linguagem C. A meta é utilizar tecnologias bem consolidadas no âmbito da navegação assistida, combinando-as de forma a se obter um sistema eficaz, de baixo-custo e fácil uso. Para essa finalidade foi desenvolvido o protocolo do experimento e executado por voluntários deficientes visuais, com aprovação do comitê de ética para estudos com seres humanos (CAEE: 09844219.9.0000.5208), a fim avaliar a usabilidade e validar o protótipo. A validação do equipamento foi feita através da análise estatística dos resultados obtidos dos questionários aplicados aos voluntários submetidos aos experimentos. Pelos quais, constatou-se que 83,33% dos participantes afirmaram estar ao menos satisfeitos com a assistência a mobilidade fornecida pelo protótipo, e 66,67% mostraram-se ao menos satisfeitos com a confiança na mobilidade promovida pelo sistema de navegação assistida desenvolvido, já na primeira utilização do equipamento.

Palavras-chave: dispositivo vestível; feedback vibrotátil; detecção de obstáculos; tecnologia assistiva; deficientes visuais.

ABSTRACT

Vision is the primary sense used by the human being to perceive the environment around him, it allows us to recognize forms, colors and patterns, providing rich information about the visible world, so it is not surprising that the absence of this sense has a great impact about the life of an individual. Visual impairment may be congenital or acquired, and classified as low vision or blindness, in both cases the individual is subject to daily difficulties, such as the ability to recognize objects and people, which imply insecurity and mobility problems. Several assistive technologies have been developed over the years (walking sticks, guide dogs and electronic devices that aid in mobility) with the aim of contributing to the integration of the visually impaired into society, guaranteeing more independence. The present study addresses the use of an echolocation system for obstacle detection, which provides a microcontroller with information that allows the determination of the distance between obstacles and the user of the developing device. In addition, provide the user tactile and auditory feedback relative to this distance, enabling him to perceive the approach of objects or living beings even without the ability to interpret visual signals. The work includes the design of wearable accessories, printed in 3D printer, hardware construction based on the MSP430G2553 8-bit microcontroller and firmware implementation in C language. The goal is to use well-consolidated technologies in the field of assisted navigation, combining them in a way to achieve an effective, low-cost and user-friendly system. The protocol of the experiment was developed than executed by visually impaired volunteers, with the approval of the ethics committee for human studies (CAEE: 09844219.9.0000.5208), in order to evaluate the usability and validate the prototype. The validation of the equipment was made through the statistical analysis of the results obtained from the questionnaires applied to the volunteers submitted to the experiments. For which, it was found that 83.33% of participants said they were at least satisfied with the mobility assistance provided by the prototype, and 66.67% were at least satisfied with the confidence in mobility promoted by the developed assisted navigation system, when first using the equipment.

Keywords: wearable device; vibrotactile feedback; obstacle detection; assistive technology; visually impaired.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Estatística do IBGE da distribuição em milhares de deficientes visuais no Brasil em 2010.	20
Figura 2 – Estatística da OMS da distribuição em milhares de deficientes visuais no mundo em 2014.	20
Figura 3 – Ilustração da percepção visual de indivíduos com baixa visão, com diferentes severidades, comparada a visão perfeita.....	24
Figura 4 – Fluxograma do procedimento de seleção de estudos na busca nas bases.....	35
Figura 5 – Gráfico de distribuição da origem dos estudos na busca inicial nas bases.	36
Figura 6 – Diagrama de blocos simplificado do sistema proposto.....	47
Figura 7 – Posicionamento dos módulos transdutores no corpo.	48
Figura 8 – Arquitetura do microcontrolador da família MSP430x2xx.	49
Figura 9 – Pinagem do MSP430G2553 com 28 pinos, encapsulamento TSSOP.	50
Figura 10 – Módulo sensor ultrassônico HC-SR04.....	50
Figura 11 – Forma onda dos sinais de disparo, eco e rajadas ultrassônicas do transdutor.	52
Figura 12 – Módulo de comunicação sem fio nRF24L01+.....	53
Figura 13 – Disposição os terminais do módulo nRF24L01+.....	53
Figura 14 – Módulo nRF24L012+ PRX operando como multiceiver.....	55
Figura 15 – Motor de vibração modelo C1027B001D.....	56
Figura 16 – Diagrama esquemático do circuito de controle do atuador.....	57
Figura 17 – Operação corte/saturação do MOSFET.	57
Figura 18 – Layout 3D do circuito de controle do atuador.	59
Figura 19 – Módulo reproduzidor de áudio DFPLAYER.....	60
Figura 20 – Pinagem do módulo reproduzidor de áudio DFPlayer Mini.....	60
Figura 21 – Detalhe de um cartão microSD.	61
Figura 22 – Visualização do sistema de arquivos e capacidade de armazenamento de um cartão microSD, print screen da aplicação Windows Explorer no sistema operacional Windows 10.....	62
Figura 23 – Formatação do cartão microSD, print screen da aplicação Windows Explorer no sistema operacional Windows 10.	63
Figura 24 – Nomeação das pastas no cartão microSD, print screen da aplicação Windows Explorer no sistema operacional Windows 10.	63

Figura 25 – Nomeação dos arquivos de áudio no cartão microSD, print screen da aplicação Windows Explorer no sistema operacional Windows 10.....	64
Figura 26 – Diagrama de blocos detalhado dos módulos periféricos.	67
Figura 27 – Diagrama de blocos detalhado do módulo central.	68
Figura 28 – Posicionamento do módulo central sobre uma superfície plana, simulando obstáculo a mínima distância para verificação da autonomia da bateria.....	70
Figura 29 – Circuito esquemático da placa principal dos módulos.	70
Figura 30 – Layout da placa principal dos módulos.	71
Figura 31 – Em vermelho, rotas para impressão a laser.....	71
Figura 32 – Impressão a laser finalizada, observa-se a remoção do esmalte e o desenho perfeito das rotas.....	72
Figura 33 – Placa matriz após limpeza com água para remoção de resíduos.	72
Figura 34 – Placa matriz após descansar submersa numa solução de percloro de ferro.....	73
Figura 35 – Placa matriz após limpeza com acetona para remoção do esmalte.....	73
Figura 36 – Placa principais dos módulos após corte da placa matriz finalizada.	74
Figura 37 – Teste de continuidade das trilhas e verificação possíveis curtos-circuitos nas placas confeccionadas.....	74
Figura 38 – Processo de estanho das trilhas e ilhas da placa confeccionada.	75
Figura 39 – Soldagem dos componentes na placa principal dos módulos.....	75
Figura 40 – Projeto no OnShape do invólucro para os módulos periféricos.....	76
Figura 41 – Projeto no OnShape do invólucro para o módulo central.....	76
Figura 42 – Projeto no OnShape da tampa do módulo periférico do braço direito.....	77
Figura 43 – Projeto no OnShape do invólucro para o carregador de baterias TP4056.	78
Figura 44 – Carregador das baterias dos módulos: (a) quanto não conectado ao módulo; (b) enquanto carregando o módulo.	78
Figura 45 – Apresentação dos módulos central e periféricos após finalizada a prototipação e confecção dos invólucros.....	79
Figura 46 – Fluxograma da operação do módulo central.....	81
Figura 47 – Fluxograma da operação dos módulos periféricos.	82
Figura 48 – Fluxograma da rotina de leitura de distância executada pela UCP com o sensor HC-SR04.	84
Figura 49 – Gráfico de intensidade relativa da vibração, representado através do ciclo de trabalho do PWM, versus a faixa de distâncias em centímetros.	85

Figura 50 – Fluxograma do ajuste do PWM de controle de comutação do circuito de controle do atuador baseado na faixa de distância do obstáculo detectado.	86
Figura 51 – Comunicação sem fio entre os módulos periféricos e o módulo central através do nRF24L01+, onde cada módulo periférico envia sua identificação e a distância lida pelo sensor ultrassônico para o endereço do <i>pipe</i> específico no módulo central.	87
Figura 52 Fluxograma do procedimento config_nRF24L01 do módulo central.	88
Figura 53 – Fluxograma do procedimento de tratamento de solicitações nRF no módulo central.	89
Figura 54 – Fluxograma do procedimento config_nRF24L01 do módulo periférico do braço direito.	90
Figura 55 – Fluxograma do procedimento de tratamento de solicitações nRF nos módulos periféricos.	91
Figura 56 – Fluxograma da função de verificação do módulo que apresenta menor distância em relação a obstáculos.	93
Figura 57 – Fluxograma do procedimento de tratamento do mp3 player e o método de seleção do áudio apropriado de acordo com a detecção de obstáculos pelos módulos.	95
Figura 58 – Voluntários vestidos com o protótipo.	97
Figura 59 – Delimitação do percurso para execução da caminhada pelo voluntário do experimento.	98
Figura 60 – Posicionamento dos obstáculos no percurso e do voluntário no ponto de partida.	99
Figura 61 – Diagrama de posicionamento da câmera para captura de vídeo das sessões dos experimentos realizados com voluntários.	100
Figura 62 – Respostas para o questionário de usabilidade através da escala Likert.	100
Figura 63 – Gráfico de distribuição das idades dos voluntários.	102
Figura 64 – Gráfico de distribuição dos entrevistados que afirmam, respondendo a questão 9 do APÊNDICE A, que ao menos ocasionalmente chocam determinada parte do corpo contra obstáculos, diariamente.	103
Figura 65 – Gráfico de avaliação geral da satisfação dos voluntários através das questões do questionário de usabilidade do protótipo, onde Q1B à Q5B são respectivamente Questão 1 do Apêndice B à Questão 5 do Apêndice B.	105
Figura 66 – Gráfico comparativo da avaliação de satisfação dos voluntários relativo as dimensões do protótipo, Q1B - Questão 1 do Apêndice B, levando em consideração as características dos voluntários.	107

Figura 67 – Gráfico comparativo da avaliação de satisfação dos voluntários relativo ao peso do protótipo, Q2B - Questão 2 do Apêndice B, levando em consideração as características dos voluntários.	108
Figura 68 – Gráfico comparativo da avaliação de satisfação dos voluntários relativo à intensidade do feedback vibrotátil fornecido pelo protótipo, Q3B - Questão 3 do Apêndice B, levando em consideração as características dos voluntários.	109
Figura 69 – Gráfico comparativo da avaliação de satisfação dos voluntários relativo à assistência a mobilidade fornecido pelo protótipo, Q4B - Questão 4 do Apêndice B, levando em consideração as características dos voluntários.	110
Figura 70 – Gráfico comparativo da avaliação de satisfação dos voluntários relativo à confiança na mobilidade ao utilizar o protótipo, Q5B - Questão 5 do Apêndice B, levando em consideração as características dos voluntários.	111

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Termos de busca nas bases	32
Tabela 2 – <i>strings</i> utilizadas na busca nas bases.....	33
Tabela 3 – Descrição dos critérios para avaliação da qualidade para seleção.	37
Tabela 4 – Características extraídas dos artigos durante o processo de extração de dados. ...	38
Tabela 5 – Classificação dos artigos selecionados pelo o estudo. (continua).....	38
Tabela 6 – Classificação dos artigos selecionados pelo o estudo. (conclusão).....	39
Tabela 7 – Extração de dados dos estudos. (continua).....	43
Tabela 8 – Extração de dados dos estudos. (continua).....	44
Tabela 9 – Extração de dados dos estudos. (conclusão).....	45
Tabela 10 – Especificações técnicas do sensor HC-SR04	51
Tabela 11 – Consumo de corrente do nRF24L01+ de acordo com a potência de transmissão.	54
Tabela 12 – Características do motor de vibração C1027B001D	56
Tabela 13 – Descrição do protocolo de comunicação serial do módulo DFPlayer.....	65
Tabela 14 – Intervalos de detecção de obstáculos para feedback auditivo.	68
Tabela 15 – Audiodescrição dos possíveis áudios executáveis pelo módulo central.....	69
Tabela 16 – Orçamento estimado do projeto.	80
Tabela 17 – Características dos voluntários obtidas do questionário de avaliação pré-teste.	101
Tabela 18 – Características equiprováveis extraídas dos questionários de avaliação pré-teste dos voluntários.....	105

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LiDAR	Light Detection And Ranging
IR	Infrared
LED	Light Diode Emitter
TOF	Time-of-Flight
GPS	Global Positioning System
SPI	Serial Peripheral Interface
PC	Inter-Integrated Circuit
IrDA	Infrared Data Association
PWM	Pulse Width Modulation
UART	Universal Asynchronous Receiver/Transmitter
UCP	Unidade Central de Processamento
TSSOP	Thin Small-Outline Packages
LPM	Low Power Mode
nRF	nRF24L01+
CE	Chip Enable
CS	Chip Select
SCK	SPI Clock
MOSI	SPI Slave Data Input
MISO	SPI Slave Data Output
IRQ	Interrupt Request
PRX	Primary receiver
PTX	Primary transmitter
ISM	Industrial, Scientific and Medical Radio Band
ACK	Acknowledgment
LiPO	Polímero de Lítio
USB	Universal Serial Bus
DC	Direct Current
CCS	Code Composer Studio
Q1B	Questão 1 do Apêndice B
Q2B	Questão 2 do Apêndice B
Q3B	Questão 3 do Apêndice B
Q4B	Questão 4 do Apêndice B

Q5B

Questão 5 do Apêndice B

LISTA DE SÍMBOLOS

Hz	Hertz
R	resistor
C	capacitor
L	indutor
rpm	rotações por minuto
T	período
V	Volt
λ	comprimento de onda
μ	micro
G	giga
M	mega
m	mili
k	quilo
p	pico
A	Ampér
kbps	quilo-bit por segundo
dBm	decibel miliwatt
W	Watts
s	segundos
mAh	mili-amper-hora
ρ	coeficiente de correlação de Person
KB	quilo-byte

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	20
1.1	OBJETIVOS DO TRABALHO	21
1.1.1	Objetivos específicos	21
1.2	ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO.....	22
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	23
2.1	DEFICIÊNCIA VISUAL.....	23
2.1.1	Cegueira.....	23
2.1.2	Baixa visão.....	23
2.1.3	Tecnologias Assistivas	24
2.2	NAVEGAÇÃO ASSISTIDA	25
2.2.1	Sensores de obstáculos.....	25
2.2.1.1	LiDAR.....	25
2.2.1.2	Infravermelho	26
2.2.1.3	Ultrassônico.....	27
2.2.2	Tipos de Feedback	28
2.2.2.1	Auditivo.....	28
2.2.2.2	Tátil	29
2.3	DISPOSITIVOS VESTÍVEIS	30
2.3.1	Feedback Vibrotátil.....	30
3	REVISÃO SISTEMÁTICA DA LITERATURA.....	31
3.1	ESCOPO	31
3.2	QUESTÕES DE PESQUISA	31
3.3	BASES DE DADOS.....	31
3.3.1	Termos de Busca	32
3.3.2	String Genérica de Busca.....	32
3.3.3	Critério de inclusão.....	33
3.3.4	Crítérios de exclusão.....	34
3.3.5	Procedimentos de Seleção dos Estudos.....	34
3.3.6	Avaliação da Qualidade	36
3.4	EXTRAÇÃO DE DADOS	37
3.5	RESULTADOS	38
3.6	PROPOSTA DE SOLUÇÃO.....	46

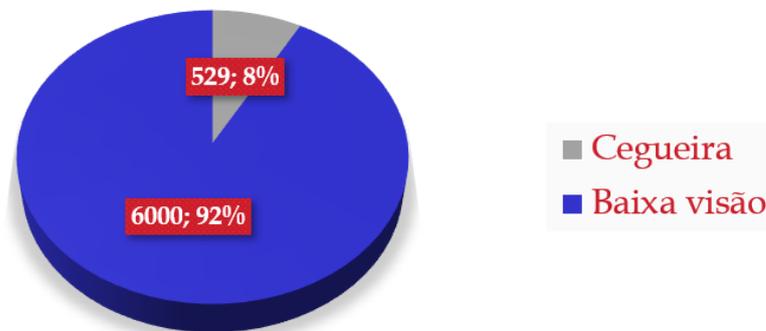
4	METODOLOGIA.....	47
4.1	HARDWARE	47
4.1.1	Unidade Central de Processamento	48
4.1.2	Detecção de Obstáculos	50
4.1.3	Comunicação Sem Fio	52
4.1.4	Feedback Vibrotátil	55
4.1.5	Feedback Auditivo	59
4.1.6	Módulos Periféricos	65
4.1.7	Módulo Central.....	67
4.1.8	Prototipação	70
4.1.9	Desenvolvimento dos Invólucros	75
4.1.10	Orçamento do Projeto	79
4.2	FIRMWARE.....	80
4.2.1	Ambiente de Desenvolvimento.....	80
4.2.2	Módulo Central.....	81
4.2.3	Módulos Periféricos	82
4.2.4	Cálculo de Distância	82
4.2.5	Acionamento de Atuadores	84
4.2.6	Comunicação entre Módulos	86
4.2.7	Tratamento do Reprodutor de Áudio.....	91
4.3	COLETA DE DADOS	96
4.3.1	Recrutamento	96
4.3.1.1	Critério para tamanho da amostra	96
4.3.1.2	Critério de inclusão	96
4.3.1.3	Critério de exclusão.....	96
4.3.2	Protocolo de coleta de dados.....	97
4.3.3	Forma de coleta dos dados	99
4.3.4	Caracterização dos voluntários	101
5	RESULTADOS	104
6	DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	112
7	CONCLUSÕES.....	114
7.1	TRABALHOS FUTUROS	115
	REFERÊNCIAS	116
	APÊNDICE A - QUESTIONÁRIO DE AVALIAÇÃO PRÉ-TESTE	120

APÊNDICE B - QUESTIONÁRIO DE AVALIAÇÃO DE USABILIDADE122

1 INTRODUÇÃO

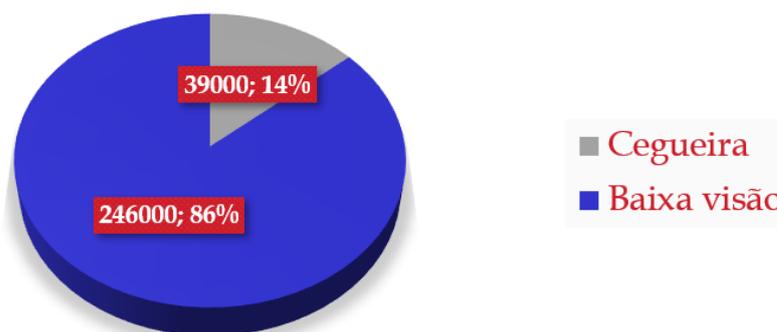
Segundo o censo realizado pelo IBGE em 2010 (IBGE, 2017), Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, cerca de 529 mil pessoas no Brasil têm perda total da visão e mais de 6 milhões possuem baixa visão ou visão subnormal, ver Figura 1. Ao comparar com o cenário global as estatísticas são ainda mais impactantes, de acordo com dados de 2014 da OMS (WHO, 2017), Organização Mundial da Saúde, aproximadamente 39 milhões de pessoas têm perda total da visão, enquanto 246 milhões possuem baixa visão em todo o mundo, ver Figura 2.

Figura 1 – Estatística do IBGE da distribuição em milhares de deficientes visuais no Brasil em 2010.



Fonte: Adaptado de IBGE, 2017.

Figura 2 – Estatística da OMS da distribuição em milhares de deficientes visuais no mundo em 2014.



Fonte: Adaptado de WHO, 2017.

Os deficientes visuais com perda de visão total tentam levar uma vida normal, muitas vezes, auxiliados por cães guia (RIEDERLE, 1999), bengalas que dão ao indivíduo uma noção do espaço a sua volta, e nas últimas décadas pesquisas são desenvolvidas no âmbito de fornecer, ao indivíduo, mais informação do ambiente que o rodeia, como proximidade de objetos, através de sensores eletrônicos (SHOVAL et al., 2003).

Os deficientes visuais enfrentam diariamente uma verdadeira batalha num ambiente projetado para pessoas sem deficiência, isso significa que eles continuamente lutam para quebrar a barreira erguida pela ausência da capacidade de interpretar estímulos visuais. O propósito deste estudo é o desenvolvimento de um sistema eletrônico vestível capaz de fornecer um *feedback* tátil, através de atuadores vibracionais, ao indivíduo deficiente visual indicando a proximidade de obstáculos sejam objetos ou pessoas, além disso um *feedback* auditivo para informar o quão próximo está o obstáculo. Um sistema embarcado foi projetado com o intuito de realizar o processamento e comunicação da informação proveniente de sensores, controle e acionamento atuadores, este último sendo responsável pelo *feedback* vibrotátil sob a pele do indivíduo.

Diversos trabalhos (CARDIN et al., 2006; PATIL et al., 2018; XIAO et al., 2015) apontam o uso de assistente de navegação, por deficientes visuais, como uma abordagem que tende a apresentar melhoria na mobilidade destes indivíduos.

1.1 OBJETIVOS DO TRABALHO

Desenvolver um sistema eletrônico vestível, de baixo custo e com comunicação sem fio, que forneça ao deficiente visual um *feedback* tátil e um auditivo relativo a distância entre o indivíduo e obstáculos.

1.1.1 Objetivos específicos

Os objetivos específicos deste trabalho estão enumerados a seguir:

- a) Especificar os requisitos de *hardware* necessários para o desenvolvimento do protótipo de dispositivo de navegação assistida proposto;
- b) Desenvolver o protótipo de *hardware*, ou seja, elaboração de circuitos esquemáticos, *layout*, prototipação e montagem do dispositivo composto de sensores, atuadores, unidade de processamento e módulos de comunicação;
- c) Implementar *firmware* para geração de sinal modulado por largura de pulso com ciclo de trabalho modificado dinamicamente, gerir a comunicação sem fio entre módulos do projeto, calcular a distância entre obstáculos ao realizar a leitura do sensor ultrassônico, identificar o módulo que representa menor distância em relação a obstáculos, e controle do módulo reproduzidor de áudio;
- d) Modelar invólucro para os módulos que compõe o protótipo, em 3D com auxílio de *software* dedicado (OnShape);

- e) Imprimir os invólucros, modelados em 3D no OnShape, em uma impressora 3D utilizando material PLA para isolar a parte elétrica do contato com o usuário, proteger o circuito elétrico e os componentes do sistema, além de fornecer as condições necessárias para utilização do dispositivo como vestível;
- f) Elaborar um protocolo de validação para o protótipo, afim de padronizar o experimento realizado pelos voluntários deficientes visuais;
- g) Validar o sistema desenvolvido através questionários e entrevistas sobre a usabilidade do protótipo mediante experimento com voluntários deficientes visuais ao executarem o protocolo proposto.

1.2 ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO

Esta dissertação seguirá o seguinte escopo:

No segundo capítulo será apresentada a fundamentação teórica de conceitos relevantes que serão utilizados durante o desenvolvimento prático, principalmente sobre a deficiência visual e tecnologias assistivas.

No terceiro capítulo será apresentada a revisão sistemática da literatura contendo ricas informações sobre os estudos de técnicas de navegação assistida para pessoas deficientes visuais.

No quarto capítulo será apresentada a metodologia destacando a construção e descrição do *hardware* e *firmware* e detalhamento do protocolo para a coleta dos dados para avaliação do sistema proposto.

O quinto capítulo apresentará os resultados obtidos dos testes realizados com voluntários, segundo o protocolo do experimento.

O sexto capítulo trará a análise e discussão dos resultados.

Por fim, o sétimo capítulo tratará das conclusões pertinentes ao projeto juntamente com as sugestões para trabalhos futuros.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Nesta sessão são tratados os aspectos teóricos importantes e utilizados no desenvolvimento do presente trabalho, tal como: deficiência visual, tecnologias assistivas, sensores de obstáculos e métodos de *feedback* para o deficiente visual.

2.1 DEFICIÊNCIA VISUAL

A visão é o principal canal sensorial que relaciona o indivíduo com o ambiente e lhe permite compreendê-lo. Assim como a audição, a visão capta informações do ambiente a curta e longa distância e permite organizar estas informações no cérebro. O desenvolvimento das funcionalidades da visão se dá nos primeiros anos de vida e é um processo inconsciente. Os graus de visão vão desde a cegueira até a visão perfeita. O termo “deficiente visual” refere-se ao espectro que abrange a cegueira até baixa visão. Entre os extremos da capacidade visual existem patologias como miopia e hipermetropia, que não implicam necessariamente em deficiência visual pois há tratamento quando identificado precocemente (GIL, 2000).

2.1.1 Cegueira

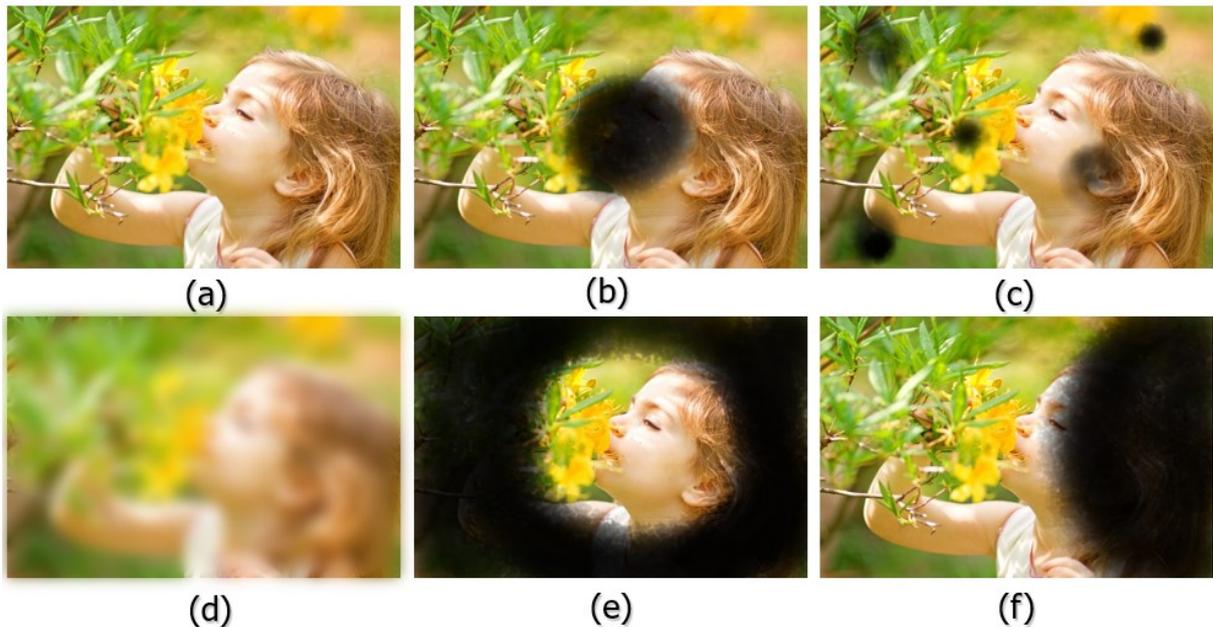
A cegueira, ou perda total da visão, pode ser adquirida (decorrente de uma doença ou acidade após o nascimento) ou congênita (o indivíduo nasce com a deficiência). A pessoa que nasce com a visão perfeita e perde mais tarde, possui memórias visuais e consegue lembrar de imagens e cores, o que auxilia sua readaptação. Já aquele que nasce incapaz de interpretar estímulos visuais jamais poderá formar uma memória visual ou possuir memórias visuais o que torna completamente diferente sua adaptação ao mundo. O impacto da deficiência visual, seja ela congênita ou adquirida, sobre o desenvolvimento pessoal varia de pessoa para pessoa. E depende de diversos fatores como a idade em que ocorreu a perda da visão, o grau da deficiência, o apoio familiar, a personalidade do indivíduo, entre outros. Além da perda de percepção de estímulos visuais, a cegueira adquirida provoca perda de habilidades básicas como mobilidade e na qualidade de execução de tarefas cotidianas; que por sua vez podem gerar problemas emocionais a pessoa (GIL, 2000).

2.1.2 Baixa visão

A baixa visão, ou visão subnormal, pode ser definida como a incapacidade de enxergar com clareza à curta distância, três metros, à luz do dia, ou seja, o deficiente visual conserva resíduos de visão, conforme ilustrado na Figura 3. No passado, estes indivíduos eram tratados

como cegos e aprendiam a ler e escrever em braile. Atualmente, os especialistas trabalham para aproveitar o potencial da visão residual. Usando auxílios ópticos o deficiente visual com baixa visão é capaz de distinguir vultos, a claridade, ou obstáculos a curta distância. A percepção visual é embaçada, reduzida ou restrita a um campo visual (GIL, 2000).

Figura 3 – Ilustração da percepção visual de indivíduos com baixa visão, com diferentes severidades, comparada a visão perfeita.



Fonte: Adaptado de Sampaio et al., 2010.

a) visão perfeita; b) mancha negra no centro do campo visual; c) mancha negra de extensão e intensidade variável; d) diminuição difusa da resolução da imagem; e) encolhimento do campo visual periférico geral; f) encolhimento do campo visual em um quadrante.

2.1.3 Tecnologias Assistivas

A regra fundamental para tecnologias assistivas é a utilização de algum dispositivo que sirva para facilitar a integração social e participação das pessoas com deficiência física, sensorial, de comunicação e cognitiva (FEDERICI e SCHERER, 2012). As tecnologias assistivas tem sido uma força para igualdade das pessoas deficientes. Com as ferramentas adequadas, pessoas com num amplo espectro de impedimentos visuais tem tido a oportunidade a educação, emprego, e melhor qualidade de vida (MANDUCHI e KURNIAWAN, 2013).

Atualmente existem cinco sistemas básicos para ajudar o deficiente visual a se deslocar em ambientes simples e complexos. São eles: o guia humano, a bengala, o cão guia, dispositivos eletrônicos de navegação assistida, e dispositivos eletrônicos de orientação auxiliada (JACOBSON, 2013).

2.2 NAVEGAÇÃO ASSISTIDA

Diversas soluções têm sido desenvolvidas para auxiliar deficientes visuais a realizar atividades cotidianas e tarefas de mobilidade (ANDO e GRAZIANI, 2009; VELÁZQUEZ, 2010; ALADREN et al., 2016), Estes sistemas utilizam sensores de obstáculos que captam e traduzem a proximidade com objetos ou pessoas em *feedback* tátil ou auditivo, possibilitando ao usuário uma maior percepção espacial. Dispositivos de navegação assistida exploram as tecnologias disponíveis a fim de melhorar a mobilidade de deficientes visuais. Neste trabalho será abordado somente a detecção de obstáculos evitando a área de reconhecimento de obstáculos por ser uma abordagem totalmente diferente e não é o foco do presente trabalho.

2.2.1 Sensores de obstáculos

O primeiro dispositivo de tecnologia assistiva para auxiliar deficientes visuais foi a bengala, criada em meados da década de 50, que permite a detecção de obstáculos muito próximos ao usuário pois depende do comprimento da bengala, cerca de um metro. Além disso, requer uma reação instantânea do utilizador ao encontrar um obstáculo. Subsequentemente um grande número de dispositivos eletrônicos foram desenvolvidos, a maioria utilizando a transmissão de uma onda de energia (sonora ou radiação infravermelho - IR) e a recepção da mesma onda refletida, produzida pela reflexão da onda no objeto detectado (ANDO e GRAZIANI, 2009).

2.2.1.1 LiDAR

O diodo laser é empregado ao dispositivo LiDAR, do inglês *Light Detection And Ranging*, com finalidade de detecção de obstáculos. Sua operação consiste na emissão de pulsos de radiação no espectro infravermelho e potência acima de 1W, além disso possui longo alcance, superior a 3m. O dispositivo consiste de duas lentes, uma para emissão de pulsos em períodos de curta duração, cerca de 150ps (O'KEEFFE et al., 2018), e outra para detecção da onda refletida. A detecção é determinada criando um histograma da radiação verificada pelo sensor óptico receptor, o pico de energia indica a parcela refletida do pulso

emitido. Então calcula-se a distância a partir do intervalo de tempo entre o pulso emitido e o pulso detectado, segundo a equação 1,

$$d = v \times \frac{\Delta t}{2} \quad (1)$$

onde v é a velocidade de propagação do pulso.

O'KEEFFE et al. (2018), desenvolveram um sistema para detecção de obstáculos para uso por deficientes visuais empregando sensor LiDAR com comprimento de onda de 905nm e alcance máximo de 25m. Entretanto o sistema apresentado é portátil, anexado a bengala, pesa 200 g e utiliza apenas *feedback* auditivo.

TON et al. (2018), desenvolveram um sistema para fornecer percepção espacial a deficientes visuais utilizando para detecção de obstáculos um sensor LiDAR com alcance de 4,1 m e comprimento de onda de 785 nm. Porém o dispositivo proposto é vestível, anexado ao peitoral do usuário, e faz a varredura de 180° a frente do mesmo através de um motor de passo. O equipamento pesa 170 g e possui apenas *feedback* auditivo, além de levar um tempo total de 13 segundos para realizar a varredura completa de 180° a frente do utilizador, ocasionando um longo tempo de resposta quanto a detecção de obstáculos.

2.2.1.2 Infravermelho

O dispositivo inclui um LED IR e um fotodiodo. O LED, do inglês *Light Diode Emitter*, emite um trem de pulsos que ao atingirem o obstáculo tem uma parcela da radiação refletida que é detectada pelo fotodiodo. A superfície sensível do fotodiodo deve ser disposta próxima ao LED emissor e perpendicular ao eixo do feixe de emitido (VILLANUEVA e FARCY, 2012).

Quando há pouca incidência de luz solar no ambiente, pode-se realizar a detecção de obstáculos utilizando sensores baseados em diodos emissores IR de baixa potência e a detecção através de fotodiodos (PRATTICO et al., 2013; DHOD et al., 2017). Isto ocorre devido a parcela de radiação infravermelha emitida pelo Sol que acaba sendo captada pelo fotodiodo e resulta em erro na medição de distância, uma vez que a onda detectada não corresponde a parcela refletida da emissão feita pelo diodo emissor IR.

ANDO e GRAZIANI (2009), desenvolveram um sistema eletrônico utilizando múltiplos sensores IR a fim de fornecer ao usuário informação sobre obstáculos em seu caminho. Neste estudo foram utilizados diodos emissores HSDL4230, com comprimento de

onda de 875 nm e alcance de até 250 cm, e receptor SFH203FA com faixa espectral entre 800 nm e 1100 nm. A principal vantagem deste sistema é o baixo custo, em contrapartida apresenta um tempo de resposta de 1 segundo, além disto, os sensores IR não são adequados para utilização em ambientes com grande incidência de luz solar.

VILLANUEVA e FARCY (2012), desenvolveram um sistema eletrônico chamado “Tom Pouce I” que utiliza um LED IR com comprimento de onda central de 950 nm e determina a distância entre o usuário e obstáculos em até 6 m, permitindo encontrar um caminho livre para locomoção. Entretanto o dispositivo é portátil, pode ser anexado a uma bengala, e fornece apenas *feedback* vibrotátil pontual sempre que detecta obstáculos a frente.

PRATTICO et al. (2013), desenvolveram um sistema eletrônico híbrido utilizando sensor infravermelho e ultrassônico para detecção de obstáculos. O sensor IR empregado neste estudo foi o dispositivo comercial Sharp-GP2Y0A02YK, com alcance de 150 cm e comprimento de onda central de 850 nm. O equipamento utiliza apenas *feedback* vibrotátil, nos pés esquerdo e direito do usuário, além disso o dispositivo é vestível em formato de cinto, porém as interconexões com os atuadores são realizadas através de fios que tendem a reduzir a mobilidade do utilizador. Entretanto a bateria de 9 V com capacidade carga de 1200mAh utilizada no protótipo, garante uma autonomia de 10 horas, em contrapartida seu uso aumenta as dimensões do protótipo, que é de aproximadamente 10x10 cm.

DHOD et al. (2017), desenvolveram um sistema de navegação assistida onde a detecção de obstáculos é realizada por dois sensores IR comerciais, Sharp-GP2Y0A02YK, montados sobre um motor de passo associado a uma bengala e fornecendo *feedback* auditivo. Os sensores realizam a varredura num ângulo de 120° à medida que o motor varia de posição. No caso de detecção, o motor de passo é parado e o controlador do sistema decodifica a posição do motor e a direção que apontam os sensores IR (direita, esquerda ou frontal). Todavia o dispositivo é portátil, anexado a uma bengala, e apresenta apenas *feedback* auditivo além do atraso na resposta devido a varredura realiza pelos sensores.

2.2.1.3 Ultrassônico

Sensores ultrassônicos operam com princípio similar ao radar ou sonar, detectando obstáculos através do eco de uma onda de rádio ou onda sonora, respectivamente. Ele produz ondas sonoras de alta frequência e avalia o tempo do eco detectado pelo receptor (BHATLAWANDE et al., 2012). O sensor ultrassônico utiliza transformação eletromecânica

para recuperar a distância entre o sensor e o obstáculo detectado. Ele transmite e recebe sinais ultrassônicos, estes são gerados em pulsos de alta frequência e curta duração em intervalos regulares que se propagam através do ar. Se um pulso colide com um obstáculo, ele retorna como eco e este sinal é captado pelo receptor do sensor, uma unidade de controle estima a distância entre o sensor e obstáculo (RAMADHAN, 2018), através da equação 1, onde V é a velocidade de propagação do som no ar, aproximadamente 340 m/s.

KUMAR et al. (2014), desenvolveram uma bengala que utiliza três sensores ultrassônicos, a fim de detectar obstáculos em três níveis diferentes de altura em relação ao solo, para auxiliar a mobilidade de pessoas deficientes visuais. Contudo o sistema é portátil, montado em uma bengala, e apresenta apenas *feedback* auditivo.

BAI et al. (2018), desenvolveram um sistema eletrônico para navegação assistida em ambientes internos utilizando uma câmera de profundidade (RGB-D) e algoritmo para detecção de obstáculos, entretanto a câmera apresentou erros quanto a detecção de objetos transparente, como vidro. Para compensar esta limitação foi empregado um sensor de obstáculos ultrassônico. O sistema é montado em óculos e oferece ao usuário apenas *feedback* auditivo, relativo à rota livre de obstáculos dentro do ambiente interno. Além disso, a utilização de câmeras RGB-D eleva o custo do projeto.

2.2.2 Tipos de Feedback

Uma importante característica ao se utilizar dispositivos de navegação assistida é forma que deficiente visual obterá informações sobre ambiente a sua volta. Afinal estes indivíduos perderam total ou parcialmente a capacidade de interpretar estímulos visuais, sendo assim o sistema proposto para auxiliar a mobilidade destas pessoas deve prover esta necessidade. A seguir discute-se duas formas de comunicar informações do ambiente, como proximidade de obstáculos, a deficientes visuais.

2.2.2.1 Auditivo

O *feedback* auditivo, ou sonoro, é uma forma de dispositivos de navegação assistida fornecerem ao usuário alertas relativos a aproximação de obstáculos, em outros casos permite informar a geolocalização do utilizador auxiliando no seu trajeto (YELAMARTHI et al., 2010), isto quando o dispositivo utiliza a tecnologia de sistema de posicionamento global, do inglês *Global Positioning System* (GPS).

JAMESON e MANDUCHI (2010), propuseram um sistema vestível para informar ao usuário a aproximação de obstáculos através de alerta sonoro, onde a detecção é realizada utilizando sensores ultrassônicos.

SOHL-DICKSTEIN et al. (2015), apresentaram um dispositivo chamado “Sonic Eye”, para evitar obstáculos utilizando ecolocalização e *feedback* auditivo através de fones de ouvido. Em contrapartida o protótipo é grande, por utilizar um computador para controle e processamento, podendo oferecer desconforto físico e restrição de movimento ao usuário.

2.2.2.2 Tátil

O *feedback* tátil é outra forma de se explorar o ambiente quando não há estímulo visual. Tipicamente este se dá através de vibrações de atuadores mecânicos, pequenos motores de corrente contínua, e é geralmente utilizado para produzir alertas simples quando ocorre detecção de obstáculos. O *feedback* tátil é limitado quando necessário apresentar informações mais detalhadas do ambiente. Uma forma de contornar essa limitação é a utilização de vários atuadores vestíveis que atuam de acordo com o padrão de detecção dos obstáculos (ERTAN et al., 1998), possibilitando uma maior percepção espacial do ambiente ao redor do usuário.

FLORES et al. (2015), desenvolveram um dispositivo em formato de cinto, que continha vários motores de vibração, que eram acionados para indicar a direção do trajeto livre de obstáculos. Ressalta ainda, que a utilização da vibração invés de interação com o canal auditivo do usuário é vantajosa, pois não interfere na habilidade do utilizador perceber outros eventos do ambiente a sua volta.

KATZSCHMANN et al. (2018), também desenvolveram um sistema para auxiliar a navegação de deficientes visuais utilizando um cinto, a ser utilizado no abdômen, composto por vários motores de vibração que eram acionados de acordo com a posição do obstáculo detectado. Corroborando com a proposta de FLORES et al. (2015) sobre a utilização de técnicas complementares de *feedback*, evitando saturar o canal auditivo do deficiente visual.

2.3 DISPOSITIVOS VESTÍVEIS

Dispositivos táteis vestíveis permitem grande liberdade de movimento. Sistemas de sensores vestíveis tem-se desenvolvido para permitir monitoramento de pessoas em qualquer lugar a qualquer hora. Dispositivos táteis vestíveis podem ser utilizados como parte do mecanismo de *feedback* ao usuário. Porque o estímulo tátil pode ser sentido através da pele de todo o corpo, utilizar o sentido do tato é a chave para maximizar o uso dos recursos sensoriais. É desejável um dispositivo que possa ser colocado no usuário para promover sensações mais intuitivas porque este contato com a pele do usuário permite um *feedback* mais direto. Tecnologias usada no desenvolvimento de dispositivos táteis vestíveis são divididas em três categorias: *feedback* de força, vibrotátil e eletrônico (KURITA, 2014).

2.3.1 Feedback Vibrotátil

Vibrações são largamente utilizadas como tecnologia para *feedback* cutâneo ao estimular o sentido do tato. Tal *feedback* é uma ferramenta muito útil para guiar usuários com limitações visuais. Seu uso tem-se expandido e sido empregado em diversas aplicações diferentes (KURITA, 2014).

3 REVISÃO SISTEMÁTICA DA LITERATURA

As revisões sistemáticas da literatura (KITCHENHAM et al., 2009) são consideradas estudos secundários, que tem como fonte de dados os estudos primários. Entende-se por estudos primários os artigos científicos que relatam os resultados de pesquisa em primeira mão. Os métodos para a elaboração das revisões sistemáticas preveem determinado protocolo, que no presente trabalho compõe-se de: escopo, questões de pesquisa, bases de dados, termos de busca, *string* genérica de busca, critérios de inclusão e exclusão, procedimentos de seleção dos estudos, avaliação da qualidade dos estudos e extração dos dados.

3.1 ESCOPO

Pessoas com perda total da visão e subvisão constantemente chocam-se contra obstáculos no ambiente em que circulam, o que pode vir a provocar danos físico e material. A tecnologia assistiva para deficientes visuais pode promover maior mobilidade através de um sistema de navegação vestível.

3.2 QUESTÕES DE PESQUISA

Para analisar os títulos obtidos durante a pesquisa, é necessário a elaboração de questionamentos que permitem filtrar e classificar estes artigos. A fim de se obter informações úteis que corroborem com o estudo desenvolvido. A seguir são apresentadas três questões que servem de alicerce para avaliação dos estudos obtidos através desta revisão.

1. Quais os requisitos devem ser considerados para desenvolvimento de dispositivos de navegação assistida para deficientes visuais?
2. Quais são as contribuições da engenharia para o desenvolvimento de dispositivos de navegação assistida para deficientes visuais?
3. Quais são os desafios ou problemas identificados na literatura relacionados ao desenvolvimento de dispositivos de navegação assistida para deficientes visuais?

3.3 BASES DE DADOS

As bases foram selecionadas por serem as principais fontes de publicações no meio acadêmico nas áreas de engenharia. Uma pesquisa prévia foi realizada utilizando os termos de busca genéricos, resultando em uma quantidade satisfatória de títulos a serem analisados. As bases PubMed e Medline foram removidas da revisão devido a apresentação insuficiente de títulos durante as buscas preliminares.

Nesta revisão sistemática da literatura foram utilizadas três bases de dados:

1. IEEE Xplore DIGITAL LIBRARY
2. ScienceDirect
3. Springer Link

3.3.1 Termos de Busca

Os termos de busca permitem a localização de títulos acadêmicos, nas bases, de acordo com as questões de pesquisa que se procura responder. Buscas preliminares utilizando os termos primários (*obstacle detection* e *visually impaired*), nos títulos, resumos e palavra-chave de artigos nas bases, permitiram determinar os principais sinônimos destes, conforme apresentado na Tabela 1. A aplicação destes termos, e equivalentes, em novas buscas garantiram a obtenção de mais resultados das pesquisas nas bases acadêmicas.

Tabela 1 – Termos de busca nas bases

Termo em português	Termos sinônimo
sistema de radar	<i>radar system</i>
detecção de obstáculos	<i>obstacle detection, avoidance</i>
deficiente visual	<i>visually impaired, visually disabled, blind</i>

Fonte: O Autor, 2019.

3.3.2 String Genérica de Busca

Após determinar os termos a serem utilizados nas buscas, foram elaboradas as *strings* que são frases compostas pela concatenação de termos e conectadas por operadores booleanos, com o objetivo de otimizar a pesquisa filtrando alguns títulos indesejados, cujo conteúdo possa fugir do escopo do estudo. A Tabela 2 apresenta todas as combinações de *strings* que foram utilizadas para a realização das buscas nas bases.

Tabela 2 – *strings* utilizadas na busca nas bases.

#	Strings de busca
1	"radar system" AND "visually impaired"
2	"radar system" AND "visually disabled"
3	"radar system" AND "blind"
4	"obstacle detection" AND "visually impaired"
5	"obstacle detection" AND "visually disabled"
6	"obstacle detection" AND "blind"
7	"avoidance" AND "visually impaired"
8	"avoidance" AND "visually disabled"
9	"avoidance" AND "blind"

Fonte: O Autor, 2019.

As bases utilizadas possuem métodos de busca avançados que permitem a utilização de operadores booleanos (AND e OR) possibilitando a construção de uma *string* genérica, apresentada no Quadro 1, que constitui todas as *strings* apresentadas na Tabela 1. Desta forma é possível realizar a pesquisa por todos os termos em uma única busca na base, invés de realizar múltiplas buscas.

Quadro 1 – string genérica

((‘radar system’ OR ‘obstacle detection’ OR avoidance) AND (‘visually impaired’ OR ‘visually disabled’ OR blind))

Fonte: O Autor, 2019.

A *string* genérica foi aplicada integralmente durante as buscas nas bases 1, 2 e 3, supracitadas, pois utilizam o mesmo formato.

3.3.3 Critério de inclusão

Para aceitação dos títulos no presente estudo, admitem-se os seguintes critérios de inclusão:

1. Artigos científicos publicados entre 2009 e 2019.
2. Estudos primários: *research articles, journals e magazines*.

3. Estudos que satisfazem o limiar mínimo de qualidade igual a 0,6.
4. Estudos que discutam sistemas de navegação assistida para deficientes visuais.
5. Idioma Inglês.

3.3.4 Critérios de exclusão

Foram extirpados deste estudo todos os títulos que não atenderam aos critérios de inclusão, ou que, satisfazem os critérios de exclusão apresentados a seguir:

1. Para trabalhos que representam os mesmos resultados de pesquisa, será aceito o que apresentar os dados de forma mais completa.
2. Estudos secundários.
3. Estudos que não estão relacionados com as questões de pesquisa.

3.3.5 Procedimentos de Seleção dos Estudos

Neste tópico serão descritas as etapas da revisão sistemática da literatura, executada conforme o fluxograma do procedimento de seleção dos estudos na busca nas bases apresentado na Figura 4.

A etapa de busca nas bases consiste na obtenção dos títulos após realizar a busca nestas bases utilizando a *string* genérica e aplicação dos filtros: período de publicação (2009-2019), idioma da publicação em inglês e tipo da publicação *research article*, *journal* e *magazine*.

A etapa de remoção de duplicatas consiste na análise via *software*, que procura por referências duplicadas na totalidade de títulos obtidos. Após esta verificação mantem-se apenas um título que possuía duplicata e as cópias são excluídas. Desta forma resulta nos títulos e nenhuma duplicata.

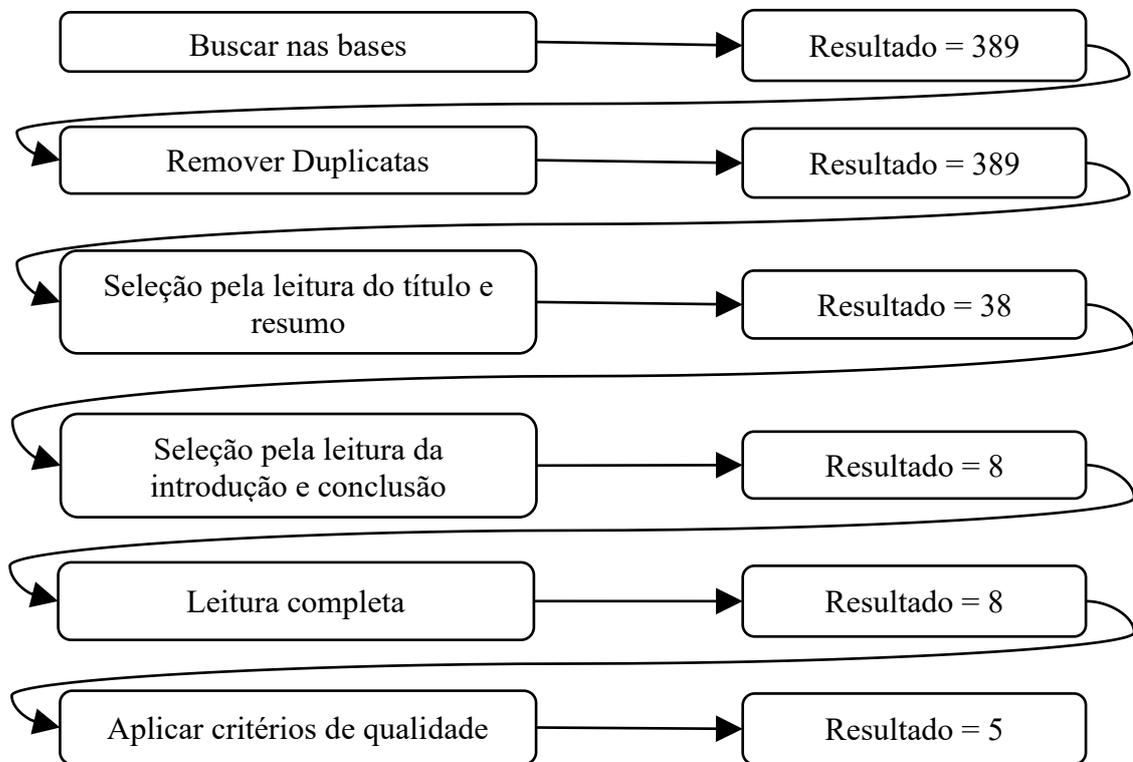
A etapa de seleção pela leitura do título e resumo consiste na leitura dinâmica dos metadados das referências obtidas, a fim de remover todos os materiais que não estejam relacionados ao desenvolvimento de tecnologia assistiva para auxílio da mobilidade de deficientes visuais.

A etapa de seleção pela leitura da introdução e conclusão consiste na leitura destas seções dos estudos com propósito de remoção dos títulos onde não houve o desenvolvimento de protótipo, não houve validação ou não apresentem a análise dos resultados.

A etapa de leitura completa se propõe a avaliação da qualidade dos estudos.

Na etapa de critérios da qualidade são selecionados os títulos com as melhores avaliações, em seguida realizada extração dos dados dos estudos. Estes são analisados detalhadamente nesta revisão sistemática.

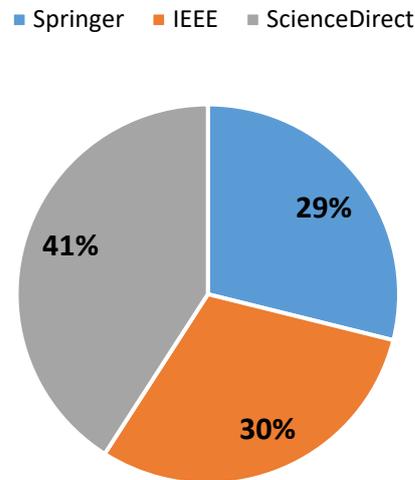
Figura 4 – Fluxograma do procedimento de seleção de estudos na busca nas bases.



Fonte: O Autor, 2019.

Na busca inicial nas bases obteve-se 118 títulos na base IEEE Xplorer, 160 títulos na base ScienceDirect e 111 títulos na base Springer Link, conforme apresentado na Figura 5.

Figura 5 – Gráfico de distribuição da origem dos estudos na busca inicial nas bases.



Fonte: O Autor, 2019.

3.3.6 Avaliação da Qualidade

Durante a leitura completa dos estudos é importante quantificar o quão significativo aquele estudo é para a pesquisa. Uma forma de fazê-lo é avaliando a qualidade de cada estudo, isto se dá através de pontuações mediante a resposta de cada estudo para questões propostas conforme a Tabela 3, onde as siglas S, N e P, correspondem respectivamente a Sim, Não e Parcialmente.

Tabela 3 – Descrição dos critérios para avaliação da qualidade para seleção.

#	Critério	Respostas
1	Explica as razões que motivaram o estudo?	S=1, N=0, P=0.5
2	Os autores deixam claro qual é o objetivo do estudo?	S=1, N=0, P=0.5
3	A abordagem proposta está claramente descrita?	S=1, N=0, P=0.5
4	O contexto da pesquisa está claramente descrito?	S=1, N=0, P=0.5
5	Há uma discussão sobre os resultados obtidos?	S=1, N=0, P=0.5
6	As limitações do estudo estão claramente descritas?	S=1, N=0, P=0.5
7	Problemas em aberto estão claramente apresentados?	S=1, N=0, P=0.5
8	Há informações suficientes para se replicar o estudo?	S=1, N=0, P=0.5
9	Possui ao menos dez citações?	S=1, N=0

Fonte: O Autor, 2019.

Uma vez respondidas às questões de avaliação de qualidade do estudo é realizada a totalização dos pontos e calculada a média aritmética, pela equação 2,

$$\bar{X} = \frac{1}{9} \sum_{i=1}^9 (x_i) \quad (2)$$

onde x_i representa o valor obtido da resposta da i -ésima questão. Os trabalhos que apresentaram avaliação de qualidade com média superior a 0,6 passaram para a fase de extração de dados, enquanto os demais foram descartados.

3.4 EXTRAÇÃO DE DADOS

Talvez a fase crucial da pesquisa, a extração dos dados dos documentos é necessária para se catalogar cada informação dos estudos, conforme apresentado na Tabela 4, estas informações são importantes, elas devem contribuir para o desenvolvimento da pesquisa.

Tabela 4 – Características extraídas dos artigos durante o processo de extração de dados.

#	Dado do estudo	Descrição
1	Identificador do estudo	Único por estudo
2	Data da extração	ano/mês/dia
3	Autor, ano, título, publicador, publicação (volume, páginas), número de citações	-
4	Referências do artigo	-
5	Tipo do documento	<i>Article, journal ou magazine</i>
6	Pontuação de qualidade para o estudo	-
7	Requisitos do dispositivo	-
	Limitações do dispositivo	-
8	Contribuições	-
9	Problemas em aberto	Quais os problemas em aberto indicados no estudo?

Fonte: O Autor, 2019.

3.5 RESULTADOS

Após realizado o processo de triagem resultaram cinco títulos a serem detalhadamente abordados, trazendo a extração de seus dados e analisando sucintamente características pertinentes como: contribuições, limitações e problemas em aberto. A seguir apresenta-se a classificações dos artigos, conforme apresentado na Tabela 6.

Tabela 5 – Classificação dos artigos selecionados pelo o estudo. (continua)

#	Título	Autores	Avaliação da qualidade
1	<i>Safe Local Navigation for Visually Impaired Users With a Time-of-Flight and Haptic Feedback Device</i>	Katzschmann et al, 2018	0,88
2	<i>A Navigation Aid for Blind People</i>	Bousbia-Salah et al, 2011	0,88

Fonte: O Autor, 2019.

Tabela 6 – Classificação dos artigos selecionados pelo o estudo. (conclusão)

#	Título	Autores	Avaliação da qualidade
3	<i>LIDAR Assist Spatial Sensing for the Visually Impaired and Performance Analysis</i>	Ton et al, 2018	0,77
4	<i>Design and Construction of Electronic Aid for Visually Impaired People</i>	Patil et al, 2018	0,77
5	<i>Navigation Assistance for the Visually Impaired Using RGB-D Sensor With Range Expansion</i>	Aladrén et al, 2016	0,67

Fonte: O Autor, 2019.

Katzschmann et al. (2018), em seu trabalho “*Safe Local Navigation for Visually Impaired Users With a Time-of-Flight and Haptic Feedback Device*” apresenta um dispositivo denominado pelos autores como ALVU, do inglês *Array of LiDARs and Vibrotactile Units*. Um sistema vestível constituído de dois componentes principais: um cinturão, composto por sete sensores infravermelhos LiDAR tipo TOF (*Time-of-Flight*), modelo TeraBee TeraRanger One, estes com capacidade de detectar obstáculos até 14 m de distância, cobrindo um ângulo de visão de aproximadamente 70°, além disso utiliza um sensor de orientação absoluta Bosch BNO055 para aumentar a precisão da medição; uma cinta a altura do peito formada por cinco circuitos de *feedback* vibrotátil utilizando motores de vibração, o conjunto recebe mensagens do módulo *Bluetooth* do cinturão informando a intensidade e duração das vibrações. O custo total do projeto foi em torno de mil e duzentos dólares. Para o sistema foi definido um limiar de 10 cm para detecção de obstáculos. Para validar o dispositivo foram realizados testes comparando trajetórias de 17 m, em ambiente controlado, de 12 deficientes visuais, com idades entre 25 e 65 anos e sem treinamento prévio. Em duas situações, utilizando apenas bengala e utilizando apenas o ALVU. Os testes resultaram que ao utilizar o dispositivo projetado os indivíduos foram capazes de desempenhar as mesmas tarefas e em intervalos de tempo ligeiramente superiores, porém com significativa redução no número de colisões contra obstáculos. Após os experimentos foram realizadas entrevistas com os participantes onde 93% afirmaram ser de fácil compreensão o *feedback* vibrotátil, 70% afirmaram não se sentirem incomodados com as vibrações, 91% concordaram que o dispositivo era de fácil familiarização, 70% afirmaram se confortável vestir o dispositivo e 82% mostraram estar satisfeitos com o ALVU.

Bousbia-Salah et al. (2011), em seu trabalho “*A Navigation Aid for Blind People*”, propôs um sistema de navegação auxiliada, portátil e de baixo custo, para deficientes visuais. Este sistema era formado por dois motores de vibração para fornecer *feedback* vibrotátil, dois sensores ultrassônicos, com abertura de 72° , montados nos ombros da vestimenta superior do indivíduo e outro integrado a uma bengala, um sistema de sintetizador de fala para *feedback* auditivo, um teclado hexadecimal, um acelerômetro, uma micro-chave no solado do sapato e um microcontrolador. O sistema apresenta duas funções: gravar percursos, onde o usuário percorre o trajeto de interesse e o sistema mede a distância percorrida, assim que o indivíduo atinge um ponto que necessite mudar a direção, ele pressiona a tecla correspondente do teclado hexadecimal e aquela instrução é gravada e este processo se repete; no modo executar percurso, o dispositivo novamente mede a distância percorrida pelo usuário. Quando esse valor se iguala ao armazenado na memória, o sintetizador de voz informa ao usuário para que direção ele deve seguir, baseado nas instruções já gravadas. A distância percorrida pelo indivíduo é calculada através da integral dupla da aceleração fornecida pelo acelerômetro, que precisa estar anexado ao sapato ou alguma parte fixa da perna onde possa-se aplicar a condição onde aceleração e velocidade sejam nulas. A micro-chave é utilizada para calibração, quando o usuário pisa o solo um microcontrolador estima e calcula o erro e faz as correções, minimizando o erro quadrático no cálculo da distância através da aceleração. Os testes de validação foram realizados com dois indivíduos cegos, onde deveriam executar um trajeto de 100 m, em ambiente controlado, com obstáculos a diferentes ângulos e alturas: Os resultados mostraram uma redução significativa no tempo de execução das tarefas após tentativas sucessivas, o que nos leva a crer no potencial dos dispositivos eletrônicos de navegação assistida.

Ton et al. (2018), em seu trabalho “*LiDAR Assist Spatial Sensing for the Visually Impaired and Performance Analysis*”, os autores propuseram um dispositivo de navegação auxiliada para deficientes visuais simulando ecolocalização, denominado LASS. Este equipamento utiliza um sistema de varredura de 180° utilizando sensor LiDAR, modelo Hokuyo URG-04LX *Scanning Laser Rangefinder* de comprimento de onda 785 nm e alcance de 4,1 m, associado a um motor de passo que controla o ângulo de varredura do sensor. O *feedback* ao usuário é dado através de som estéreo via fones de ouvido. Quando detectado um obstáculo um computador portátil, não descrito no artigo, processa a distância e o ângulo de detecção. Desta forma o dispositivo gera uma frequência inversamente proporcional à distância mensurada, num intervalo de 0 à 650Hz, além disso oferece o efeito de variação de

intensidade e atraso no som percebido pelos ouvidos esquerdo e direito, que varia de acordo com o ângulo de detecção do obstáculo. Para validar o sistema foram recrutados 18 adultos saudáveis, com visão e audição perfeitas. Inicialmente os participantes foram totalmente vendados, dado um período de 10 minutos para cada participante familiarizar-se com o equipamento, sugeriu-se três tarefas: identificar o número de obstáculos no campo visual; enumerar os obstáculos em relação a distância respectiva de cada um; com o auxílio de um apontador laser mirar nos obstáculos. Dos resultados pode-se ressaltar que: na tarefa 1 resultou numa taxa mínima de sucesso de 94.4%; na tarefa 2 mostrou uma taxa mínima de sucesso de 61.1%; na tarefa 3 obteve-se uma média de sucesso de 66%. Pode-se concluir que o LASS apresenta um ótimo desempenho tanto quanto a detecção de obstáculos, quanto ao *feedback* através de áudio estéreo que mostrou resultados significativos dado experimento. Entretanto em seu trabalho o autor relata que se fez necessário um período de tempo de 13 segundos para uma varredura completa do campo visual, de forma que o usuário fosse capaz de interpretar o *feedback* auditivo e relacionar com a posição de obstáculos. Nota-se que este tempo é demasiado longo, e poderia ser reduzido através de um pré-processamento dos obstáculos no campo visual antes de fornecer o *feedback* ao usuário, ajustando a velocidade do passo do motor caso não houvesse obstáculos próximos.

Patil et al. (2018), no trabalho “*Design and Construction of Electronic Aid for Visually Impaired People*” propuseram um equipamento o qual nomearam de “NavGuide”, dispositivo eletrônico para ajudar deficientes visuais na descoberta de caminhos sem obstáculos, um sistema detector de obstáculos e assistente de navegação. Este sistema é composto de seis sensores ultrassônicos, quatro motores de vibração, um detector de piso molhado (detector de líquido), um botão normalmente-aberto, cartão microSD, microcontrolador e bateria. O dispositivo é montado em uma bota onde são dispostos os componentes: três sensores ultrassônicos detectam obstáculos a frente, a esquerda e a direita ao nível do solo, enquanto outros três detectam obstáculos a frente, a esquerda e a direita ao nível do joelho; os quatro motores de vibração são distribuídos na bota, um a frente, um ao lado esquerdo, outro ao lado direito e por fim na parte de trás da bota; um botão e o detector piso molhado no solado. Quando detectado um obstáculo os respectivos motores de vibração são acionados, o *feedback* na parte de trás da bota ocorre ao pisar o solo e o detector de líquido for acionado indicando que o piso está molhado. Além disso, o sistema fornece *feedback* auditivo através de fones de ouvido em que o utilizador ouve uma voz em áudio, previamente gravada no cartão microSD, providenciando a informação apropriada. Para a validação do dispositivo foram recrutados 70

deficientes visuais dos quais, 48 cegos e 22 com baixa visão. Foi realizado um treino de 9 horas ao longo de três dias. Para o experimento foram designadas cinco tarefas em ambiente controlado, interno e externo, a fim de averiguar o número de colisões e o tempo de execução ao utilizar a bengala e ao utilizar o NavGuide. Dos resultados apresentados pelo autor utilizando método inferencial para comparar os dados obtidos do NavGuide com a bengala, podemos ressaltar que o sistema proposto se apresentou ligeiramente superior a bengala, sendo capaz de detectar obstáculos ao nível do solo e joelho, e detectar o piso molhado evitando acidentes. Entretanto há limitações como a impossibilidade de detectar uma rampa descendente, descida de degrau e a percepção do piso molhado ocorre apenas após o indivíduo pisar o solo.

Aladrén et al. (2016), no trabalho “*Navigation Assistance for the Visually Impaired Using RGB-D Sensor With Range Expansion*” propuseram um sistema que combina informações de distância e informação de coloração do ambiente para auxiliar deficientes visuais a encontrar um caminho livre de obstáculos. Para tal, o sistema utiliza uma câmera RGB-D (Asus Xtion Pro) posicionada a altura do peito do usuário, ou seja, uma câmera que além de capturar três canais de cores também captura a profundidade da imagem. O sistema também conta com um laptop (HP EliteBook 8440p) para processamento das informações e fones de ouvido que fornecem *feedback* auditivo. O algoritmo proposto se utiliza de computação visual para segmentação da cena, em especial o piso, neste caso a programação foi realizada em linguagem C++ utilizando a biblioteca OpenCV. Os autores utilizaram a informação de profundidade para detectar obstáculos até 3 m à frente, enquanto utilizaram as informações de cores para distâncias superiores. A interface de usuário desenvolvida, envia comandos de voz e *beeps* audíveis que formam um mapa sonoro do ambiente. O mapa sonoro é criado utilizando dois canais de áudio e a frequência do som emitido depende da distância entre o usuário e o obstáculo. Os comandos de voz servem de guia através do caminho livre de obstáculos. O algoritmo proposto extrai o piso da cena através da segmentação do cenário a fim de detectar os obstáculos. Após detectar os diversos planos da cena o algoritmo identifica cada plano e desta forma é possível diferenciar o solo de obstáculos à frente do indivíduo. O sistema foi validado por apenas um usuário vestindo o protótipo em uma larga variedade de cenários internos. Dos resultados o sistema obteve um valor médio de segmentação de 95,83% dos *pixels* do piso com uma precisão de 99,18%, permitindo claramente identificar obstáculos à frente do usuário no campo visual da câmera.

Afim de comparar as contribuições de cada um dos trabalhos destacados nesta revisão sistemática da literatura, elaborou-se uma tabela contendo autor, data, número de citações, as técnicas e ferramentas utilizadas em cada pesquisa para detecção de obstáculos e o *feedback* ao usuário, principais limitações dos protótipos e número de participantes do processo de validação do equipamento, conforme apresentado na Tabela 8.

Tabela 7 – Extração de dados dos estudos. (continua)

Autor, ano, citações	Deteção	Feedback	Limitações	Validação
Katzschmann et al, 2018, 10.	Sistema embarcado vestível em forma de cinto contendo sete sensores LiDAR	Cinto em torno do tórax composto por cinco motores de vibração que tem a intensidade e duração da vibração ajustada, em cinco níveis distintos, em acordo com a distância de obstáculos detectados.	Objetos transparentes como materiais acrílicos ou de vidro não são detectados de forma confiável pelo LiDAR.	Participaram da validação 12 indivíduos adultos cegos.

Fonte: O Autor, 2019.

Tabela 8 – Extração de dados dos estudos. (continua)

Autor, ano, citações	Detecção	<i>Feedback</i>	Limitações	Validação
Bousbia-Salah et al, 2011, 51.	Sistema embarcado vestível utilizando três sensores ultrassônicos fixos, a frente de cada ombreira do usuário e o terceiro na parte inferior da bengala.	Dois motores de vibração, um em cada braço, variando a frequência de vibração em acordo com a distância dos obstáculos, além de instruções em áudio.	Ângulo de 72° a frente do usuário para detecção de obstáculos, devido as características do sensor ultrassônico.	Participaram da validação 2 indivíduos adultos cegos.
Ton et al, 2018, 3.	Varredura de um campo visual de 180° automaticamente através de um sensor LiDAR acoplado a um motor.	Som audível estéreo, através de fones de ouvido, variando a tonalidade, ou seja, frequência do som em acordo com a distância de obstáculos detectados.	Utilização de um computador de propósito geral para processamento da informação espacial obtida pelo LiDAR. Além disso, a varredura completa leva cerca de 13 segundos, para que o usuário tenha tempo hábil de identificação do som referente a distância de obstáculos.	Participaram da validação 18 indivíduos adultos vendados, com visão e audição normais.

Fonte: O Autor, 2019.

Tabela 9 – Extração de dados dos estudos. (conclusão)

Autor, ano, citações	Detecção	Feedback	Limitações	Validação
Patil et al, 2018, 3.	Sistema embarcado, composto por seis sensores ultrassônicos posicionados em uma bota, permitindo a detecção de obstáculos a nível de solo até altura do joelho.	Quatro motores de vibração. Três deles posicionados à frente e laterais da bota, variando a intensidade em acordo com a distância do obstáculo detectado. E um quarto motor, posicionado na parte de trás da bota que vibra para indicação de piso molhado.	Dificuldade para o usuário na construção de um mapa lógico do ambiente ao redor. Dado o posicionamento dos sensores.	Participaram da validação 70 indivíduos adultos, sendo 48 cegos e 22 com baixa visão.
Aladrén et al, 2014, 42.	processamento de imagem RGB-D em linguagem de programação Python, utilizando uma câmera portátil, fones de ouvido e um laptop.	auditivo através de bips em diferentes frequências para indicar a distância do obstáculo e instruções indicando o caminho livre.	Utilização de um computador de propósito geral para processamento de imagem.	Utilizou-se dados públicos para avaliação do algoritmo, os testes foram realizados com apenas um voluntário adulto.

Fonte: O Autor, 2019.

3.6 PROPOSTA DE SOLUÇÃO

Com o propósito de auxiliar os deficientes visuais e aprimorar sua capacidade de mobilidade além de aumentar a sensibilidade a objetos próximos, o autor propõe o desenvolvimento um sistema composto por módulos vestíveis, dotados de sensores ultrassônicos e motores de vibração. Estes módulos são então posicionados na cabeça, num boné, e membros superiores e inferiores do indivíduo, através de braceletes. O sistema embarcado nos módulos é capaz de calcular a posição de objetos em relação ao sujeito, e esta informação é processada fornecendo ao usuário um *feedback* vibrotátil através de um estímulo mecânico vibracional provocado por motores de vibração integrados ao respectivo módulo. A magnitude da vibração do atuador é inversamente proporcional à distância do objeto. Além disso, os módulos periféricos se comunicam sem fio com o módulo central posicionado no boné, que fornece um *feedback* auditivo via fone de ouvido. Informando ao utilizador, de forma sonora, a direção e aproximação de obstáculos em relação aos módulos. Espera-se que, com o devido treinamento e uso, o deficiente visual acabe por adotar os estímulos vibrotáteis, gerados pelos atuadores, como uma estratégia capaz de determinar a distância entre o corpo e obstáculos no ambiente.

4 METODOLOGIA

Neste capítulo aborda-se os materiais e métodos empregados na pesquisa, descrição do *hardware* desenvolvido e suas características, detalhamento do *firmware* embarcado no microcontrolador utilizado nos protótipos, os procedimentos para execução do protocolo do experimento com deficientes visuais e a realização da coleta dos dados. Mediante a aprovação do comitê de ética em pesquisa envolvendo seres humanos (CAEE: 09844219.9.0000.5208).

4.1 HARDWARE

O sistema proposto se divide em dois blocos, módulo central e módulos periféricos, os quais são compostos por elementos eletrônicos e eletromecânicos, além de fones de ouvido. A Figura 6 apresenta um diagrama de blocos simplificado das partes que compõe o sistema. A comunicação entre os módulos se dá através de tecnologia de transmissão de dados sem fio (*wireless*), enquanto fone de ouvido se conecta ao módulo central através de um *plug* P2 padrão.

Figura 6 – Diagrama de blocos simplificado do sistema proposto.



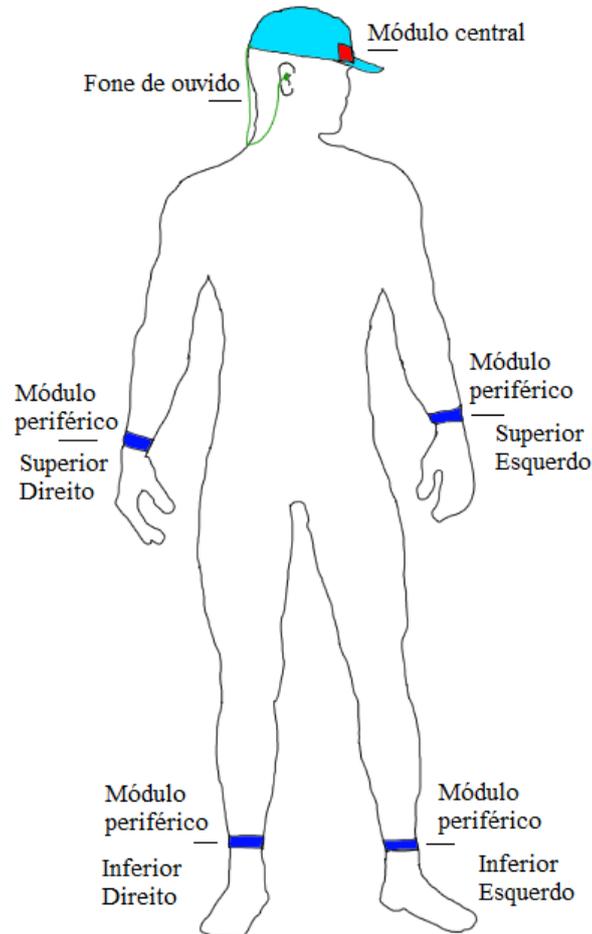
Fonte: O Autor, 2019.

O sistema possui um módulo central, que é responsável pelo processamento das informações recebidas dos módulos periféricos, por comunicação sem fio, e fornece *feedback* auditivo, através de fones de ouvido, informando ao usuário a proximidade de obstáculos detectados pelos módulos periféricos.

Os módulos periféricos têm o propósito de fornecer *feedback* vibrotátil ao usuário. Este *feedback* é realizado através de motores de vibração, a intensidade da vibração depende da proximidade de obstáculos detectados através de sensores ultrassônicos. Além disso, comunica-se com o módulo central enviando informações relativas à proximidade destes obstáculos em relação aos módulos periféricos para que o módulo central possa fornecer o *feedback* auditivo através de fones de ouvido.

Neste trabalho são empregados quatro módulos periféricos, sendo um em ambos os pulsos e um em ambas as pernas acima do tornozelo, conforme apresentado na Figura 7.

Figura 7 – Posicionamento dos módulos transdutores no corpo.



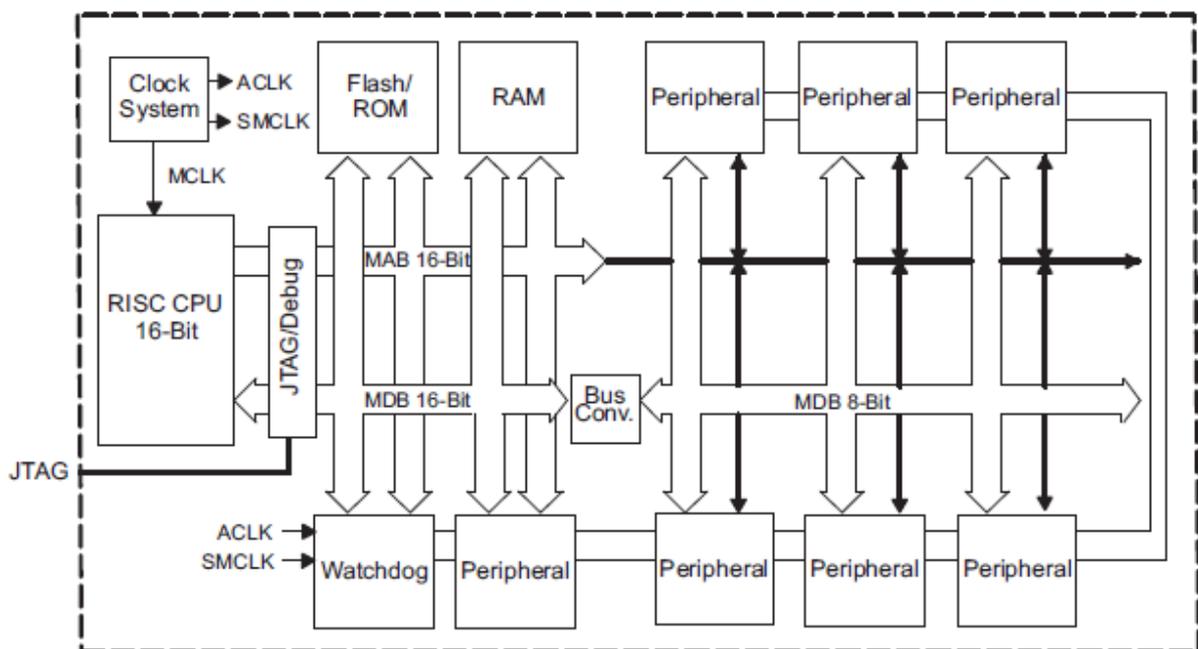
Fonte: O Autor, 2019.

4.1.1 Unidade Central de Processamento

Para controle, aquisição e processamento de dados adotou-se o microcontrolador MSP430G2553 da Texas Instruments, principalmente por ser um dispositivo de baixo custo e ter a possibilidade de operar em modos de economia de energia, do inglês *Low-Power Modes* - LPM, essencial para qualquer dispositivo vestível. A família MSP430 foi introduzida no mercado em meados da década de 90, apresentando arquitetura Von Neumann, ou seja, programa e dados compartilham mesmo espaço de endereços de memória. O barramento da unidade central de processamento (UCP), é de 16-bits tanto para dados como para endereçamento de memória, conforme arquitetura apresentada na Figura 8, podendo

endereçar até 64 KB de memória, o MSP430 é projetado para aplicações onde o baixo consumo de energia é crucial. Além disso, a UCP é descrita como computador com conjunto reduzido de instruções, do inglês *Reduced Instruction Set Computer*, acrônimo para RISC (DAVIES, 2008). O conjunto de instruções numa máquina RISC é reduzido ao máximo para facilitar a decodificação e processamento das instruções. Desta forma, tais instruções apresentam comprimento fixo, formato similar, e todas são executadas aproximadamente no mesmo número de ciclos de máquina (NAGI, 2003).

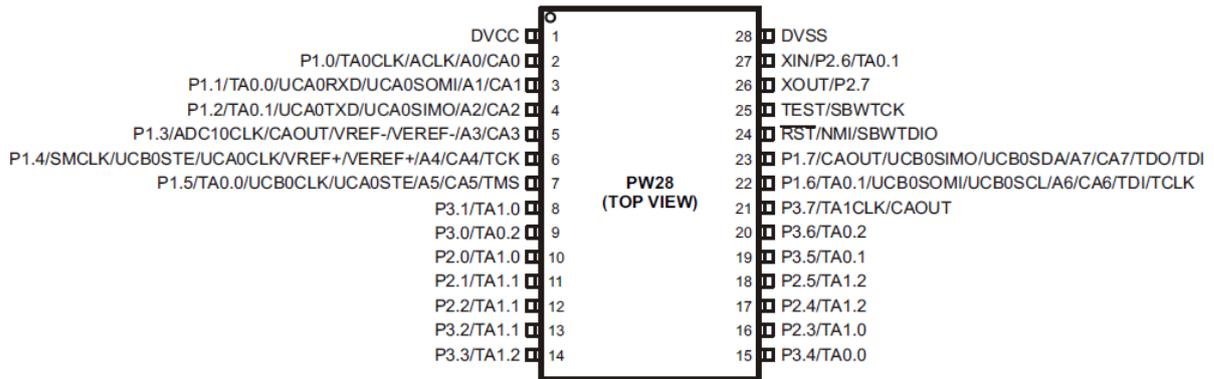
Figura 8 – Arquitetura do microcontrolador da família MSP430x2xx.



Fonte: Texas Instruments, 2013.

O MSP430G2553 opera com tensões absolutas entre 1,8 e 4,2 V a uma frequência interna máxima de 16 MHz, possui diversos periféricos entre eles: dois *Timers* de 16-bits cada um com três registradores de captura/comparação; interfaces de comunicação serial universal (UART, IrDA, SPI e I²C); 8 canais de conversão analógico-digital com resolução de 10-bits e taxa de amostragem máxima de 200 ksps. O encapsulamento adotado para utilização no protótipo foi o MSP430G2553 de 28 pinos TSSOP, conforme apresentado na Figura 9. As portas do MSP430 possuem funções multiplexadas que podem ser selecionadas via *software* de acordo com a necessidade da aplicação.

Figura 9 – Pinagem do MSP430G2553 com 28 pinos, encapsulamento TSSOP.

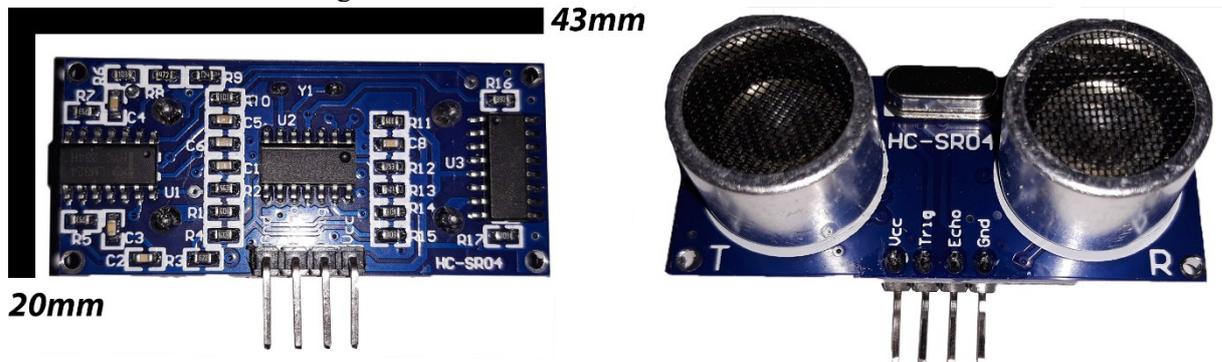


Fonte: Texas Instruments, 2013.

4.1.2 Detecção de Obstáculos

O sensor ultrassônico adotado para realizar a detecção de obstáculos é o HC-SR04, um dispositivo de baixo custo e atualmente comercializado no mercado, cujas dimensões aproximadas são $20 \times 43 \times 15$ mm, conforme apresentado na Figura 10.

Figura 10 – Módulo sensor ultrassônico HC-SR04.



Fonte: O Autor, 2019.

Este sensor utiliza a técnica sonar para determinar a distância de um obstáculo, assim como fazem os morcegos. Apresenta precisão e estabilidade nas leituras num alcance de 2 a 400 cm. Ressalta-se que por se tratar de um sonar, o sensor não é afetado pela luz solar, materiais escuros ou transparentes como ocorre em sensores ópticos infravermelhos. O módulo é completo integrando emissor e receptor, as especificações técnicas do HC-SR04 são apresentadas conforme Tabela 10.

Tabela 10 – Especificações técnicas do sensor HC-SR04

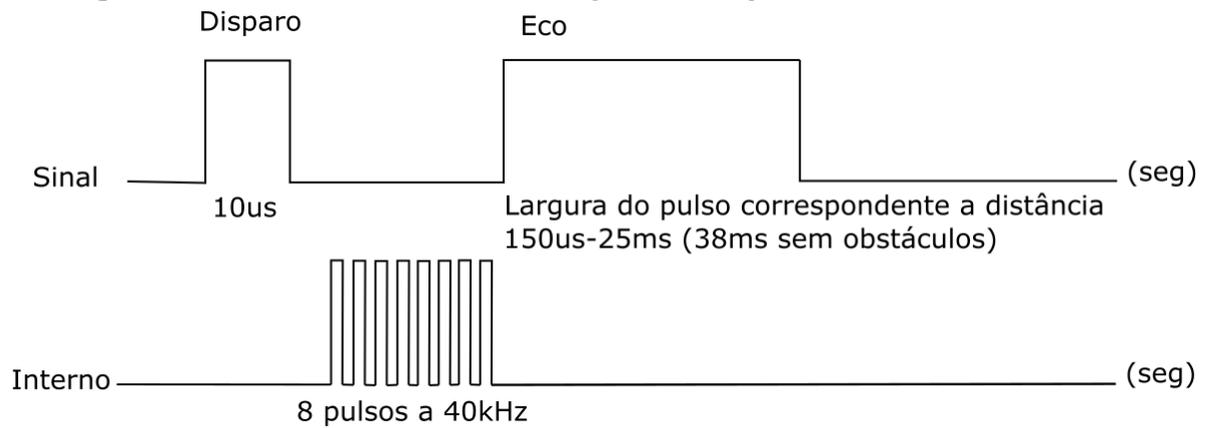
Característica	Operação
Tensão absoluta	3,5 – 5,5 V
Corrente quiescente	1,5 – 2,5 mA
Corrente de trabalho	10 – 20 mA
Ângulo efetivo	< 15°
Alcance	2 - 400 cm
Resolução	0,3 cm
Ângulo de medição	30°

Fonte: Adaptado de Cytron Technologies, 2013.

O módulo possui quatro terminais: *Vcc*, *Trig*, *Echo* e GND. O terminal *Vcc* se destina a alimentação do sensor com uma tensão de 5V, todavia após avaliar a tensão mínima que garantisse o funcionamento do sensor chegou-se ao valor de 3,5 V, sem que haja falha na leitura da distância, enquanto GND é a conexão com o terminal comum da fonte de alimentação. O terminal *Trig*, abreviação de *Trigger*, é o pino de entrada responsável por iniciar a medição, enquanto o terminal *Echo* é a saída do sensor e assume nível alto por um período de tempo proporcional à distância do obstáculo detectado.

Para que o HC-SR04 inicie uma medição é necessário que o *Trigger* permaneça em nível alto por no mínimo 10 μ s, desta forma o módulo inicia a transmissão de 8 pulsos ultrassônicos numa frequência de 40 kHz e aguarda a onda refletida. Quando o sensor detecta a onda refletida no receptor, o terminal *Echo* é posto em nível alto durante um intervalo de tempo proporcional à distância do obstáculo detectado (BAI, 2017), que pode variar entre 150 μ s e 25 ms. Desta forma obtêm-se um pulso com largura correspondente a distância, caso não haja detecção da onda refletida o terminal *Echo* permanece em nível alto por 38 ms, conforme apresentado na Figura 11.

Figura 11 – Forma de onda dos sinais de disparo, eco e rajadas ultrassônicas do transdutor.



Fonte. Adaptado de Cytron Technologies, 2013.

Uma vez que o microcontrolador tenha obtido o tempo relativo à largura do pulso do terminal *Echo* é possível a conversão para unidade de comprimento utilizando a equação 1, onde V é a velocidade de propagação do som ao ar livre, aproximadamente 340m/s. Fazendo a conversão para distância em centímetros e tempo em microssegundos, tem-se,

$$V \left[\frac{cm}{us} \right] = \frac{(340 \times 10^1)}{10^6} = 0,034 = \frac{1}{29,41} \quad (3)$$

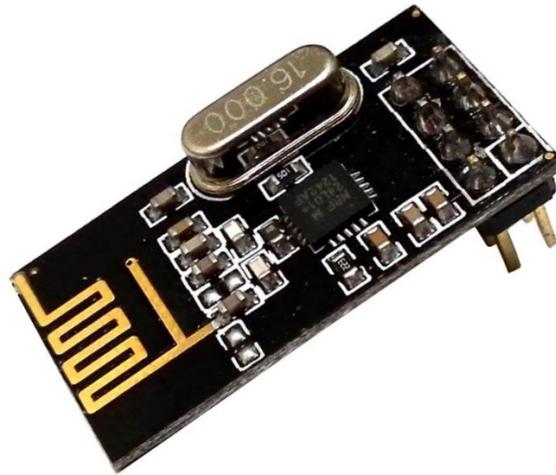
consequentemente,

$$d[cm] = \frac{1}{29,41} \times \frac{\Delta t}{2} = \frac{\Delta t}{58,82} \quad (4)$$

4.1.3 Comunicação Sem Fio

O nRF24L01+, apresentado na Figura 12, é um módulo transceptor, ou seja, pode operar tanto como transmissor, como receptor. A comunicação entre o nRF e a UCP é feita através do protocolo de comunicação SPI (*Serial Peripheral Interface*). Suporta taxas de transmissão de até 2 Mbps entre os módulos. Opera na faixa de frequências 2,4 GHz a 2,525 GHz de uso industrial, científico e médico (ISM do inglês *Industrial, Scientific and Medical Radio Band*), dentro desse intervalo o nRF pode utilizar até 126 canais físicos (canal 0 a 125) onde cada canal ocupa uma largura de banda de 1 MHz. O módulo possui dimensões reduzidas de 30 × 15 mm.

Figura 12 – Módulo de comunicação sem fio nRF24L01+.



Fonte: O Autor, 2019.

O módulo de comunicação apresenta oito terminais para conexões de alimentação e controle são eles: CE (*chip enable*), define se o módulo irá operar como transmissor ou receptor; CS (*SPI chip select*), permite que o *chip* seja selecionado através da comunicação SPI; SCK (*SPI clock*), sincroniza a comunicação entre o módulo e a UCP utilizando o *clock* SPI fornecido pela UCP; MOSI (*SPI Slave Data Input*), terminal que recebe os dados enviados pela UCP através da comunicação SPI; MISO (*SPI Slave Data Output*), terminal que envia os dados para a UCP através da comunicação SPI; IRQ (*Maskable interrupt*), terminal que informa a UCP se houve interrupção no módulo, é ativo em nível lógico baixo; VDD, tensão de alimentação nominal de 3,6 V; VSS, tensão de referência. A disposição dos pinos nos módulos é apresentada conforme a Figura 13.

Figura 13 – Disposição dos terminais do módulo nRF24L01+.



Fonte: O Autor, 2019.

Uma de suas principais características é o baixo consumo, ao definir os parâmetros de configuração para taxa de transmissão a 250 kbps e potência de transmissão em -18 dBm tem-se um consumo de 7 mA, outras configurações são apresentadas na Tabela 11.

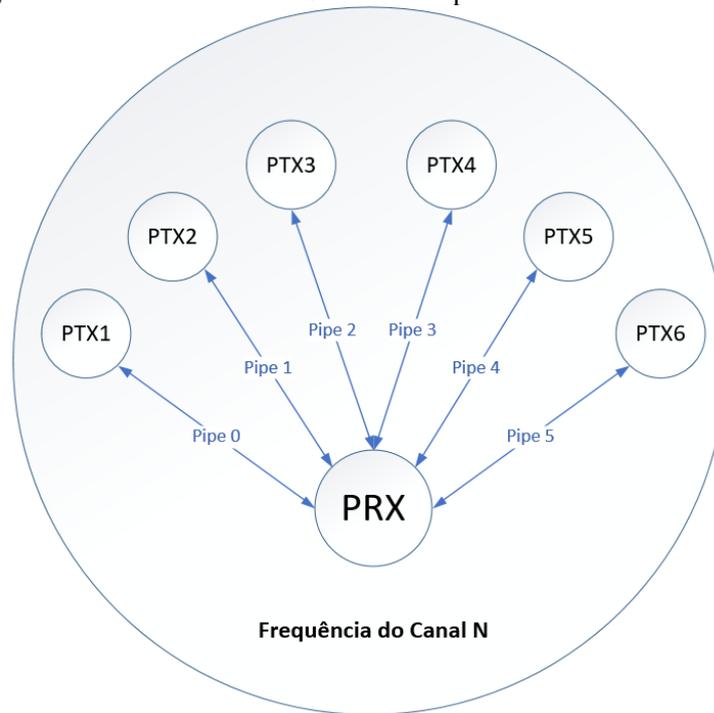
Tabela 11 – Consumo de corrente do nRF24L01+ de acordo com a potência de transmissão.

Potência RF	Consumo de corrente DC
0 dBm	11,3 mA
-6 dBm	9,0 mA
-12 dBm	7,5 mA
-18dB	7,0 mA

Fonte: Adaptado de Nordic, 2007.

Dentre as diversas funcionalidades do nRF24L01+ a capacidade de operar como *Multiceiver* será utilizada, uma vez que o módulo central necessita receber informações enviadas por todos os módulos periféricos. Ou seja, ao operar como *multiceiver* o módulo central é tratado como PRX (*primary receiver*) enquanto os módulos periféricos serão tratados como PTX (*primary transmitter*). Nesta configuração, o PRX contém até seis *pipes* que possuem endereços únicos e independentes, permitindo que os PTX possam enviar pacotes de dados para *pipes* específicos através do endereçamento. Um *pipe* nada mais é, que um canal lógico dentro do canal físico RF. Sendo assim todos os *pipes* compartilham um único canal físico que é a frequência utilizada para comunicação entre os módulos nRF, conforme apresentado na Figura 14. Vale salientar que os *pipes* são verificados simultaneamente pelo PRX, entretanto recebe-se pacotes de dados de apenas um *pipe* por vez, sequencialmente.

Figura 14 – Módulo nRF24L012+ PRX operando como multiceiver.



Fonte: Adaptado de Nordic, 2007.

O módulo central do protótipo trabalha com apenas quatro *pipes*, do 2 ao 5, dado que apenas quatro módulos periféricos se comunicam com o módulo central. Outra característica interessante, é que o nRF dispõe de *Auto Acknowledgment* (ACK), ou seja, o PRX automaticamente envia um pacote de confirmação para o PTX após haver recebido e validado com sucesso um pacote enviado por este PTX. Desta forma, não é necessária implementação de uma função similar na UCP, reduzindo a carga de processamento do microcontrolador.

4.1.4 Feedback Vibrotátil

Para fornecer o *feedback* vibrotátil optou-se por utilizar o motor de vibração modelo C1027B001D, com diâmetro de 10 mm e altura de aproximadamente 3 mm, conforme ilustrado na Figura 15, manufaturado pela JINLONG MACHINERY & ELECTRONIC CO., LTD. e de fácil aquisição no mercado brasileiro.

Figura 15 – Motor de vibração modelo C1027B001D.



Fonte: O Autor, 2019.

Uma vez que as portas do microcontrolador MSP430G2553 possuem um fornecimento de corrente elétrica limitada a 25 mA e a partida do motor exige uma corrente elétrica máxima de 90mA, conforme as características apresentadas na Tabela 12, se faz necessário que a alimentação dos motores de vibração seja realizada diretamente através de uma fonte externa.

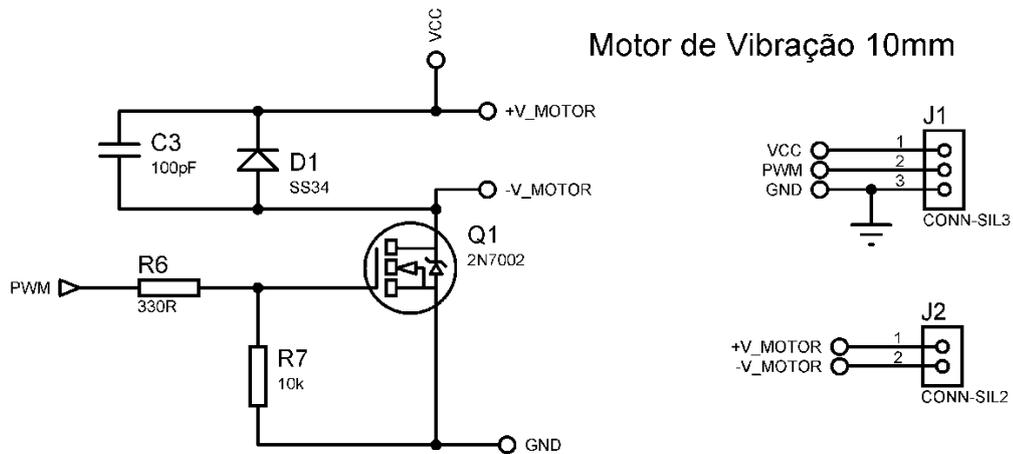
Tabela 12 – Características do motor de vibração C1027B001D

Característica	Valores
Velocidade de rotação (3,3 V)	9000 rpm
Corrente de operação	90 mA
Tensão nominal	3,3 V
Ruído mecânico máximo	50 dB
Peso	0,9 g
Aceleração	0,8 G

Fonte: Jinlong Machinery & Electronic Co., 2010.

Para controlar a intensidade das vibrações, ou seja, a velocidade de rotação do motor, basta controlar a tensão de alimentação do mesmo. Para tal utilizou-se de um circuito de comutação transistorizado controlado por PWM (*Pulse Width Modulation*). O circuito é composto por um N-MOSFET tipo enriquecido (Q1), um resistor limitador de corrente de *gate* (R6), um resistor de *pull-down* (R7), um capacitor de *bypass* (C3) e um diodo de *flyback* (D1), conforme ilustrado na Figura 16.

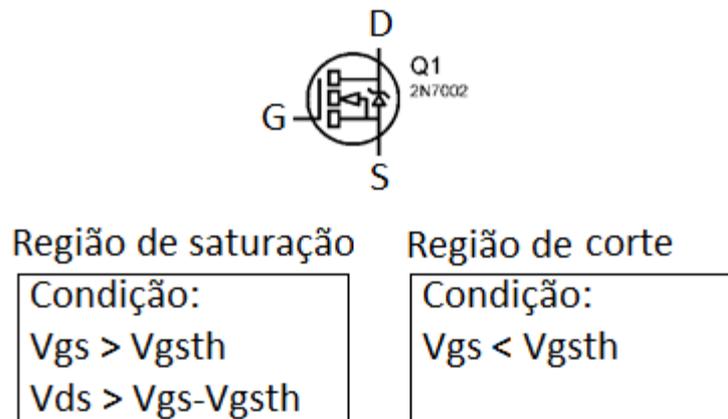
Figura 16 – Diagrama esquemático do circuito de controle do atuador.



Fonte: O Autor, 2019.

O transistor de junção bipolar foi descartado por apresentar menor eficiência em relação ao MOSFET. Enquanto o tipo enriquecido, foi selecionado por possuir menor valor de mercado em relação ao MOSFET tipo depleção, embora ambos sejam capazes de executar o papel de chave eletrônica. Uma vez operando na região de corte/saturação, conforme ilustra a Figura 17, permitem a comutação do motor de vibração através do PWM no *gate*, sinal que é proveniente do microcontrolador MSP430G2553. O N-MOSFET adotado para o circuito foi o 2N7002, com tensão V_{gs} de disparo (V_{gsth}) de 2,5 V e corrente direta máxima de 210 mA.

Figura 17 – Operação corte/saturação do MOSFET.



Fonte: O Autor, 2019.

Em operação, o motor pode promover ruído eletromagnético que se propaga no sistema provocando interferência na amplitude dos sinais elétricos. Uma forma simples de mitigar esses efeitos é a disposição do capacitor de *bypass*.

O diodo de *flyback* protege o MOSFET contra possíveis picos de tensão reversa gerados ao se interromper o fluxo de corrente elétrica através do motor. Quando o MOSFET se encontra operando na região de corte, a tensão induzida pela bobina do motor irá provocar uma corrente reversa que circula através do diodo de *flyback* até ser extinguida, evitando danos ao MOSFET. Adotou-se o diodo schottky por apresentar alta velocidade de comutação, cerca de 10000 V/ μ s, e baixa tensão de condução direta 0,5 V.

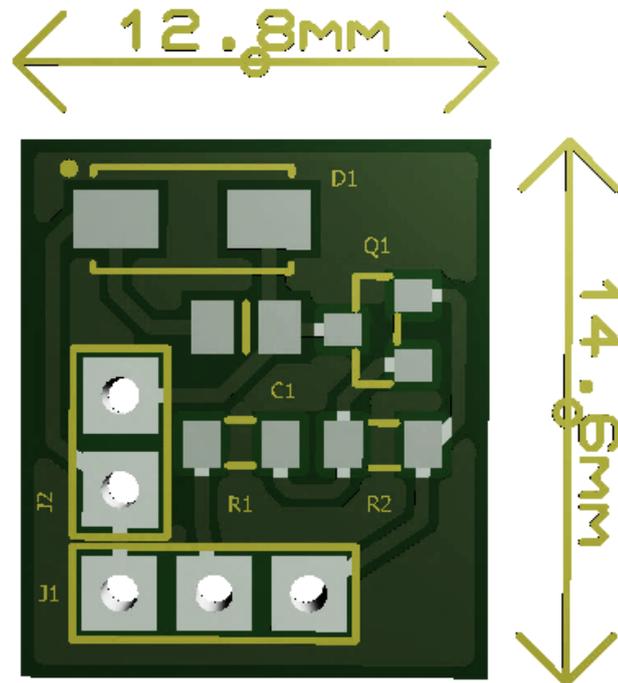
O resistor de *pull-down* é necessário para manter o MOSFET operando na região de corte enquanto não houver tensão V_{gs} suficientemente maior que a tensão V_{gs} de disparo.

O divisor de tensão formado pelos resistores R6 e R7 permitem definir a tensão V_{gs} que deve ser superior a tensão V_{gs} de disparo do MOSFET para que ele opere na região de saturação. Uma vez que o sinal PWM proveniente do microcontrolador MSP430G2553 possui uma tensão positiva de 3,6 V em nível alto, calculou-se o divisor de tensão segundo a expressão do divisor de tensão,

$$\frac{10000}{330 + 10000} \times 3,6 \cong 3,48 \text{ V.} \quad (5)$$

Uma vez finalizado o circuito esquemático, obteve-se o layout da placa de controle do atuador com dimensões aproximadas de 12,8 \times 14,6 mm, conforme ilustrado na Figura 18, para posterior confecção.

Figura 18 – Layout 3D do circuito de controle do atuador.

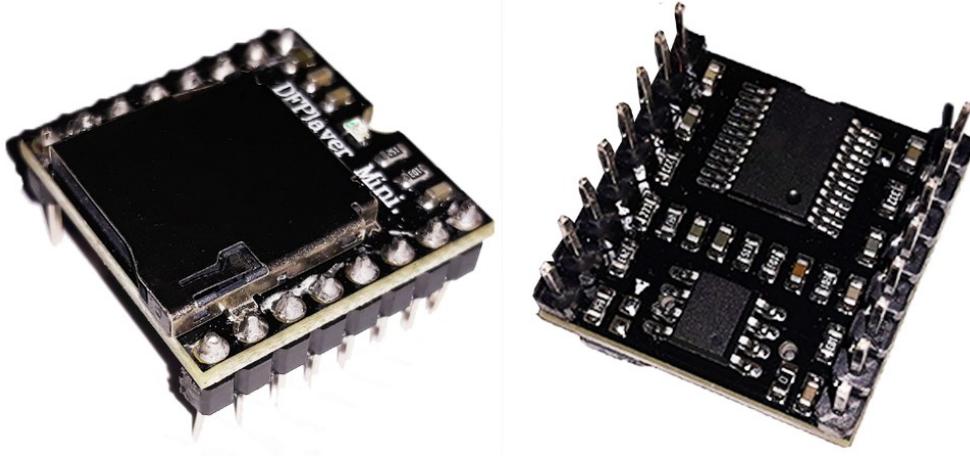


Fonte: O Autor, 2019.

4.1.5 Feedback Auditivo

Para suprir a necessidade de reprodução de áudio do sistema utilizou-se o módulo pré-amplificado DFPlayer Mini, conforme ilustrado na Figura 19, produzido pela DFRobot. Este tem capacidade de decodificação de arquivos de áudio digitais em formato MP3 e WMV com suporte a taxa de amostragem máxima de 48 KHz. É um módulo bastante versátil uma vez que pode ser utilizado de forma independente como um reproduutor de MP3 usando apenas uma bateria de 3,7 V e alguns botões. No presente trabalho o DFPlayer foi utilizado de forma a ser controlado pela UCP, que se comunica com o módulo através de uma comunicação serial enviando instruções para o mesmo e verifica se o módulo está ocupado, ou seja, executando uma tarefa, através do terminal BUSY do módulo reproduutor.

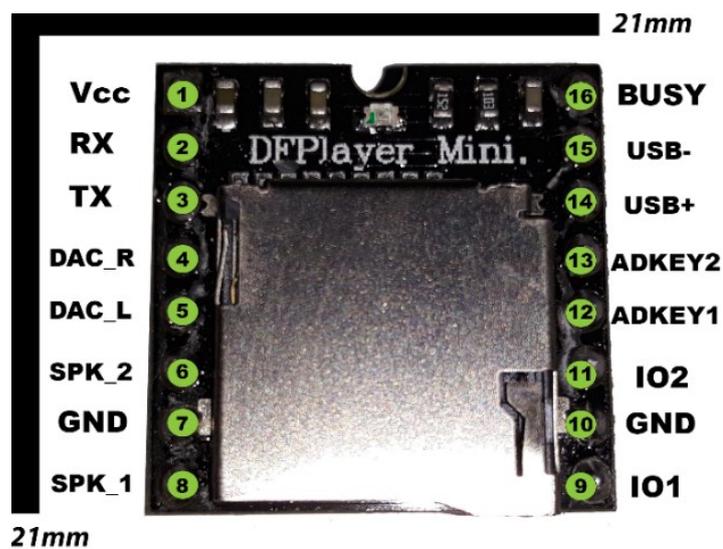
Figura 19 – Módulo reproduutor de áudio DFPLAYER.



Fonte: O Autor, 2019.

O dispositivo possui 16 terminais, conforme apresentado na Figura 20, dos quais duas entradas digitais IO1 e IO2, duas entradas analógicas ADKEY1 e ADKEY2, dois terminais para comunicação USB, dois terminais sendo um RX e outro TX serial UART, dois terminais terra, um terminal de alimentação positiva de 3,2 V a 5 V, duas saídas de áudio SPK1 e SPK2 para alto-falantes de até 3 W, duas saídas de áudio DAC_R e DAC_L para fones de ouvido. Quando executando uma faixa de áudio o módulo tem um consumo aproximado de 20 mA.

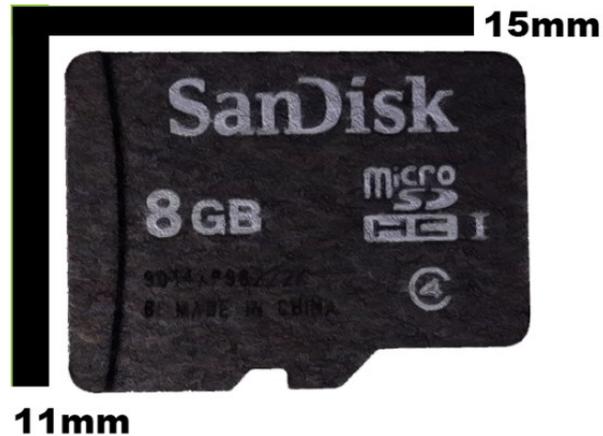
Figura 20 – Pinagem do módulo reproduutor de áudio DFPlayer Mini.



Fonte: O Autor, 2019.

Para a leitura dos arquivos de áudio o módulo se utiliza de um leitor de cartão microSD, conforme apresentado na Figura 21, estes com dimensões aproximadas de $15 \times 11 \times 1$ mm são suportados em diversos *smartphones* para ampliar a capacidade de armazenamento dos dispositivos.

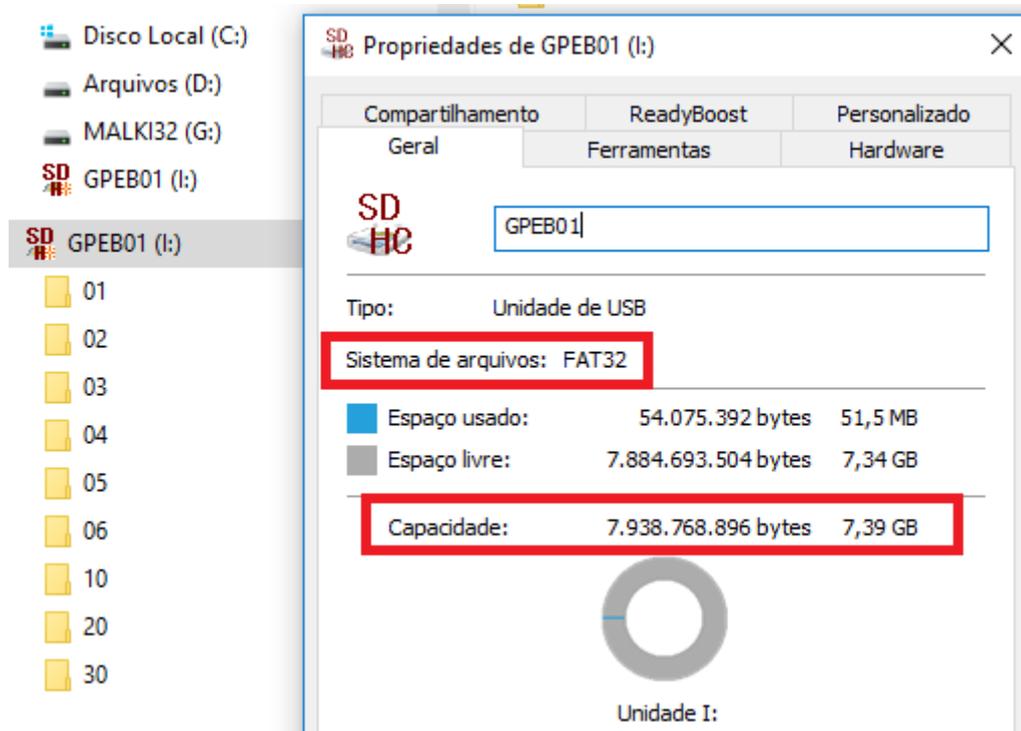
Figura 21 – Detalhe de um cartão microSD.



Fonte: O Autor, 2019.

Alguns cuidados devem ser adotados quanto ao sistema de arquivos e o tamanho da memória de armazenamento do cartão, conforme apresentado na Figura 22, uma vez que o módulo suporta apenas cartões formatados para sistema de arquivos FAT16 e FAT32 e com capacidade máxima de 32 GB. Cartões microSD fora desses parâmetros não são reconhecidos pelo dispositivo tornando inviável a sincronização dos arquivos com o módulo.

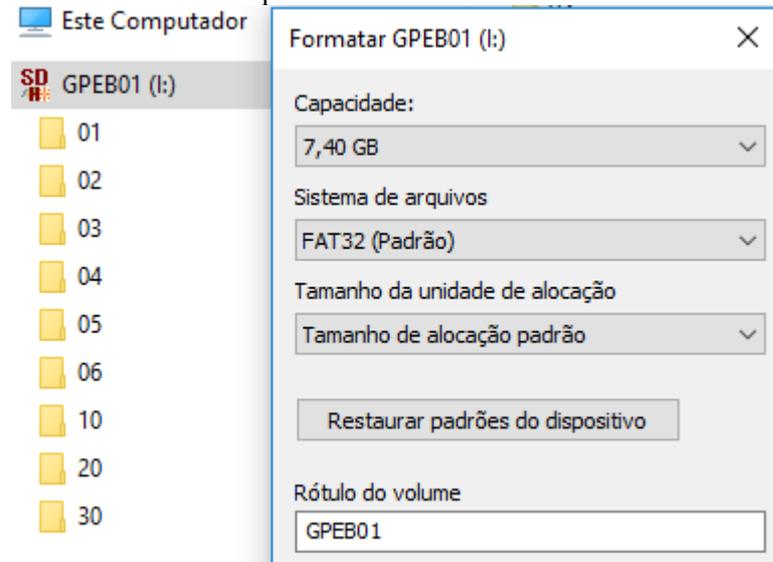
Figura 22 – Visualização do sistema de arquivos e capacidade de armazenamento de um cartão microSD, print screen da aplicação Windows Explorer no sistema operacional Windows 10.



Fonte: O Autor, 2019.

No presente trabalho utilizou-se um cartão microSD com capacidade de armazenamento de 8 GB e formatado em FAT32. Para formatar e armazenar os arquivos no cartão é necessário a utilização de um computador. A formatação é simples e pode ser realizada diretamente pelo sistema operacional, neste caso o processo foi efetivado utilizando o sistema operacional Windows 10, conforme ilustra a Figura 23.

Figura 23 – Formatação do cartão microSD, print screen da aplicação Windows Explorer no sistema operacional Windows 10.



Fonte: O Autor, 2019.

Outra característica que deve ser levada em consideração é que o módulo é capaz de sincronizar até 99 pastas no diretório raiz do cartão microSD, e cada pasta contendo até 255 arquivos de áudio MP3 ou WMV, como descrito previamente. Estas pastas ou diretórios assim como os arquivos de áudio devem ser renomeados, tendo seus nomes substituídos por números. As pastas devem conter 2 algarismos enumerados entre 01 e 99, conforme apresentado na Figura 24, já os arquivos devem conter 3 algarismos enumerados entre 001 e 255, conforme ilustra a Figura 25. Só assim, o módulo será capaz de sincronizar com os dados armazenados no cartão microSD.

Figura 24 – Nomeação das pastas no cartão microSD, print screen da aplicação Windows Explorer no sistema operacional Windows 10.

<input type="checkbox"/> Nome	Tipo
01	Pasta de arquivos
02	Pasta de arquivos
03	Pasta de arquivos
04	Pasta de arquivos
05	Pasta de arquivos

Fonte: O Autor, 2019.

Figura 25 – Nomeação dos arquivos de áudio no cartão microSD, print screen da aplicação Windows Explorer no sistema operacional Windows 10.

<input type="checkbox"/>	Nome	Tipo
	001.mp3	MPEG Layer 3 Audio File
	002.mp3	MPEG Layer 3 Audio File
	003.mp3	MPEG Layer 3 Audio File

Fonte: O Autor, 2019.

Para a realização da comunicação serial o módulo DFPlayer utiliza um protocolo próprio composto por 10 bytes (\$i, ver, tam, cmd, *feedback*, param_H, param_L, chk_H, chk_L, \$f), conforme Tabela 13, que permitem o envio de comandos e a solicitação de *status* do dispositivo. Esta comunicação UART, do inglês *Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*, trabalha com um baudrate padrão de 9600 com 1 *stop bit*.

Tabela 13 – Descrição do protocolo de comunicação serial do módulo DFPlayer.

Ordem dos Bytes	Nomenclatura	Descrição
1º	\$i	byte inicial de valor hexadecimal 0x7E, indica o início do pacote.
2º	ver	Informação sobre versão, valor definido pelo usuário
3º	tam	Número de bytes a partir do byte “ver”, não contam \$i, chk_H, chk_L e \$f, ou seja, seis bytes ou 0x06.
4º	cmd	Byte de valor hexadecimal que especifica determinada operação ao módulo, como tocar, pausar etc.
5º	<i>feedback</i>	Pode ser definido como 0x01 caso desejado <i>feedback</i> do módulo através da serial, ou definido como 0x00 caso contrário.
6º	param_H	Byte mais significativo do parâmetro associado a operação solicitada no byte cmd.
7º	param_L	Byte menos significativo do parâmetro associado a operação solicitada no byte cmd.
8º	chk_H	Byte mais significativo do <i>checksum</i>
9º	chk_L	Byte menos significativo do <i>checksum</i>
10º	\$f	Byte final de valor hexadecimal 0xEF, indica o fim do pacote.

Fonte: O Autor, 2019.

4.1.6 Módulos Periféricos

O componente principal do sistema é a Unidade Central Processamento (UCP). A UCP possui a função de controlar os componentes periféricos do sistema, acionamento do motor de vibração, comunicação com módulo de transmissão sem fio, e possui a função de realizar o processamento dos dados adquiridos do sensor ultrassônico.

O sensor ultrassônico permite determinar a distância, em visada direta com ângulo de até 30°, entre seu emissor e o obstáculo a frente, desde que esteja dentro de seu alcance máximo. Converte essa informação em sinais digitais que são lidos pela UCP, com as informações obtidas, um algoritmo determina a distância do obstáculo em relação ao respectivo módulo periférico e conseqüentemente ao usuário do dispositivo. Desta forma, o módulo periférico, aciona o motor de vibração de acordo com a distância calculada, definindo a intensidade da vibração, ou seja, a frequência do motor em rotações por minuto (rpm).

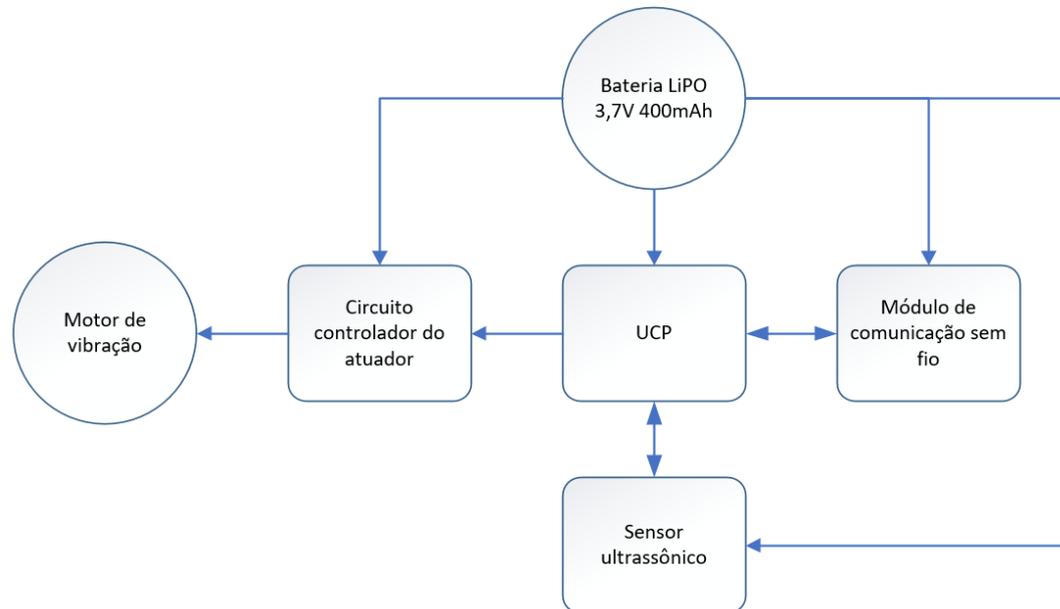
O módulo de comunicação sem fio permite a comunicação entre o módulo central e os módulos periféricos, sem a necessidade de interconexões através de cabos, oferecendo grande liberdade de movimento ao usuário. O módulo central compara os valores de distância enviados pelos módulos periféricos e após determinar qual módulo apresentou menor distância em relação a obstáculos, verifica se o valor se encaixa dentro de uma das seguintes faixas: 3 a 2 m, 2 a 1 m e 1 a 0 m. Cada faixa proporciona um *feedback* auditivo específico ao usuário, através dos fones de ouvido.

O motor de vibração, é um dispositivo eletromecânico de corrente contínua, é responsável por fornecer o *feedback* vibrotátil ao usuário do equipamento através de variações na intensidade das vibrações fornecidas pelo atuador.

O circuito de controle do motor tem a finalidade de realizar a interface entre a UCP e o motor, além de fornecer a corrente necessária para operação dele. Este circuito recebe um sinal com PWM proveniente da UCP que comuta o acionamento do motor permitindo o ajuste da intensidade da vibração executada pelo atuador.

Os módulos são alimentados diretamente pela bateria de LiPo (ion de polímero) com tensão nominal de 3,7 V e capacidade de corrente de 400 mAh, que provê tanto os circuitos dos de comunicação sem fio, circuito de controle do motor de vibração e a própria UCP. O diagrama em blocos detalhado dos módulos periféricos, conforme ilustrado na Figura 26, descreve seus componentes e interconexões.

Figura 26 – Diagrama de blocos detalhado dos módulos periféricos.



Fonte: O Autor, 2019.

4.1.7 Módulo Central

A necessidade de detectar obstáculos ao nível do rosto é evidente, uma vez que uma contusão nesta região pode acarretar dano físico severo. Desta forma, o módulo central, também é munido do sistema de detecção de obstáculos através de sensor ultrassônico. Assim como os módulos periféricos o módulo central é munido do circuito de *feedback* vibrotátil.

Para evitar sobrecarregar o canal auditivo do usuário com excesso de informações em áudio, o módulo central recebe as informações referentes a detecção de obstáculos pelos módulos periféricos através da conexão sem fio, verifica qual o módulo apresenta o menor valor de proximidade e então determina a qual intervalo esse valor pertence, conforme apresentado na Tabela 14, a partir daí fornece o *feedback* auditivo.

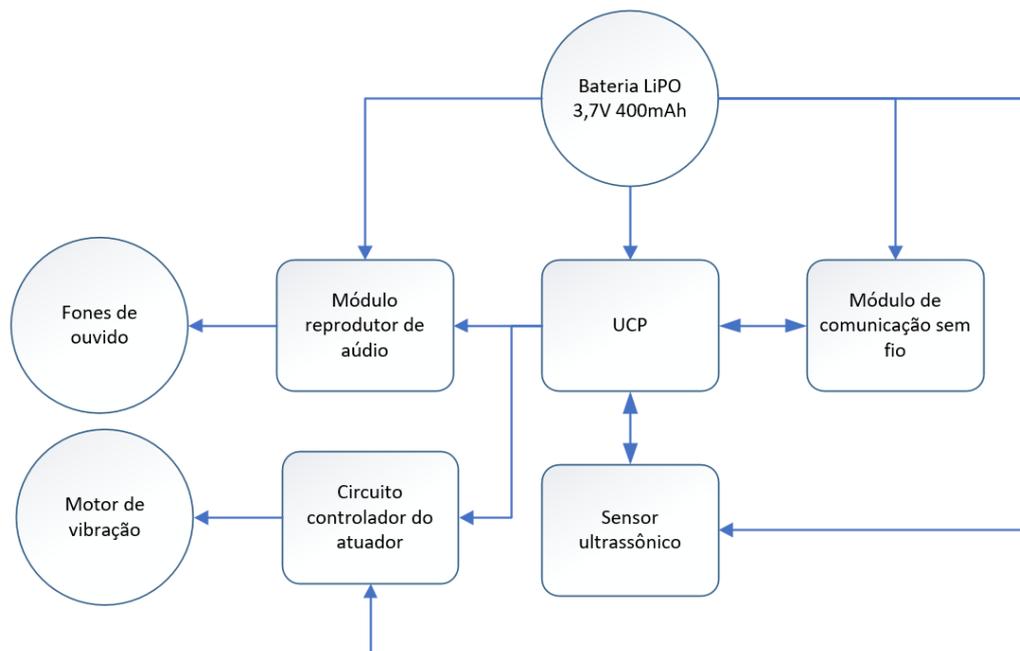
Tabela 14 – Intervalos de detecção de obstáculos para feedback auditivo.

Intervalo	evento
$< 3m$ e $\geq 2m$	Obstáculo próximo
$< 2m$ e $\geq 1m$	Obstáculo muito próximo
$< 1m$	Obstáculo iminente

Fonte: O Autor, 2019.

De forma análoga aos módulos periféricos, o módulo central é constituído da UCP, módulo de comunicação sem fio, sensor ultrassônico e circuito de controle do atuador vibracional. Adicionalmente, o módulo central apresenta o módulo reproduzidor de áudio, conforme ilustrado na Figura 27.

Figura 27 – Diagrama de blocos detalhado do módulo central.



Fonte: O Autor, 2019.

Os arquivos de áudio a serem executados pelo módulo central são armazenados no cartão microSD do módulo reproduzidor de áudio. O arquivo de áudio a ser executado é selecionado a depender de qual dos módulos periféricos ou central apresenta a menor distância em relação a objetos. Definiu-se três faixas de distâncias para execução de áudio são elas: iminente, para obstáculos detectados a menos de 1m; muito próximo, para obstáculos detectados acima de 1 m e abaixo de 2 m; próximo, para obstáculos detectados acima de 2 m e

abaixo de 3 m. Desta forma, foram elaborados arquivos de áudio com duração aproximada de 3 segundos, isso significa que quando detectados obstáculos abaixo de 3 m o usuário será alertado de forma audível a cada 3 segundo. A audiodescrição dos áudios é apresentada conforme Tabela 15.

Tabela 15 – Audiodescrição dos possíveis áudios executáveis pelo módulo central.

Módulo selecionado	Evento	Audiodescrição
Central	Obstáculo próximo	Cabeça próximo
	Obstáculo muito próximo	Cabeça muito próximo
	Choque iminente	Cabeça iminente
Periférico superior direito	Obstáculo próximo	Braço direito próximo
	Obstáculo muito próximo	Braço direito muito próximo
	Choque iminente	Braço direito iminente
Periférico superior esquerdo	Obstáculo próximo	Braço esquerdo próximo
	Obstáculo muito próximo	Braço esquerdo muito próximo
	Choque iminente	Braço esquerdo iminente
Periférico inferior direito	Obstáculo próximo	Perna direita próxima
	Obstáculo muito próximo	Perna direita muito próxima
	Choque iminente	Perna direita iminente
Periférico inferior esquerdo	Obstáculo próximo	Perna esquerda próxima
	Obstáculo muito próximo	Perna esquerda muito próxima
	Choque iminente	Perna esquerda iminente

Fonte: O Autor, 2019.

Uma vez que o módulo central é aquele com maior consumo de corrente dado a utilização do reproduzidor de áudio. Realizou-se um teste de autonomia da bateria simulando o pior dos cenários possíveis, ou seja, detecção constante e ininterrupta de obstáculos a distância mínima, forçando a vibração máxima do motor, até a descarga da bateria. Desta forma, foram ligados todos os módulos e o módulo central com o sensor sobre uma mesa voltado para baixo, conforme apresentado na Figura 28.

Figura 28 – Posicionamento do módulo central sobre uma superfície plana, simulando obstáculo a mínima distância para verificação da autonomia da bateria.



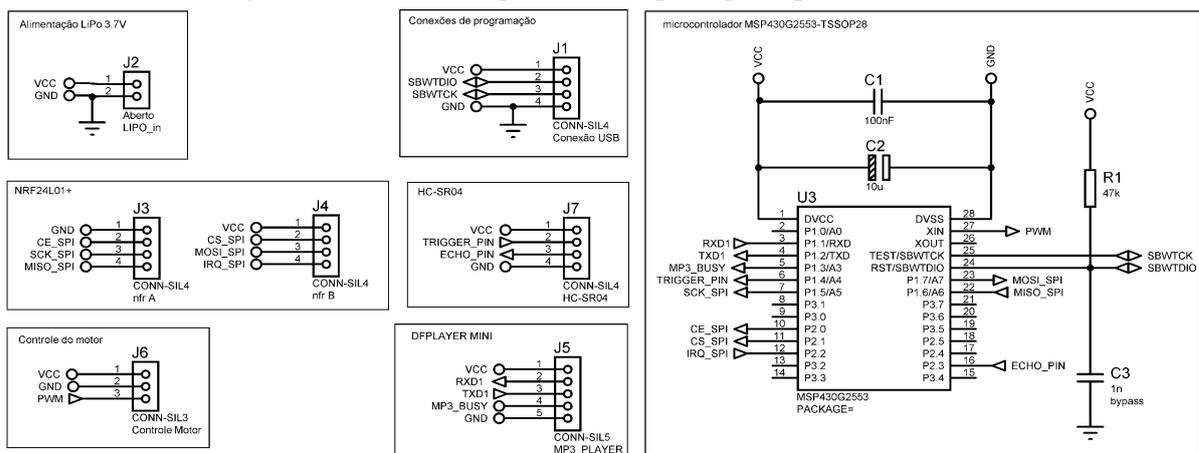
Fonte: O Autor, 2019.

Foram realizadas 10 medições nessas mesmas condições obtendo uma média de 1hr30min de autonomia da bateria, no pior dos cenários. Realizando o teste sob condições normais de uso do equipamento, em ambiente interno, obteve-se uma média de 5 horas de autonomia da bateria.

4.1.8 Prototipação

O circuito esquemático da placa principal dos módulos foi elaborado no *software* ISIS Proteus, conforme ilustrado na Figura 29.

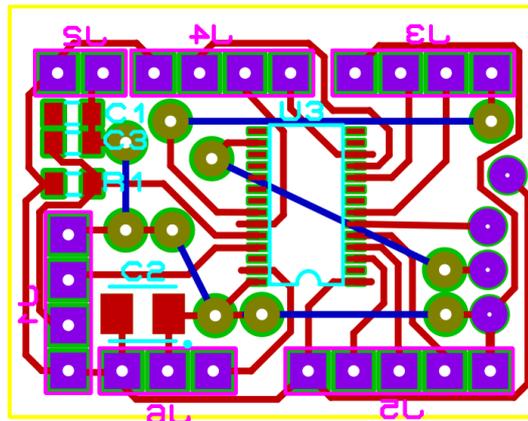
Figura 29 – Circuito esquemático da placa principal dos módulos.



Fonte: O Autor, 2019.

O layout da placa principal dos módulos foi elaborado no *software* Ares Proteus, conforme ilustrado na Figura 30.

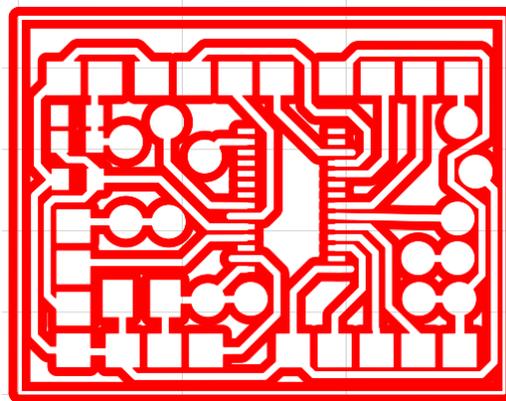
Figura 30 – Layout da placa principal dos módulos.



Fonte: O Autor, 2019.

Uma vez elaborado o layout produziu-se os arquivos de configuração das rotas, utilizando o *software* FlatCam, para impressão a laser, conforme ilustrado na Figura 31.

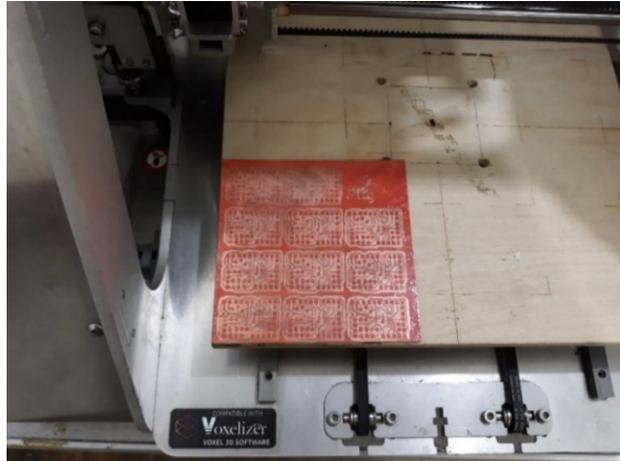
Figura 31 – Em vermelho, rotas para impressão a laser.



Fonte: O Autor, 2019.

A placa virgem de cobre é esmaltada e posta na impressora laser, o arquivo GCODE produzido pelo *software* FlatCAM contém as informações relativas as configurações de impressão. Quando o laser atinge o esmalte, provoca a queima da camada de esmalte naquele ponto e o aparecimento do cobre, conforme apresentado na Figura 32.

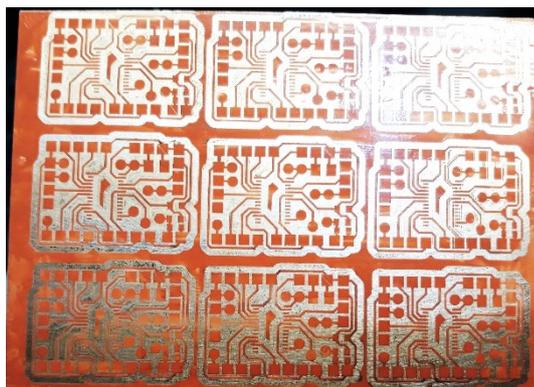
Figura 32 – Impressão a laser finalizada, observa-se a remoção do esmalte e o desenho perfeito das rotas.



Fonte: O Autor, 2019.

Finalizada a impressão, a placa matriz contendo vários circuitos é removida da impressora e limpa com água e flanela. Este procedimento é necessário dado que a queima do esmalte deixa certa quantidade de resíduo. Para uma boa corrosão pelo percloro de ferro deve-se limpar o cobre até que apresente o brilho característico do metal, com cuidado para não danificar as trilhas e ilhas em esmalte. Obtendo assim, um resultado semelhante ao apresentado na Figura 33.

Figura 33 – Placa matriz após limpeza com água para remoção de resíduos.



Fonte: O Autor, 2019.

A etapa seguinte é mergulhar a placa matriz numa solução de percloro de ferro a fim de remover todo cobre exposto, conforme apresentado a Figura 34. Este processo leva cerca de 20 minutos, deve-se checar a cada 10 minutos pois existe a possibilidade o percloro

remover o esmalte. Caso submerso por um tempo demasiado longo o perclorado pode penetrar entre a interface esmalte e cobre.

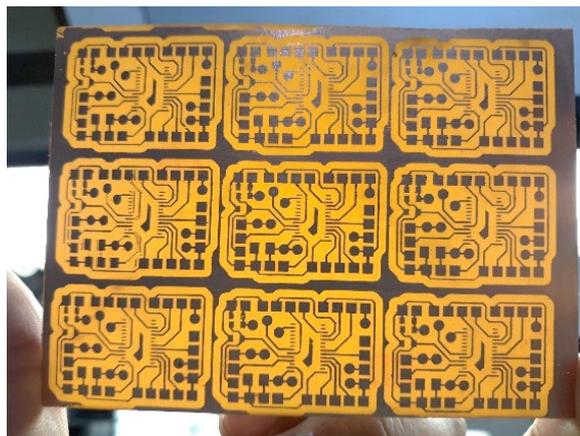
Figura 34 – Placa matriz após descansar submersa numa solução de perclorato de ferro.



Fonte: O Autor, 2019.

Após a remoção de todo o cobre visível, a placa matriz é limpa para retirada do esmalte, conforme apresentado na Figura 35. Esse processo exige um solvente, neste caso foi utilizado acetona. Deve-se remover todo esmalte até que o cobre apresente o brilho característico do metal.

Figura 35 – Placa matriz após limpeza com acetona para remoção do esmalte.



Fonte: O Autor, 2019.

O passo seguinte é o corte e retificação da laterais das placas individuais provenientes da placa matriz, conforme apresentado na Figura 36. Realizou-se o corte com arco de serra e ajuste fino com micro-retífica.

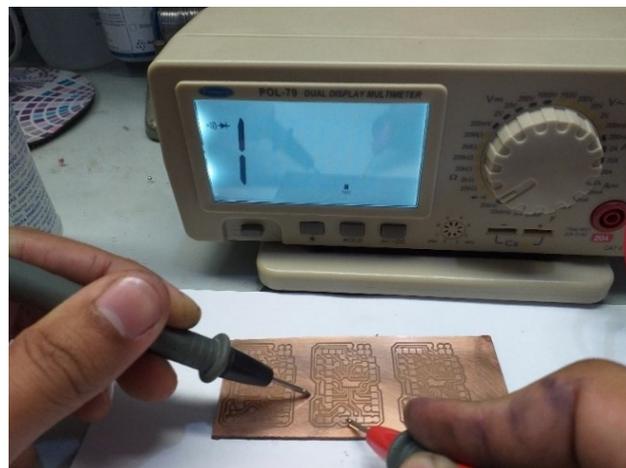
Figura 36 – Placa principais dos módulos após corte da placa matriz finalizada.



Fonte: O Autor, 2019.

A etapa seguinte é o teste de continuidade em cada placa, conforme apresentado na Figura 37, das trilhas para garantir o perfeito funcionamento do circuito após a soldagem dos componentes e evitar curtos-circuitos.

Figura 37 – Teste de continuidade das trilhas e verificação possíveis curtos-circuitos nas placas confeccionadas.



Fonte: O Autor, 2019.

As placas que apresentaram problemas incorrigíveis são descartadas e aquelas adequadas são estanhadas, conforme apresentado na Figura 38, para evitar processo de oxidação superficial do cobre.

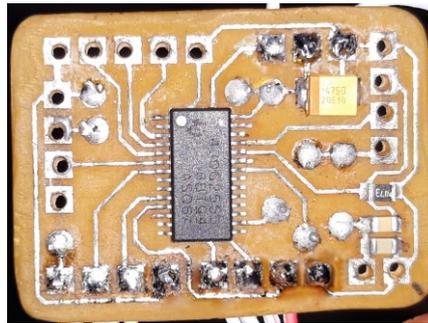
Figura 38 – Processo de estanho das trilhas e ilhas da placa confeccionada.



Fonte: O Autor, 2019.

Em seguida é feita a soldagem dos componentes sobre a placa confeccionada, conforme apresentado na Figura 39.

Figura 39 – Soldagem dos componentes na placa principal dos módulos.



Fonte: O Autor, 2019.

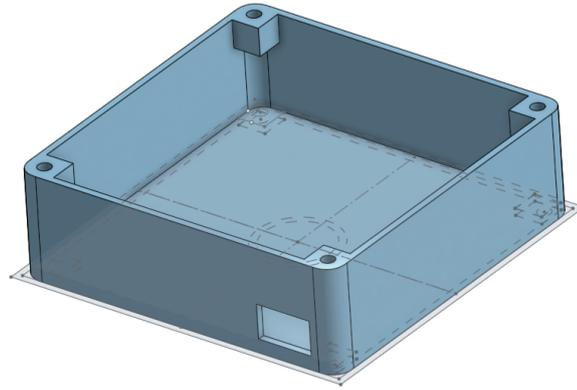
4.1.9 Desenvolvimento dos Invólucros

Para desenho e produção do sólido para impressão 3D em PLA, foi utilizado o *software* OnShape, que é uma aplicação de uso livre para fins não comerciais. Apresenta uma interface de fácil entendimento além de ser totalmente *online*, ou seja, não é necessária instalação de qualquer *software* exceto um navegador de internet.

Os invólucros dos módulos periféricos têm dimensões $48 \times 15 \times 48$ mm, respectivamente largura, altura e comprimento, com casca de 2 mm. Contando com quatro suportes para parafusos de 6 mm de percurso por 2 mm de diâmetro, que fixam as tampas nos invólucros. Os mesmos contam com uma abertura retangular para passagem do conector

USB-mini fêmea utilizado tanto para programação quanto para carregamento das baterias dos módulos, conforme apresentado na Figura 40.

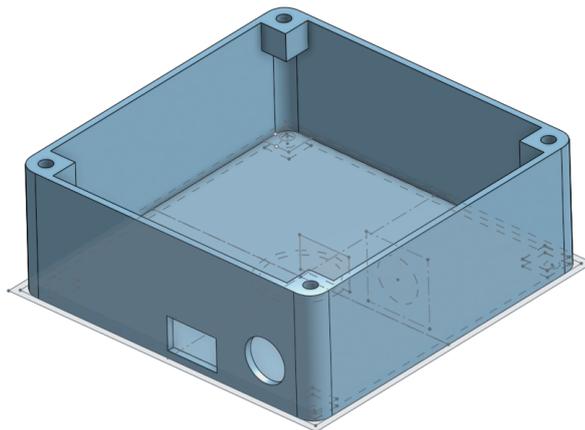
Figura 40 – Projeto no OnShape do invólucro para os módulos periféricos.



Fonte: O Autor, 2019.

O invólucro para o módulo central possui as mesmas dimensões do invólucro periférico exceto pela altura que assume o valor de 18 mm, devido ao componente extra, o módulo reproduzidor de áudio, além disso possui uma abertura para conector de áudio P2, conforme ilustrado na Figura 41.

Figura 41 – Projeto no OnShape do invólucro para o módulo central.

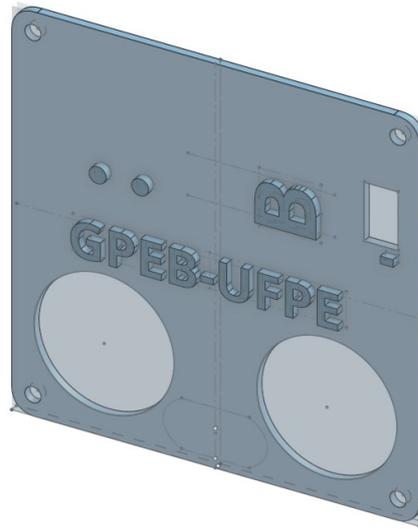


Fonte: O Autor, 2019.

A tampa dos módulos periférico e central possuem as mesmas dimensões, e camada de 2 mm. Nela consta a frase “GPEB-UFPE”, uma letra identificando o módulo bem como sua respectiva transcrição em braile, todos em alto relevo, conforme ilustrado na Figura 42. As

letras de identificação são respectivamente, A – módulo central, B – módulo periférico do braço direito, C – módulo periférico da perna direita, D – módulo periférico do braço esquerdo e E – módulo periférico da perna esquerda.

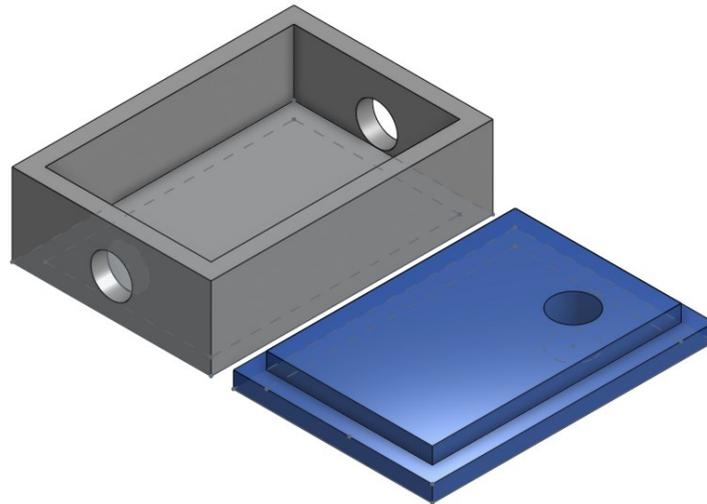
Figura 42 – Projeto no OnShape da tampa do módulo periférico do braço direito.



Fonte: O Autor, 2019.

Para carregamento das baterias, de LiPo 3,7V 400 mAh, dos módulos. Construiu-se o invólucro, conforme apresentado na Figura 43 para abrigar o módulo carregador de baterias TP4056 com capacidade corrente máxima de 1 A. O *design* apresenta 3 aberturas, uma para conexão do cabo de alimentação de entrada, outra para o cabo de saída e uma para exibição dos LEDs indicadores de estado do carregador.

Figura 43 – Projeto no OnShape do invólucro para o carregador de baterias TP4056.



Fonte: O Autor, 2019.

O carregador deve ser alimentado por uma fonte de tensão DC de 5 V utilizando uma conexão USB, comum a *smartphones*, enquanto é conectado aos módulos através de uma conexão USB-mini para carregamento das baterias, conforme apresentado na Figura 44. O design criado permite a visualização dos LEDs indicadores do TP4056 que apresenta a cor vermelha quando conectado a bateria e ela não está total carregada, e a cor verde quando não está conectado a bateria ou quando conectado e a bateria se encontra totalmente carregada.

Figura 44 – Carregador das baterias dos módulos: (a) quanto não conectado ao módulo; (b) enquanto carregando o módulo.



Fonte: O Autor, 2019.

Por fim, é realizada a impressão 3D em PLA dos projetos dos invólucros e tampas produzidos no *software* OnShape. Em seguida a montagem dos módulos e adição de vélcros, conforme apresentado na Figura 45, para que os mesmos possam ser vestidos pelos voluntários durante a execução do protocolo do experimento.

Figura 45 – Apresentação dos módulos central e periféricos após finalizada a prototipação e confecção dos invólucros.



Fonte: O Autor, 2019.

4.1.10 Orçamento do Projeto

Os equipamentos utilizados na pesquisa (osciloscópio, multímetro de bancada, gerador de sinais, impressora 3D, filamento para impressão em 3D) pertencem ao Laboratório de Interface Humano-Máquina (LIHOM) da UFPE. Estes equipamentos já pertencem ao laboratório de pesquisa em Engenharia Biomédica. Foi necessária apenas a compra dos itens apresentados na Tabela 16.

Tabela 16 – Orçamento estimado do projeto.

Descrição	Quantidade	Valor Unitário	Valor Total
Confecção de PCB com Microcontrolador MSP430G2553	5	90,00	450,00
Sensor de Ultrassônico HC-SR04	5	10,00	50,00
Motor Vibracall 1027	4	9,00	36,00
Módulo Wireless nRF24L01+	5	11,90	59,50
MP3 Player DFPlayer Mini	1	19,00	19,00
Bateria LiPo 3,7V 400mAh	5	17,00	85,00
Carregador de Baterias de Lítio TP4056	1	9,00	9,00
Custo total de mão-de-obra	-	250,00	350,00
TOTAL		988,05 R\$	

Fonte: O Autor, 2019.

4.2 FIRMWARE

O desenvolvimento do *firmware* foi metódico e será abordado com clareza através de fluxogramas, buscando facilitar o entendimento do sistema e compreensão das rotinas principais responsáveis pelo sensoriamento, controle dos atuadores, comunicação entre os módulos periféricos e central, e a comunicação realizada com o módulo reproduzidor de áudio responsável pelo *feedback* auditivo.

4.2.1 Ambiente de Desenvolvimento

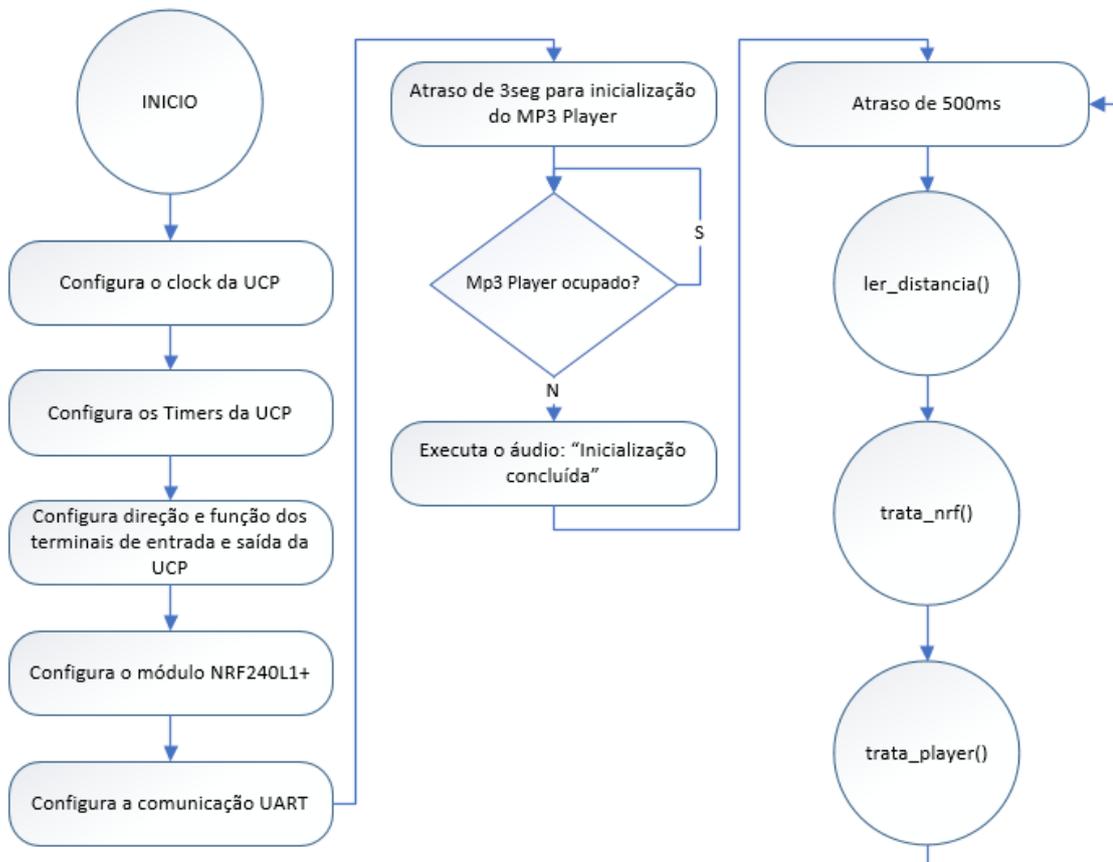
O microcontrolador adotado como unidade central de processamento foi o MSP430G2553, da Texas Instruments®. A mesma fornece a ferramenta para o desenvolvimento dos *firmwares* e gravação no *chip*. O ambiente distribuído pela Texas é o *Code Composer Studio* (CCS), esta interface de desenvolvimento oferece liberdade ao programador para manipulação de todas as funções do microcontrolador deste o nível de registradores. Garantindo maior controle e segurança sobre o que está sendo executado. Acima de tudo o CCS permite realizar simulações em tempo de execução no próprio microcontrolador, desta forma é possível acompanhar a mudança dos registradores e variáveis

do sistema desenvolvido. Além disso, tem-se a possibilidade de programação tanto em linguagem C quando em Assembly.

4.2.2 Módulo Central

A operação do módulo central consiste na inicialização dos periféricos da UCP e configuração dos módulos que serão utilizados. Uma vez que o módulo MP3 Player exige um tempo mínimo para inicializar totalmente, foi inserido um atraso de três segundos e aguardo pela liberação do MP3 Player informada através do terminal BUSY. Após a liberação o usuário recebe um *feedback* auditivo informado que a inicialização foi concluída com sucesso. Em seguida, o microcontrolador entra no laço principal constituído do atraso de 500ms e da chamada dos procedimentos “ler_distancia”, “trata_nrf” e “trata_player”, conforme ilustra o fluxograma apresentado na Figura 46.

Figura 46 – Fluxograma da operação do módulo central.

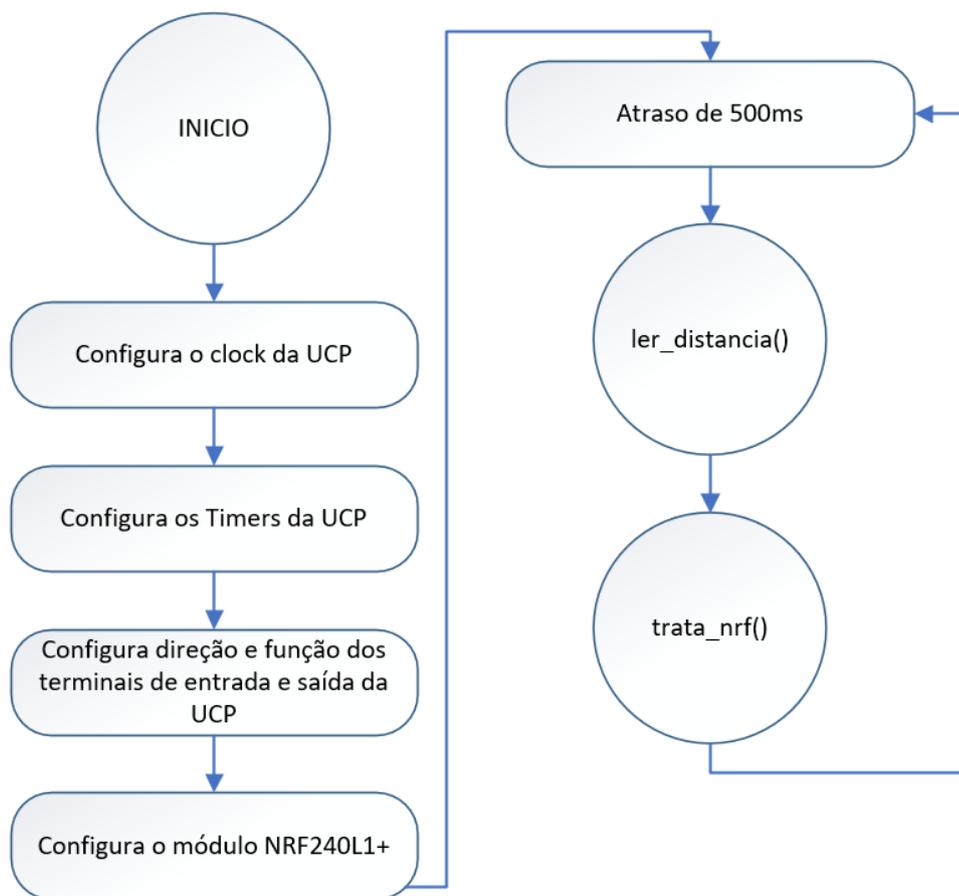


Fonte: O Autor, 2019.

4.2.3 Módulos Periféricos

De forma semelhante a apresentada anteriormente para o módulo central, a operação dos módulos periféricos consiste na inicialização dos periféricos da UCP e configuração dos módulos que serão utilizados. Em seguida, o microcontrolador entra no laço principal constituído do atraso de 500ms e da chamada dos procedimentos “ler_distancia” e “trata_nrf”, conforme ilustra o fluxograma apresentado na Figura 47.

Figura 47 – Fluxograma da operação dos módulos periféricos.



Fonte: O Autor, 2019.

4.2.4 Cálculo de Distância

Como já mencionado, o princípio de funcionamento do sensor ultrassônico HC-SR04 é que ao receber um pulso de duração mínima de 10us o emissor dispara 8 pulsos a 40 kHz e aguarda o sinal ser captado no receptor do sensor. Ao ser captado o sensor põe o terminal

Echo em nível alto por um tempo proporcional ao tempo de detecção da onda refletida, o que permite calcular a distância através da expressão,

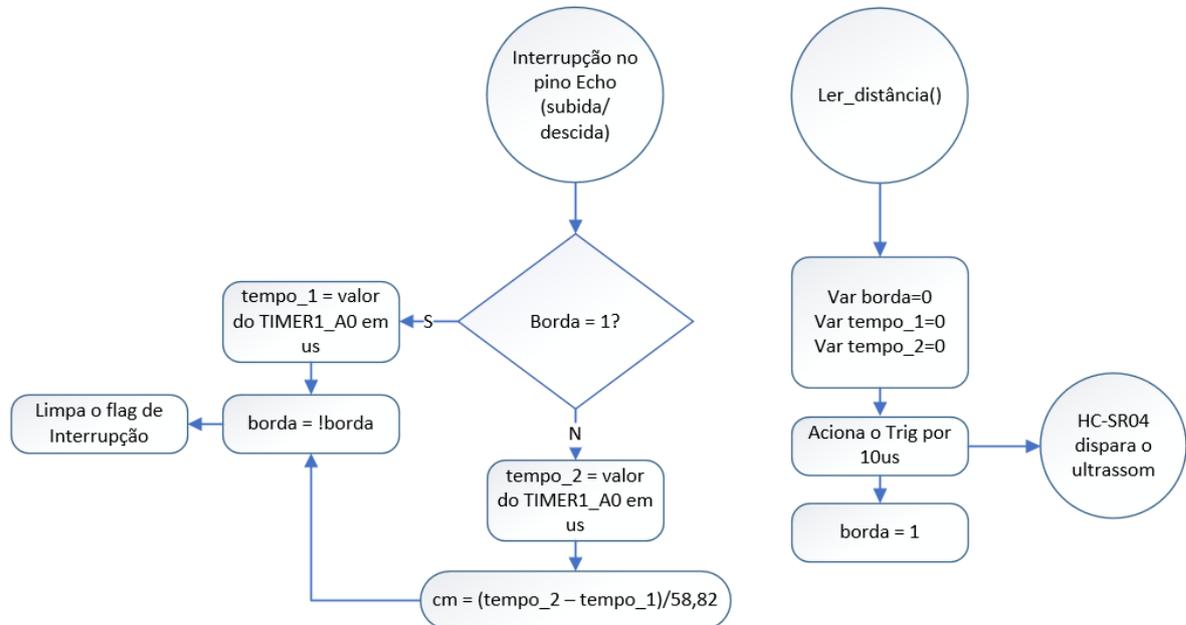
$$d[cm] = \frac{\Delta t}{58,82}. \quad (6)$$

A rotina de leitura de distância inicializa três variáveis: “borda”, “tempo_1” e “tempo_2”. A variável “borda” é responsável por armazenar o estado da última detecção de borda identificada pela interrupção no pino *Echo*, conectado ao terminal de mesmo rótulo no HC-SR4. Sendo assim, a variável “borda” assume valor 1 quando detectado borda de subida no sinal *Echo*, e assume valor zero quando detectado borda de descida no mesmo sinal. A variável “tempo_1” armazena o valor do contador do *Timer1_A0* da UCP quando detectado borda de subida na interrupção. Enquanto a variável “tempo_2” armazena o valor do mesmo contador quando detectada borda de descida na interrupção. A UCP está configurada de tal maneira que a contagem do *Timer1_A0* ocorre de um valor por microssegundo, conseqüentemente as variáveis “tempo_1” e “tempo_2” são mensuradas também em microssegundo.

Uma vez chamado o procedimento “ler_distancia”, as variáveis são zeradas e o pino Trig é posto em nível alto por tempo suficiente, 10us, para que o HC-SR04 dispare o ultrassom e a variável “borda” assume o valor 1. Quando o receptor detecta a onda refletida o pino *Echo* passa de nível baixo para nível alto, e está borda de subida é detectada pela interrupção do pino na UCP. A rotina da interrupção verifica qual a borda foi detectada através da variável “borda”, como neste primeiro momento “borda” igual a 1 a rotina irá armazenar o valor do contador do *Timer1_A0* na variável “tempo_1”. Em seguida, ocorre a mudança de estado da variável “borda”, assumindo o valor zero e o *flag* de interrupção é limpo para receber uma nova solicitação. Esta solicitação ocorre quando o pino *Echo* muda de nível alto para nível baixo, uma vez que o HC-SR04 fornece um pulso no *Echo* de duração proporcional à distância de detecção do obstáculo. Ao detectar essa borda de descida a interrupção é acionada e verificado que a variável “borda” é diferente de 1 e o valor do contador do *TIMER1_A0* é atribuído a variável “tempo_2”. Este tipo de operação do *Timer* é conhecido como “capture/compare” (DAVIES, 2008). Para calcular a distância em centímetros basta a conversão matemática: (“tempo_2” – “tempo_1”) que é a duração em nível alto do pulso do pino *Echo*, em microssegundos, dividido por 58,82. Em seguida ocorre novamente a inversão da variável “borda”, a limpeza do *flag* de interrupção e aguarda-se uma

nova solicitação. As etapas da rotina podem ser visualizadas através do fluxograma apresentado na Figura 48.

Figura 48 – Fluxograma da rotina de leitura de distância executada pela UCP com o sensor HC-SR04.

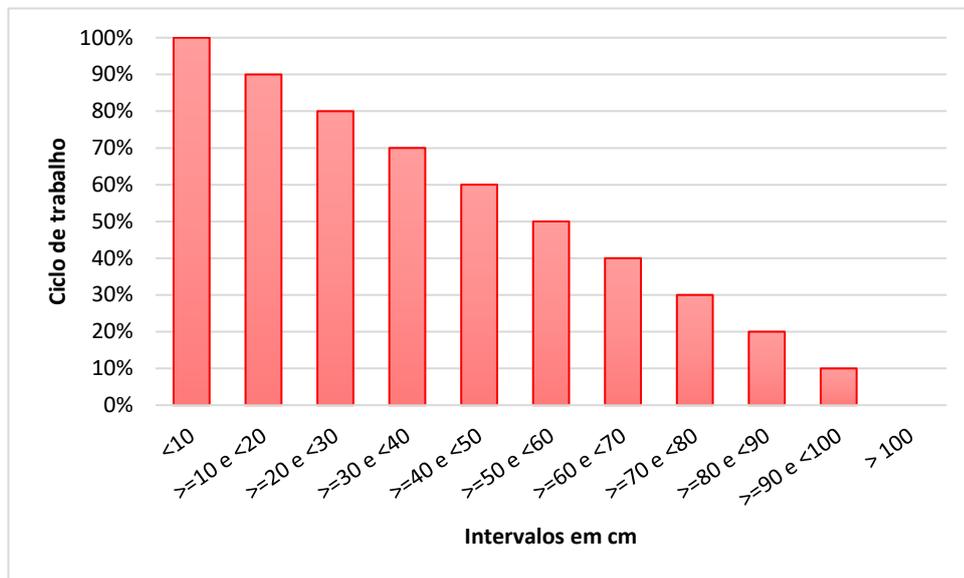


Fonte: O Autor, 2019.

4.2.5 Acionamento de Atuadores

Para gerar o sinal PWM necessário ao controle da intensidade da vibração do motor através do circuito de controle do atuador, utilizou-se o *Timer0_A1* do MSP430G2553. Definiu-se uma frequência fixa de 10 Hz para melhor percepção dos pulsos durante o *feedback* vibrotátil. Configurado o *Timer*, segue-se para o ajuste da intensidade das vibrações de acordo com a proximidade de obstáculos. Dado que o *feedback* auditivo foi definido para três categorias e com alcance de até três metros, optou-se por aumentar a sensibilidade do *feedback* vibrotátil para obstáculos próximos, até um metro. A relação entre as faixas de distâncias e o ciclo de trabalho do PWM podem ser observados conforme ilustrado na Figura 49. Onde a um incremento ou decremento de 10% no ciclo de trabalho do PWM quando ocorre a detecção de obstáculos dentro de intervalos que distam de 10 cm dentro da faixa de 1 m.

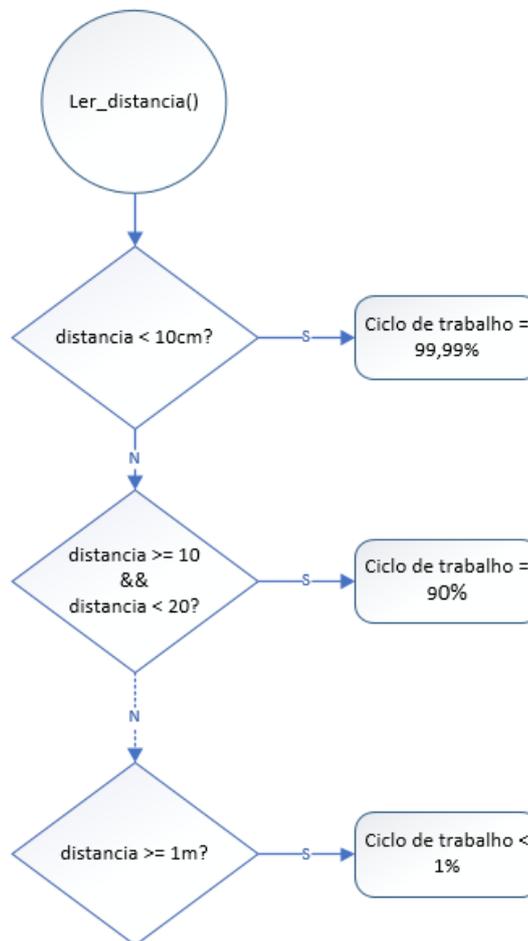
Figura 49 – Gráfico de intensidade relativa da vibração, representado através do ciclo de trabalho do PWM, versus a faixa de distâncias em centímetros.



Fonte: O Autor, 2019.

Foram criadas 11 faixas com intervalos de 10 centímetros, sempre que é detectado um obstáculo e determinada sua distância, através do procedimento “ler_distancia”, conforme ilustrado na Figura 50, o PWM é atualizado para produzir a intensidade da vibração de acordo com a faixa em que a respectiva distância pertence. Fica evidente que para distâncias superiores a 1 m o *feedback* vibracional é irrelevante, em contrapartida é fornecida grande sensibilidade a obstáculos próximos, enquanto o *feedback* auditivo se encarrega de informar sobre obstáculos mais distantes. Testes preliminares utilizando uma distribuição linear ao longo dos 300 cm de alcance, mostraram que a percepção da distância em relação ao *feedback* vibrotátil é menos sensível, sendo assim a utilização de variações de ciclo de trabalho em torno de 10% para cada intervalo de 10 cm, dentro de 1 m, mostrou-se uma alternativa promissora.

Figura 50 – Fluxograma do ajuste do PWM de controle de comutação do circuito de controle do atuador baseado na faixa de distância do obstáculo detectado.



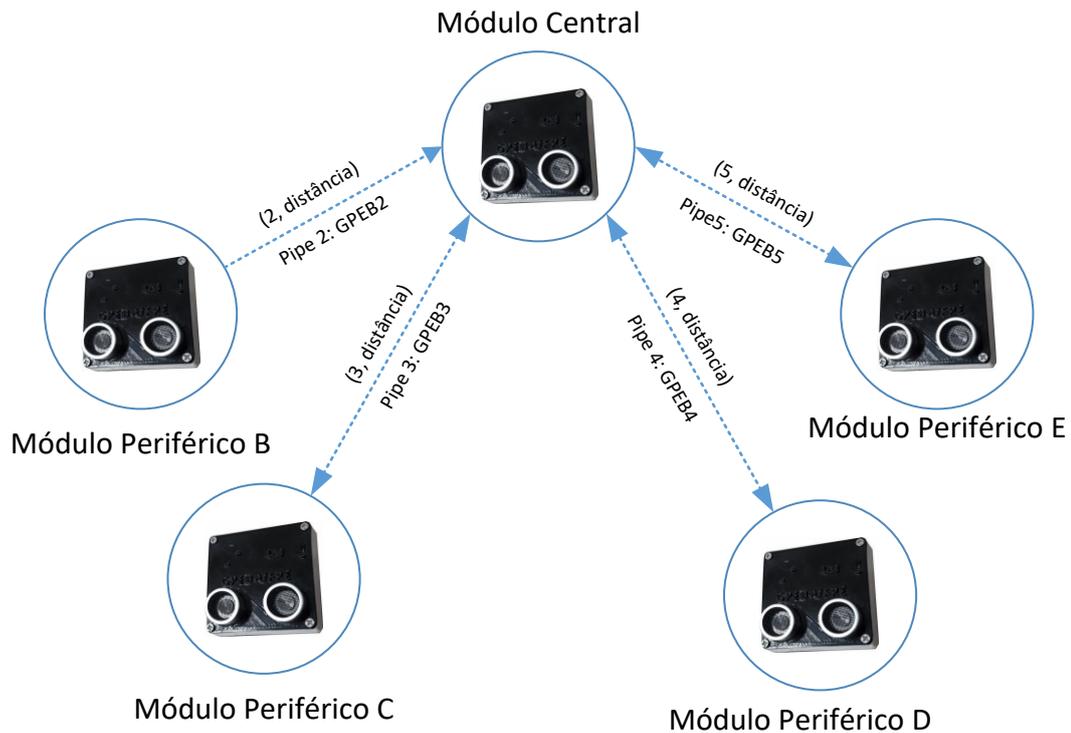
Fonte: O Autor, 2019.

4.2.6 Comunicação entre Módulos

Existem dois procedimentos importantes, o primeiro é a configuração e segundo é o tratamento da comunicação entre os nRFs, respectivamente “config_nRF24L01” e “trata_nrf”. No primeiro são definidos os parâmetros de operação da comunicação, a especificação dos *pipes* e a definição do modo de operação do módulo nRF. Quanto ao procedimento de tratamento a preocupação é verificar se há solicitação de algum transmissor, se foi estabelecido *link* entre o modulo receptor e o transmissor, e o que fazer com o pacote de dados recebidos durante essa comunicação. Os pacotes têm comprimento de 3 bytes, onde o um byte armazena a identificação do módulo transmissor e dois bytes contêm a informação da distância. O módulo central opera como receptor, uma vez que todos os módulos periféricos

enviam os pacotes de dados com informações de identificação e distância detectada pelo respectivo módulo, conforme ilustrado na Figura 51.

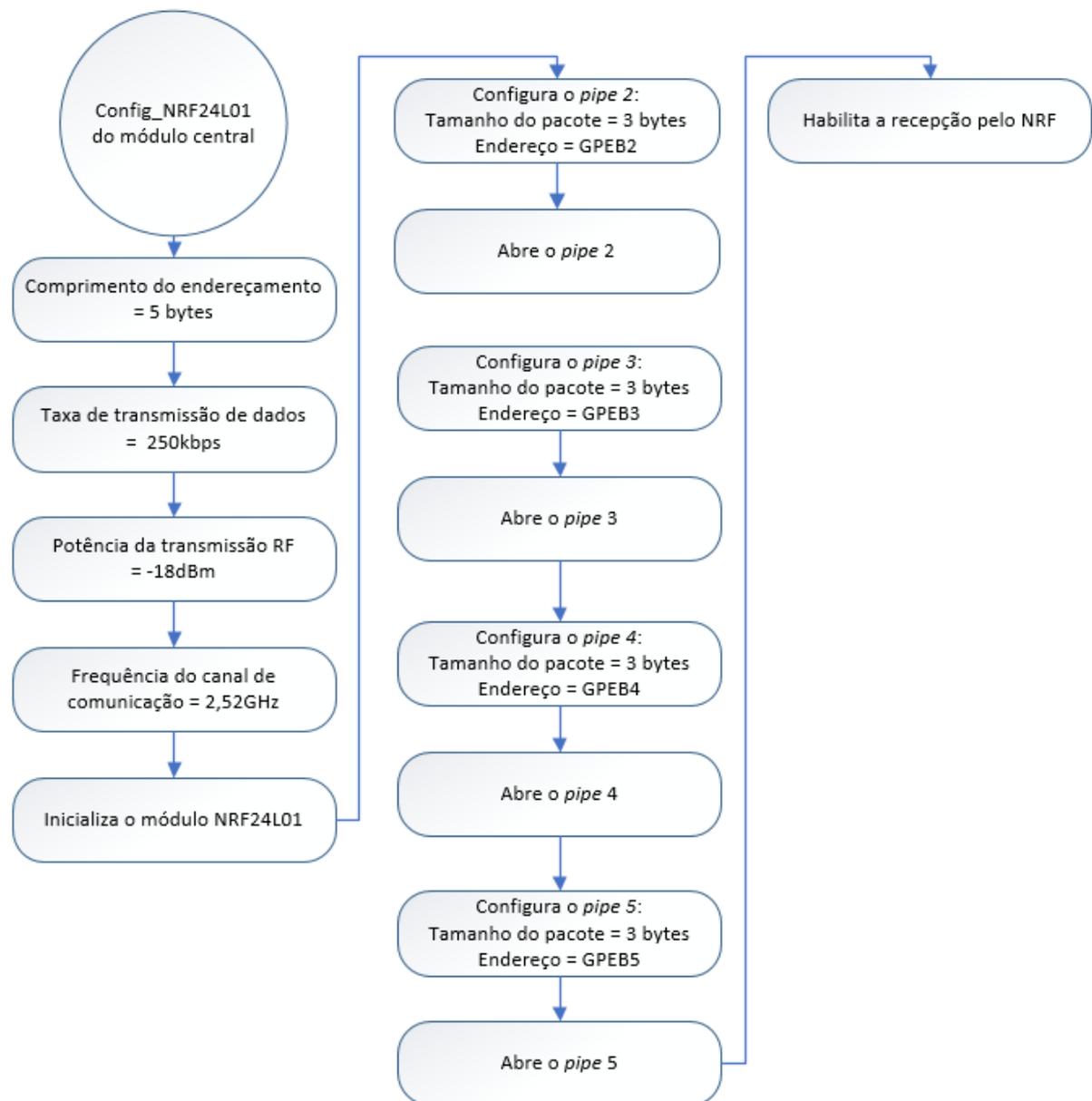
Figura 51 – Comunicação sem fio entre os módulos periféricos e o módulo central através do nRF24L01+, onde cada módulo periférico envia sua identificação e a distância lida pelo sensor ultrassônico para o endereço do *pipe* específico no módulo central.



Fonte: O Autor, 2019.

O módulo central coleta esses dados e armazena nas posições do vetor “distancias []”, responsável por guardar as distâncias em posições específicas relacionadas a cada módulo. O procedimento “config_nRF24L01” do módulo central, define os parâmetros de comprimento do endereçamento dos *pipes*, taxa de transmissão de dados, potência de transmissão e a frequência do canal utilizado para comunicação. Após a definição desses parâmetros o módulo nRF é inicializado, em seguida são definidos os endereços de cada *pipe* no módulo receptor, conforme ilustra o fluxograma apresentado na Figura 52.

Figura 52 Fluxograma do procedimento `config_nRF24L01` do módulo central.

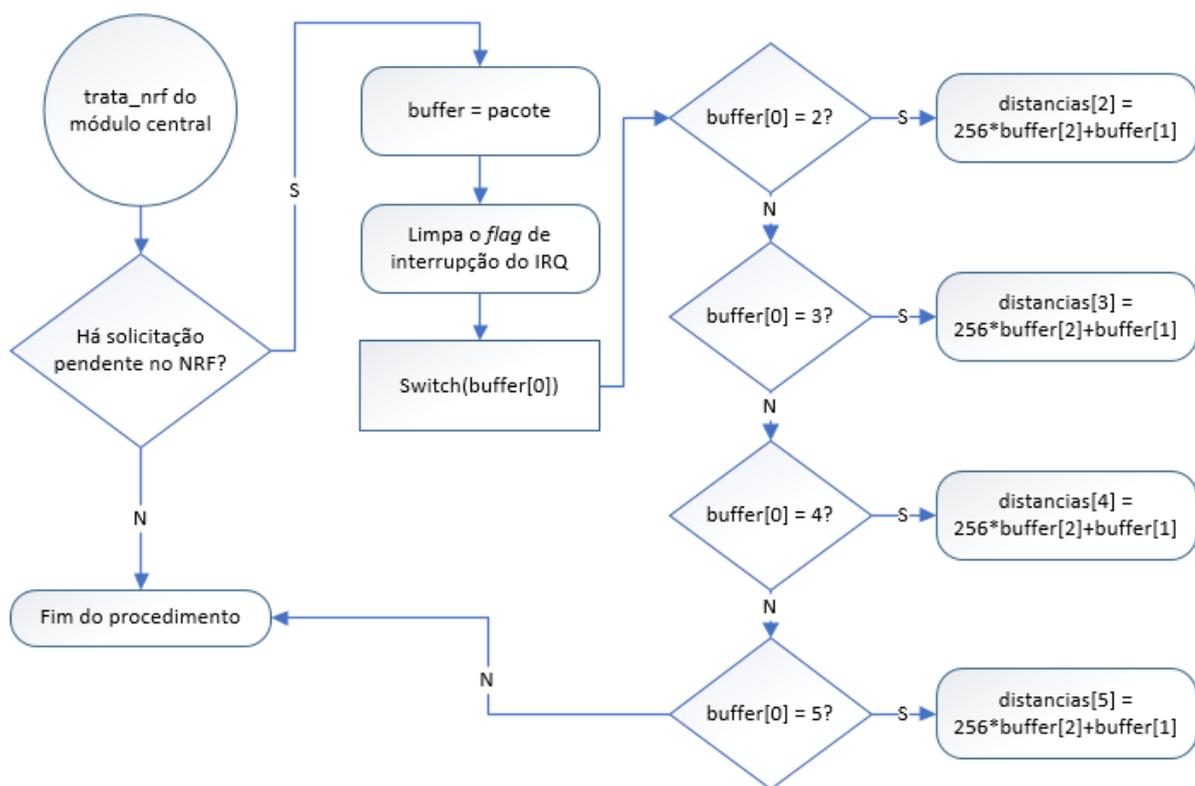


Fonte: O Autor, 2019.

O procedimento “`trata_nrf`” do módulo central verifica se há alguma solicitação de comunicação por um módulo transmissor, nestes casos ocorre a interrupção através do terminal IRQ do módulo nRF, sendo assim para verificar estas solicitações basta verificar a *flag* de interrupção relacionada a este pino na UCP. Uma vez verificada a solicitação, armazena-se o conteúdo do pacote recebido em um *buffer*, vetor que irá armazenar temporariamente os bytes dos pacotes recebidos. Em seguida, verifica-se qual o valor do *buffer* na primeira posição do vetor, ou seja, qual a identificação do módulo que enviou os

dados, podendo assumir os valores: 2 para módulo periférico do braço direito; 3 para módulo periférico da perna direita; 4 para módulo periférico do braço esquerdo; 5 para módulo periférico da perna esquerda. Logo que identificado o módulo ocorre a conversão de 2 bytes, armazenados nas posições 1 e 2 do *buffer*, para um valor inteiro relativo a distância fornecida pelo módulo transmissor, através da expressão $256 \times \text{buffer}[2] + \text{buffer}[1]$, e o valor é então guardado no vetor “distancias” na respectiva posição reservada para o módulo identificado, conforme ilustra o fluxograma apresentado na Figura 53.

Figura 53 – Fluxograma do procedimento de tratamento de solicitações nRF no módulo central.

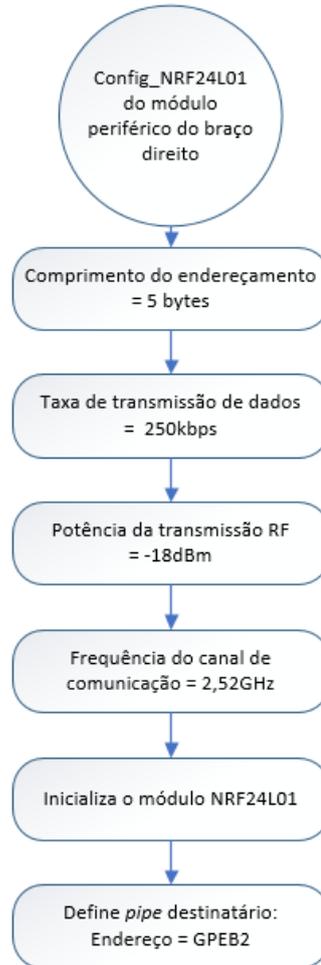


Fonte: O Autor, 2019.

Os módulos periféricos operam como transmissores, ou seja, enviam os pacotes de dados com informação relativa à sua identificação e a distância detectada pelo respectivo módulo. O procedimento “config_nRF24L01” dos módulos periféricos, assim como no módulo central, define os parâmetros como identificação do módulo, comprimento do endereçamento dos *pipes*, taxa de transmissão de dados, potência de transmissão e a frequência do canal utilizado para comunicação. Após a definição desses parâmetros o módulo nRF é inicializado, em seguida é definido o endereço do *pipe* do módulo central que

irá receber esses pacotes transmitidos pelo módulo, conforme ilustra o fluxograma apresentado na Figura 54.

Figura 54 – Fluxograma do procedimento `config_nRF24L01` do módulo periférico do braço direito.

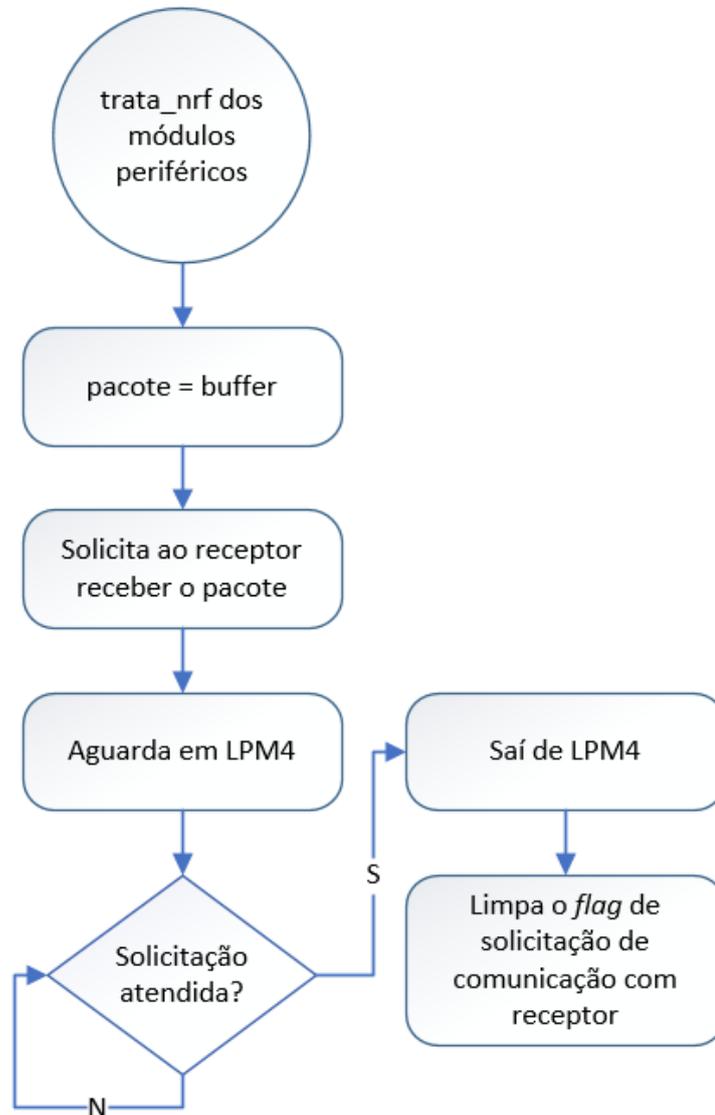


Fonte: O Autor, 2019.

O procedimento “`trata_nrf`” dos módulos periféricos alimenta o pacote a ser enviado ao módulo central, com 1 byte de identificação do módulo periférico e 2 bytes relativos à distância de obstáculos calculada pelo respectivo módulo. Uma vez preparado o pacote, é habilitada a transmissão do nRF, esta transmissão envia uma solicitação IRQ para o módulo central aceitar o pacote, e a UCP do módulo periférico entra em estado *Low Power Mode 4* (LPM4) para minimizar o consumo de recursos do microcontrolador enquanto aguarda a confirmação de que a comunicação entre módulo transmissor e receptor foi estabelecida. Isto se dá através da interrupção do pino IRQ do módulo nRF do lado transmissor. Uma vez atendida a solicitação, o *flag* da interrupção IRQ é acionada tirando a UCP de modo LPM4

para modo ativo, e realiza a limpeza do *flag* concluindo o procedimento “trata_nrf” do módulo periférico, conforme ilustra o fluxograma apresentado na Figura 55.

Figura 55 – Fluxograma do procedimento de tratamento de solicitações nRF nos módulos periféricos.



Fonte: O Autor, 2019.

4.2.7 Tratamento do Reprodutor de Áudio

Para que o módulo central envie o comando via serial para que o módulo mp3 player execute o áudio relativo ao obstáculo mais próximo, é necessário primeiro determinar duas variáveis: qual módulo apresenta menor distância em relação a obstáculo e qual o valor desta distância informada pelo respectivo módulo. Desta forma, implementou-se um algoritmo que

realiza a varredura no vetor do módulo central que contém os valores das distâncias enviadas pelos módulos periféricos. Este vetor chamado “distancias” possui cinco posições cada uma reservada para um módulo específico, a saber: “distancias [0]” para módulo central; “distancias [1]” para módulo periférico do braço direito; “distancias [2]” para módulo periférico da perna direita; “distancias [3]” para módulo periférico do braço esquerdo; “distancias [4]” para módulo periférico da perna esquerda.

A função denominada “menor” é responsável por verificar qual posição do vetor apresenta o menor valor. Para isso a função tem como entrada qual vetor se deseja avaliar e o comprimento dele, evitando assim a chamada de uma função extra para determinar o comprimento do vetor. Dentro da função “menor” temos uma busca recursiva composta por um duplo laço que permite a verificação do conteúdo das posições do vetor “distancias” sem repetir comparações que já tenham sido realizadas, uma vez que a variável “aux” retém o menor valor já localizado. Ao final dos laços, a função retorna à posição do vetor que contém o menor valor entre eles, “pos_menor”, conforme ilustra o fluxograma apresentado na Figura 56.

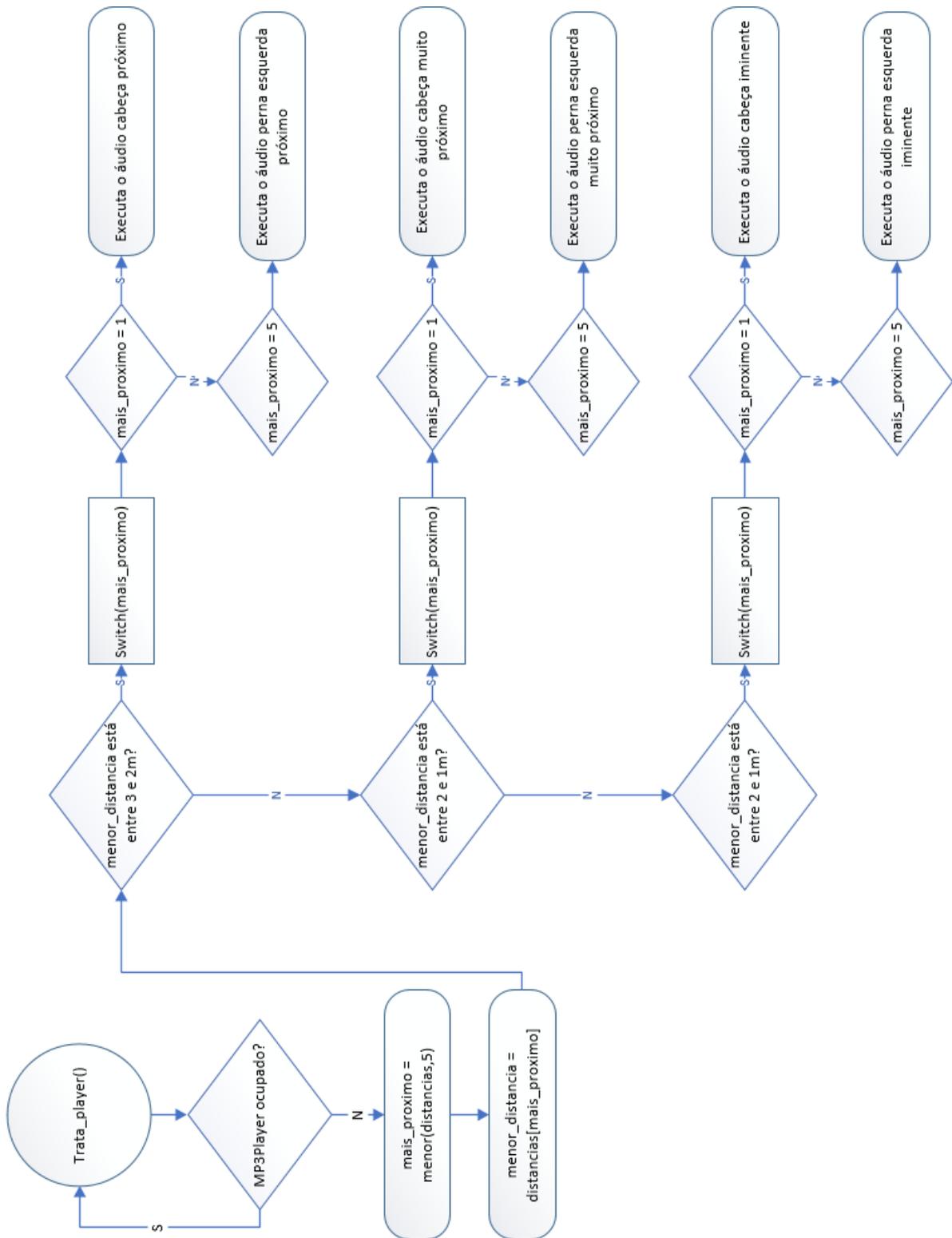
Figura 56 – Fluxograma da função de verificação do módulo que apresenta menor distância em relação a obstáculos.



Fonte: O Autor, 2019.

Uma vez determinado a posição do vetor “distancias” que apresenta a menor distância tem-se a informação de qual módulo está mais próximo de um obstáculo, e é armazenada na variável “mais_proximo”. Assim, basta solicitar o conteúdo daquela posição no vetor “distancias” para obter-se o valor da distância relativa ao módulo informado que se encontra mais próximo de obstáculo naquele dado momento, e é armazenada na variável “menor_distancia”. Munido dessas duas informações o sistema utiliza esses dados na rotina de “trata_player” para selecionar o áudio apropriado para cada situação, conforme ilustra o fluxograma apresentado na Figura 57.

Figura 57 – Fluxograma do procedimento de tratamento do mp3 player e o método de seleção do áudio apropriado de acordo com a detecção de obstáculos pelos módulos.



Fonte: O Autor, 2019.

4.3 COLETA DE DADOS

Para ter acesso a pessoas deficientes visuais contou-se com a colaboração do Centro de Estudos Inclusivos - CEI, do Centro de Educação da Universidade Federal de Pernambuco, o qual desenvolve diversas atividades, entre elas suporte e consultoria, objetivando a inclusão social e acessibilidade a fim de promover qualidade de ensino para as pessoas com deficiência. O CEI participou todo o processo desde facilitar o acesso aos voluntários, recrutamento e a fase de coleta dos dados.

4.3.1 Recrutamento

A etapa de recrutamento constitui-se de duas fases: na primeira fase, procurou-se obter maior número de voluntários possíveis através do CEI, catalogando seus dados de contato e agendamento para segunda fase; na segunda fase, realizou-se a triagem dos voluntários através de entrevistas, conforme APÊNDICE A, permitindo avaliar quais voluntários de fato participariam da pesquisa.

4.3.1.1 Critério para tamanho da amostra

Durante a revisão bibliográfica, notou-se que o tamanho médio das amostras nos trabalhos publicados é de 10 voluntários. Nota-se que a proposta deste projeto é a validação do equipamento, isto é, se ele tem possibilidade de auxiliar na locomoção do usuário deficiente visual, não abordando aspectos clínicos, de reabilitação ou adaptação ao equipamento com o tempo de uso, sendo essa uma proposta para trabalhos futuros com um tamanho de amostra superior e sujeito a novo comitê de ética.

4.3.1.2 Critério de inclusão

Pessoas deficientes visuais (cegas ou com baixa visão em ambos os olhos) com idade entre 18 anos e 60 anos, mentalmente capazes e não serem alérgicos ao contato com material de plástico, nylon, poliamida, ABS e PLA.

4.3.1.3 Critério de exclusão

Pessoas que possuam problemas neurológicos; pessoas que apresentem desconforto ou sejam sensíveis a composição dos materiais do sistema que entram em contato com a pele,

como plástico, nylon, poliamida, ABS e PLA; pessoas que estejam sob efeito de medicação que comprometa o sistema neuromotor.

4.3.2 Protocolo de coleta de dados

Inicialmente os voluntários foram submetidos a entrevistas, conforme APÊNDICE A. Esta ficha questiona o voluntário sobre sua deficiência visual, percepção visual e dados pessoais, através dos quais tornou-se possível a verificação dos critérios de exclusão previstos no trabalho. Validados os critérios de inclusão e a concordância do voluntário em participar do experimento, foi solicitado que o voluntário vestisse o equipamento de navegação assistida desenvolvido, conforme apresentado na Figura 58, quando solicitado pelo voluntário foi feita a higienização com álcool gel das partes do dispositivo que entram em contato com a pele.

Figura 58 – Voluntários vestidos com o protótipo.



Fonte: O Autor, 2019.

Uma vez munido do sistema de navegação assistida, foi solicitado que o participante se deslocasse livremente pela sala por cinco minutos, com propósito de familiarização com o *feedback* vibracional e auditivo fornecidos pelo dispositivo. Após este breve período, foi solicitado que o voluntário realizasse a caminhada, de ida e volta, no percurso predefinido, constituído de dois obstáculos comuns da sala de reuniões (uma cadeira e uma pessoa), em cada uma das seguintes condições:

- sem o uso de qualquer tecnologia assistiva;
- com o uso da tecnologia assistiva que lhe é conveniente e de uso cotidiano;
- apenas utilizando o dispositivo de navegação assistida desenvolvido.

O percurso definido para caminhada possui comprimento de 3,60 m e largura de 1,20 m, com demarcações em intervalos de 1,20 m, conforme apresentado na Figura 59.

Figura 59 – Delimitação do percurso para execução da caminhada pelo voluntário do experimento.



Fonte: O Autor, 2019.

Para simular obstáculos no percurso inseriu-se uma pessoa e uma cadeira, ambos estáticos, o primeiro a 1,20 m a direita, do voluntário, e a cadeira a 2,40 m esquerda da origem de partida do voluntário, conforme apresentado na Figura 60.

Figura 60 – Posicionamento dos obstáculos no percurso e do voluntário no ponto de partida.



Fonte: O Autor, 2019.

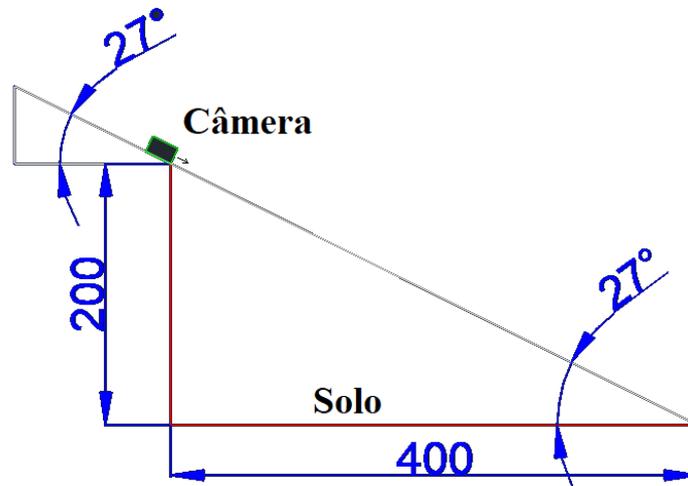
Após a execução do protocolo foi solicitado ao voluntário responder ao questionário de usabilidade, conforme APÊNDICE B. Com intuito de avaliar as opiniões dos usuários em relação a utilização do dispositivo.

4.3.3 Forma de coleta dos dados

Neste trabalho foram realizadas gravações em vídeo das sessões de execução do protocolo de caminhada pelos voluntários, além de entrevistas para análise de usabilidade do dispositivo. O protocolo consiste em caminhadas, em ambiente interno, simulando condições adversas utilizando obstáculos naturais do ambiente, como cadeiras e pessoas. Um percurso foi delimitado na sala e solicitado ao voluntário caminhar naturalmente ao longo deste, evitando os obstáculos que se opusessem em sua trajetória.

Para as gravações em vídeo utilizou-se uma câmera de marca Sony modelo DSC-WX100. Cada vídeo das caminhas com duração de cerca de cinco minutos. A câmera foi posicionada a 4 m da origem de partida do voluntário, a uma altura de 2 m e inclinação de 27°, conforme diagrama apresentado na Figura 61. O ângulo do posicionamento foi obtido empiricamente visando a captura da maior área possível do percurso.

Figura 61 – Diagrama de posicionamento da câmera para captura de vídeo das sessões dos experimentos realizados com voluntários.



Fonte: O Autor, 2019.

O questionário de usabilidade é do tipo Likert, conforme apresentado na Figura 62, de cinco níveis, composto por cinco questões e apresentando respostas qualitativas ordinais mutuamente excludentes. Desta forma é possível ranquear as categorias de acordo com a avaliação dos voluntários e analisar estatisticamente os dados.

Figura 62 – Respostas para o questionário de usabilidade através da escala Likert.



Fonte: O Autor, 2019.

Os dados da coleta foram gravados em DVD sendo devidamente arquivados no Laboratório de Interface Homem-máquina sob responsabilidade dos pesquisadores.

Os dispositivos utilizados possuem encapsulamento plástico, que ficam em contato com a pele do voluntário, e foram higienizados com álcool gel para cada sessão, quando

solicitado pelo voluntário. Em nenhum momento o voluntário ficou em contato qualquer circuito eletrônico que o pudesse expor a alguma possível situação de risco.

A amostra é composta por 6 voluntários, cujos critérios de inclusão foram atendidos. As coletas foram realizadas no Centro de Estudos Inclusivos - CEI, no prédio do Centro de Educação - CE, da Universidade Federal de Pernambuco, Av. da Arquitetura, S/N, Cidade Universitária, CEP 50.740-550, Recife/PE.

4.3.4 Caracterização dos voluntários

Todos os recrutados fazem parte do corpo discente da UFPE. Após a entrevista inicial onde o participante responde o questionário pré-teste, APÊNDICE A, estabelece-se o perfil dos voluntários permitindo assim a caracterização do grupo, conforme apresentado na Tabela 17.

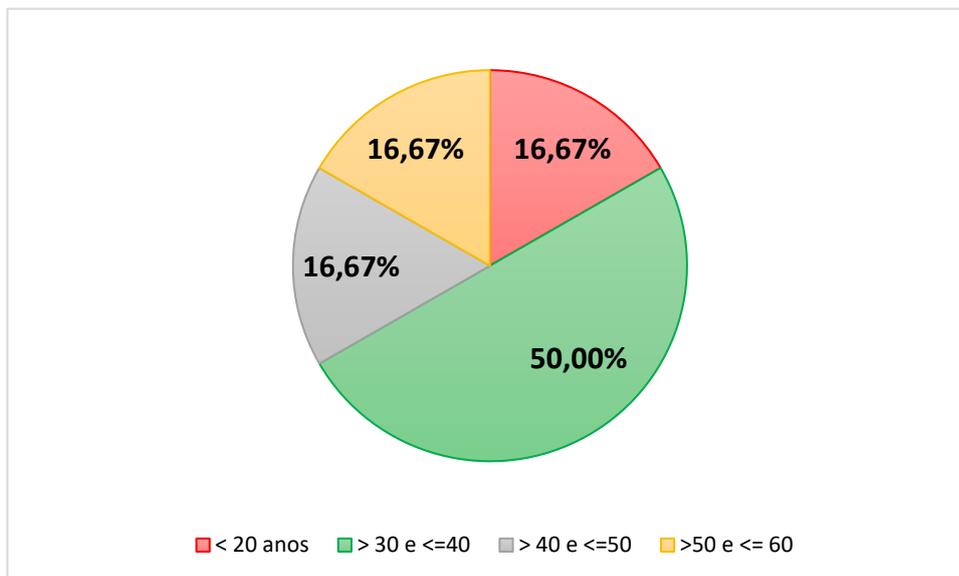
Tabela 17 – Características dos voluntários obtidas do questionário de avaliação pré-teste.

Característica	% dos voluntários	
Sexo	Feminino	50%
	Masculino	50%
Escolaridade	Graduando	83,33%
	Pós-graduando	16,67%
Comprometimento visual	Cegueira	50%
	Baixa visão	50%
Origem do comprometimento	Congênita	50%
	Adquirida	50%
Percepção visual	Visão periférica vulto e claridade	33,33%
	Visão turva a curta distância	33,33%
	Boa visão periférica e pouca visão Focal	16,67%
	Nula	16,67%
Tecnologia assistiva para locomoção	Bengala	83,33%
	Nenhuma	16,67%

Fonte: O Autor, 2019.

Além das características apresentadas, os participantes detêm uma altura média de 1,72 m e distribuição de idades conforme ilustra a Figura 63.

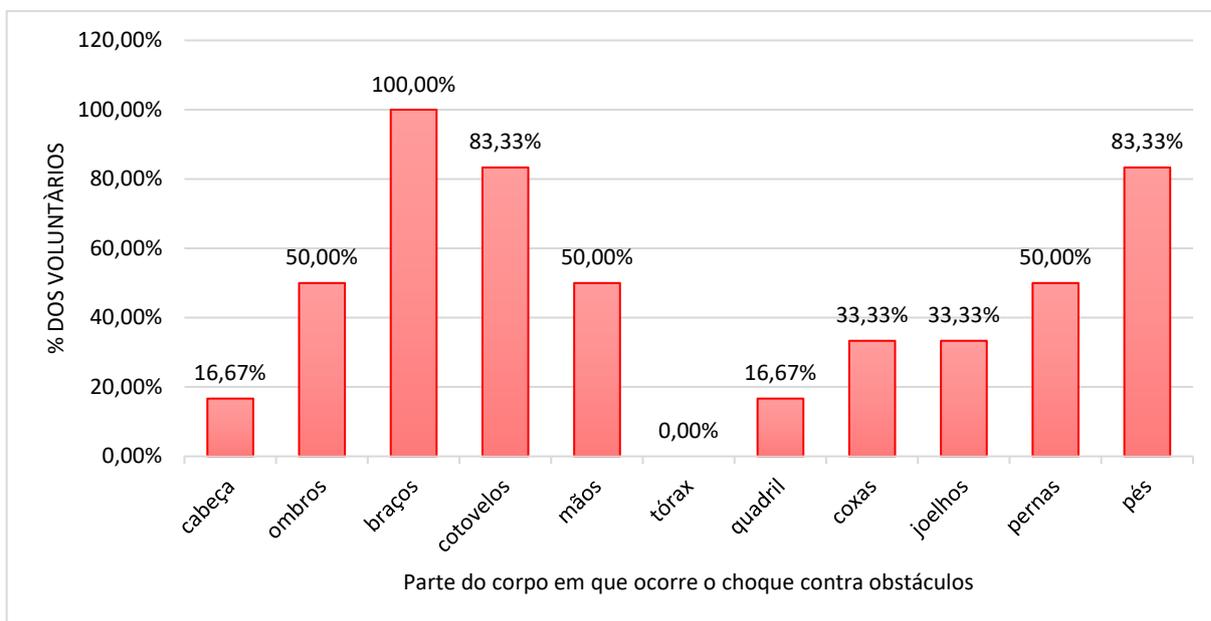
Figura 63 – Gráfico de distribuição das idades dos voluntários.



Fonte: O Autor, 2019.

Ao responder o questionário pré-teste sobre a frequência diária de choques de partes do corpo contra obstáculos, questão 9 do APÊNDICE A, constatou-se que 100% dos entrevistados afirmaram que o braço é o membro que pelo menos ocasionalmente é atingido por obstáculos de percurso, sejam objetos ou pessoas. Ainda o cotovelo com 83,33%, a mão com 50%, a perna com 50% e os pés com 83,33%, conforme apresentado na Figura 64. Corroborando a necessidade de aplicação dos módulos nos locais propostos no projeto, mãos e acima do tornozelo.

Figura 64 – Gráfico de distribuição dos entrevistados que afirmam, respondendo a questão 9 do APÊNDICE A, que ao menos ocasionalmente chocam determinada parte do corpo contra obstáculos, diariamente.

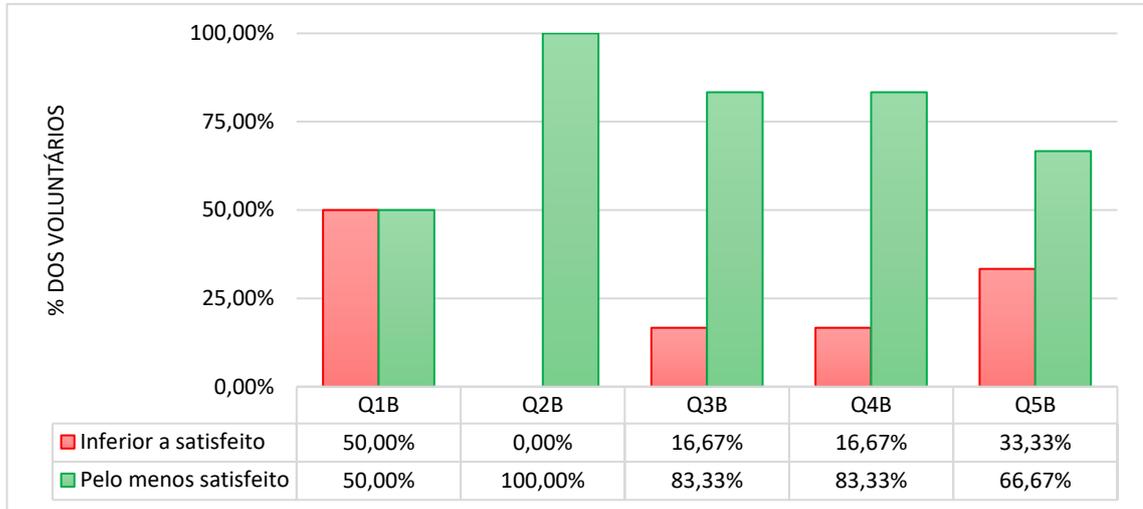


Fonte: O Autor, 2019.

5 RESULTADOS

Mediante a análise dos dados obtidos através das entrevistas realizadas com os voluntários antes e após os testes com o protótipo, produziu-se o gráfico de análise generalizada dos dados onde Q1B, Q2B, Q3B, Q4B e Q5B referem-se, respectivamente, as perguntas do questionário de usabilidade e refletem a satisfação dos usuários quanto a utilização do protótipo durante o experimento, conforme apresentado na Figura 65. Neste gráfico, observa-se que ao menos 50% dos participantes ficaram satisfeitos quanto as dimensões físicas dos módulos. Este baixo nível de aprovação era esperado uma vez que as limitações técnicas inibiram a redução dos invólucros 3D, dado a necessidade de um espaço interno mínimo para ocupação dos componentes como sensor ultrassônico, módulo de comunicação nRF24101+, placa principal contendo a UCP, circuito de controle do motor e o próprio motor. Quanto a avaliação sobre o peso dos módulos, 100% dos participantes afirmaram estar ao menos satisfeitos. Esse fator era esperado dado que o peso aproximado dos módulos periféricos é de cerca de apenas 30g enquanto o módulo central 45g. Em relação a intensidade das vibrações fornecidas como *feedback* vibrotátil, observa-se que ao menos 83,33% dos participantes ficaram ao menos satisfeitos, desta forma pode-se inferir que a distribuição utilizada para determinar a intensidade da vibração em relação a proximidade de obstáculos foi promissora. Já em relação a assistência a mobilidade promovida pelo protótipo, nota-se que ao menos 83,33% dos participantes ficaram satisfeitos, este fator aponta para a utilidade do dispositivo, uma vez que o tempo de utilização do equipamento pelos voluntários foi de no máximo 10min e ainda assim obteve-se este bom índice de aprovação por parte dos participantes. No quesito confiança na mobilidade ao utilizar o dispositivo, ao menos 66,67% dos participantes se mostraram satisfeitos, percebe-se que como todo dispositivo de tecnologia assistiva (bengala, cão-guia, etc.) existe a necessidade de um período de treinamento e adaptação. Este tempo é essencial para produzir confiança no usuário, uma vez que o período de uso do dispositivo pelo participante durante o experimento foi mínimo, cerca de alguns minutos, considera-se satisfatório o índice de aprovação apresentado neste ponto.

Figura 65 – Gráfico de avaliação geral da satisfação dos voluntários através das questões do questionário de usabilidade do protótipo, onde Q1B à Q5B são respectivamente Questão 1 do Apêndice B à Questão 5 do Apêndice B.



Fonte: O Autor, 2019.

Para compreender melhor a influência das características dos voluntários sobre os resultados de usabilidade, realizou-se o cruzamento de dados obtidos do questionário de avaliação pré-teste com as questões de usabilidade. Para tal analisou-se apenas as variáveis sociodemográficas que apresentaram maior entropia, ou seja, variáveis que assumiram probabilidades equiprováveis após a coleta de dados com voluntários, conforme apresentado na Tabela 18.

Tabela 18 – Características equiprováveis extraídas dos questionários de avaliação pré-teste dos voluntários.

Característica	% dos voluntários	
Sexo	Feminino	50%
	Masculino	50%
Comprometimento visual	Cegueira	50%
	Baixa visão	50%
Origem do comprometimento	Congênita	50%
	Adquirida	50%

Fonte: O Autor, 2019.

Para averiguar impacto entre a avaliação de usabilidade feita por um grupo dos voluntários em relação a avaliação geral de todos os voluntários, aplicou-se a correlação de

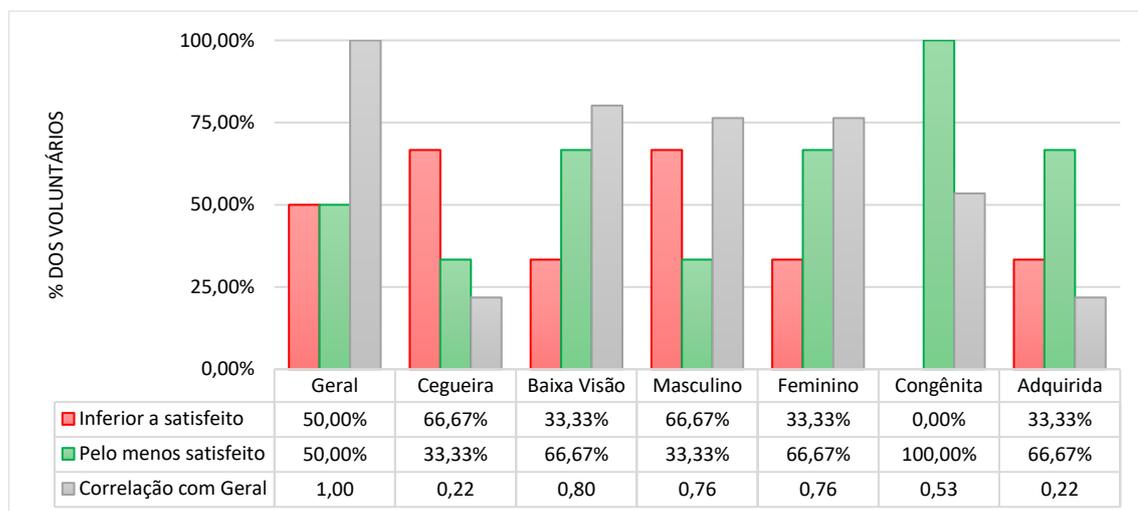
Person sobre os índices de satisfação. O coeficiente de correlação de Pearson pode variar entre -1 e 1 , o valor unitário sugere uma relação perfeita entre as variáveis, enquanto valores absolutos entre $0,5$ e 1 indicam uma forte relação entre as variáveis, ao passo que valores absolutos entre 0 e $0,5$ sugerem uma fraca relação entre as variáveis avaliadas. O sinal do coeficiente indica se a relação entre as variáveis estudadas é direta (sinal positivo), com o crescimento de uma a outra cresce proporcionalmente, ou oposta (sinal negativo), com o crescimento de uma a outra decresce na mesma proporção (FIGUEIREDO FILHO e SILVA JUNIOR, 2010). Em outras palavras, o coeficiente (ρ) de correlação de Person mede o quanto duas variáveis quantitativas estão linearmente associadas, e cuja fórmula é dada por

$$\rho = \frac{1}{n-1} \sum_1^n \left(\left[\frac{x_i - \bar{X}}{S_x} \right] \times \left[\frac{y_i - \bar{Y}}{S_y} \right] \right) \quad (7)$$

onde n é o número de amostras, x_i o i -ésimo valor da variável X , \bar{X} a média aritmética das n amostras da variável X e S_x o desvio-padrão da variável X , a mesma lógica se aplica a variável Y . Desta forma, pode-se verificar a correlação entre os índices de satisfação dos voluntários de determinado grupo, ex. feminino, em relação aos índices de satisfação de todos os voluntários, sobre os aspectos avaliados no questionário de usabilidade, APÊNDICE B.

Com relação a primeira pergunta do questionário de usabilidade, ou seja, sobre as dimensões do protótipo, observa-se que o índice de satisfação de acordo com o sexo teve maior aprovação entre mulheres com satisfação de ao menos 66,67% dos entrevistados. Já em relação ao comprometimento visual, nota-se que o maior índice de satisfação está relacionado a indivíduos com baixa visão, apresentando ao menos 66,67% de aprovação dos voluntários. Quanto a origem do comprometimento visual, percebe-se que os participantes com comprometimento de origem congênita demonstraram maior índice de satisfação, ao menos 100% dos voluntários. Sendo assim, é perceptível que a contribuição positiva para o índice de satisfação quanto as dimensões dos módulos foram expressas em sua maioria por participantes do sexo feminino, com baixa visão de origem congênita, conforme apresentado na Figura 66. Além disso, pode-se notar a forte correlação positiva entre as respostas fornecidas pelos voluntários com baixa visão em relação ao quadro geral de respostas fornecidas pelos participantes. Em contrapartida, percebe-se a fraca correlação positiva entre as respostas dadas pelos voluntários com comprometimento visual cegueira e origem adquirida. Apontando mais uma vez, que para os entrevistados do sexo feminino, comprometimento visual baixa visão de origem congênita as dimensões que o protótipo apresenta não são um fator restritivo ao uso.

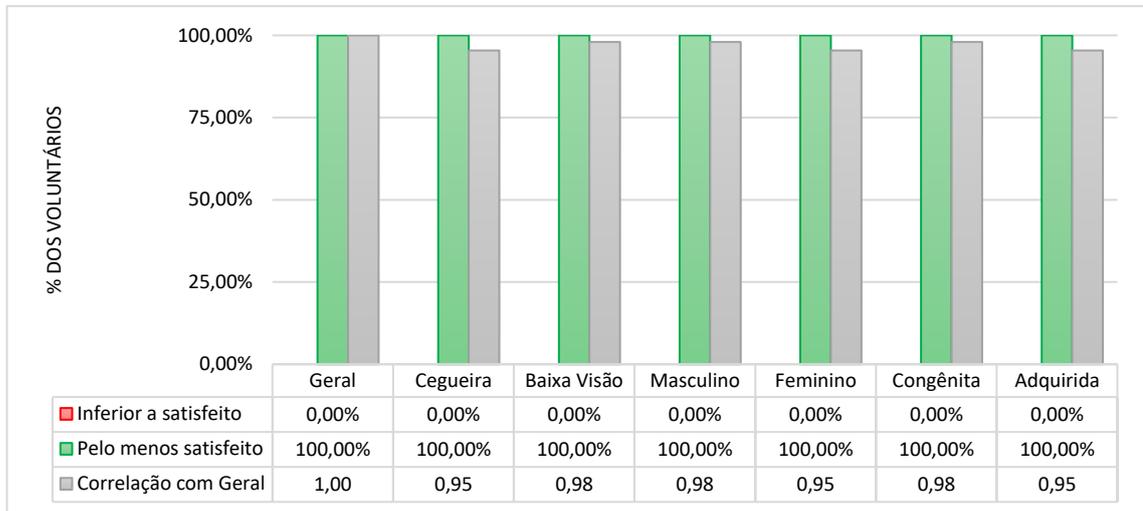
Figura 66 – Gráfico comparativo da avaliação de satisfação dos voluntários relativo as dimensões do protótipo, Q1B - Questão 1 do Apêndice B, levando em consideração as características dos voluntários.



Fonte: O Autor, 2019.

Com relação a segunda pergunta do questionário de usabilidade, ou seja, sobre o peso relativo dos módulos periféricos e central, observa-se que o índice geral de satisfação foi de ao menos 100%, implicando que todos os voluntários se mostraram satisfeitos. Logo, independente da característica sociodemográfica analisada tem-se o mesmo índice de contribuição positiva e a forte correlação positiva para todas as características propostas em relação ao quadro geral de respostas, conforme apresentado na Figura 67.

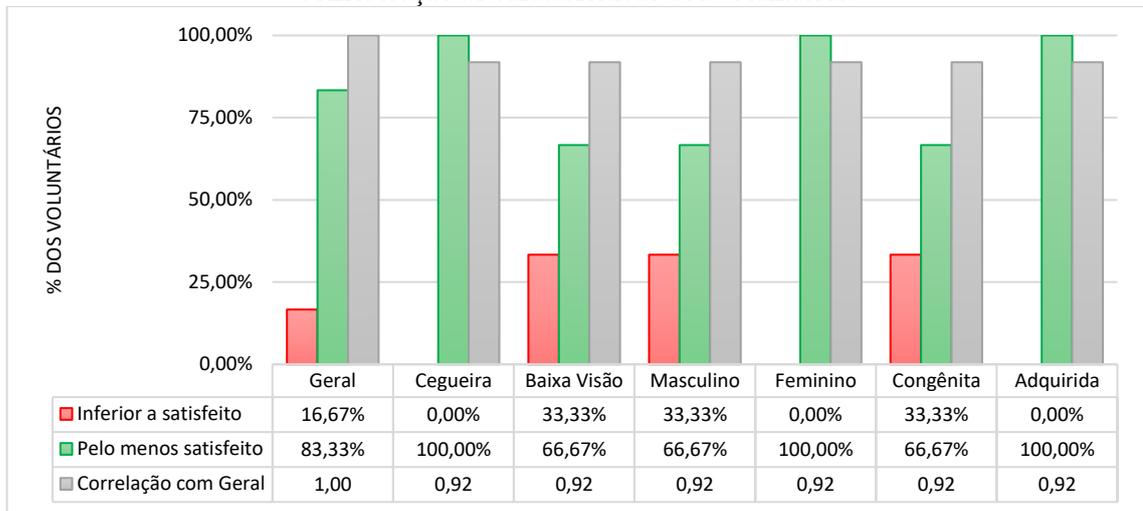
Figura 67 – Gráfico comparativo da avaliação de satisfação dos voluntários relativo ao peso do protótipo, Q2B - Questão 2 do Apêndice B, levando em consideração as características dos voluntários.



Fonte: O Autor, 2019.

Com relação a terceira pergunta do questionário de usabilidade, ou seja, sobre a intensidade das vibrações fornecidas pelo protótipo, observa-se que o índice de satisfação de acordo com o sexo teve maior aprovação entre mulheres com satisfação de ao menos 100% dos entrevistados. Já em relação ao comprometimento visual, nota-se que o maior índice de satisfação está relacionado a indivíduos com cegueira, apresentando ao menos 100% de aprovação dos voluntários. Quanto a origem do comprometimento visual, percebe-se que os participantes com comprometimento de origem adquirida demonstraram maior índice de satisfação, ao menos 100% dos participantes. Sendo assim, é perceptível que a contribuição positiva para o índice de satisfação quanto a intensidade de vibração dos módulos foi expressa em sua maioria por participantes do sexo feminino, com cegueira de origem adquirida, conforme apresentado na Figura 68. Todavia, nota-se a forte correlação positiva entre quaisquer das características avaliadas em relação ao quadro geral de respostas, sugerindo que os indivíduos entrevistados estão em concordância quanto a avaliação sobre o *feedback* vibrotátil fornecido pelo dispositivo.

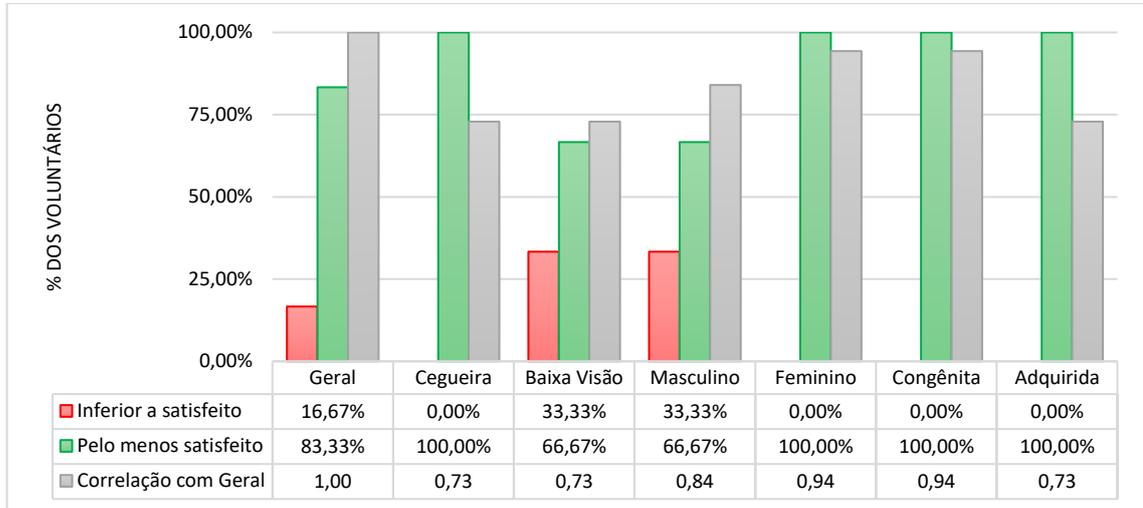
Figura 68 – Gráfico comparativo da avaliação de satisfação dos voluntários relativo à intensidade do feedback vibrotátil fornecido pelo protótipo, Q3B - Questão 3 do Apêndice B, levando em consideração as características dos voluntários.



Fonte: O Autor, 2019.

Com relação a quarta pergunta do questionário de usabilidade, ou seja, sobre a assistência na mobilidade promovida pelo protótipo, observa-se que o índice de satisfação de acordo com o sexo teve maior aprovação entre mulheres com satisfação de ao menos 100% dos entrevistados. Já em relação ao comprometimento visual, nota-se que o maior índice de satisfação está relacionado a indivíduos com cegueira, apresentando ao menos 100% de aprovação dos participantes, independente da origem do comprometimento. Sendo assim, é perceptível que a contribuição positiva para o índice de satisfação quanto a assistência na mobilidade é expressa em sua maioria por participantes do sexo feminino, com cegueira, independente da origem do comprometimento, conforme apresentado na Figura 69. Todavia, nota-se a forte correlação positiva entre quaisquer das características avaliadas em relação ao quadro geral de respostas, sugerindo que os indivíduos entrevistados estão em concordância quanto a avaliação sobre a assistência a mobilidade fornecida pelo protótipo.

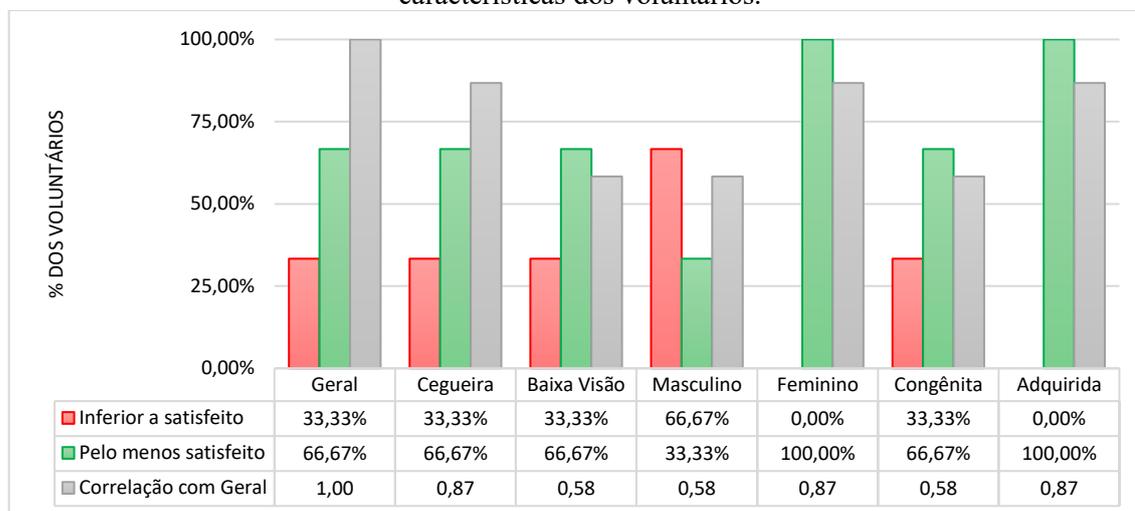
Figura 69 – Gráfico comparativo da avaliação de satisfação dos voluntários relativo à assistência a mobilidade fornecido pelo protótipo, Q4B - Questão 4 do Apêndice B, levando em consideração as características dos voluntários.



Fonte: O Autor, 2019.

Com relação a quinta pergunta do questionário de usabilidade, ou seja, sobre a confiança na mobilidade utilizando o protótipo, observa-se que o índice de satisfação de acordo com o sexo teve maior aprovação entre mulheres com satisfação de ao menos 100% dos entrevistados. Independente do comprometimento visual, cegueira ou baixa visão, mostraram ao menos 66,67% de aprovação dos participantes, enquanto ao menos 100% dos indivíduos com comprometimento visual de origem adquirida apresentaram-se satisfeitos quanto a confiança na mobilidade utilizando o dispositivo. Sendo assim, é perceptível que a contribuição positiva para o índice de satisfação quanto a confiança na mobilidade vestindo o protótipo é expressa em sua maioria por participantes do sexo feminino, com comprometimento visual de origem adquirida, independente do comprometimento, seja cegueira ou baixa visão, conforme apresentado na Figura 70. Todavia, nota-se a forte correlação positiva entre as características, comprometimento visual cegueira, baixa visão e origem adquirida em relação ao quadro geral de respostas. Sugerindo que estes grupos de voluntários estão em concordância quanto a avaliação sobre a confiança na mobilidade ao utilizar o protótipo durante o experimento.

Figura 70 – Gráfico comparativo da avaliação de satisfação dos voluntários relativo à confiança na mobilidade ao utilizar o protótipo, Q5B - Questão 5 do Apêndice B, levando em consideração as características dos voluntários.



Fonte: O Autor, 2019.

6 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

A partir dos resultados obtidos dos experimentos realizados com os voluntários, que satisfizeram os critérios de inclusão, pode-se observar diversos aspectos de usabilidade avaliados pelos participantes. Estes dados originados das respostas fornecidas pelos indivíduos para as perguntas do questionário de usabilidade permitiram a análise estatísticas através do cruzamento de dados relativos à satisfação dos usuários ao utilizar o protótipo.

Quanto avaliação dos voluntários sobre as dimensões do protótipo, ou seja, largura, altura e profundidade do invólucro. Percebe-se um baixo índice de satisfação, 50% dos voluntários satisfeitos, fato esperado, uma vez que dadas as dimensões dos próprios componentes que compõe os módulos tornou-se inviável a minimização os invólucros. Levando em consideração que as paredes dos invólucros possuem largura de 2 mm tem-se 4 mm extra de PLA, material utilizado para impressão 3D. Dado que a altura dos módulos periféricos é de 15 mm, tem-se apenas 11 mm de altura interna útil para ocupação pelos componentes dos módulos (placa do sensor ultrassônico, módulo de comunicação nRF24L01+, placa principal da UCP, circuito de controle do motor e o próprio motor). Nota-se também, através do cruzamento dos dados sobre a mesma questão, que ao menos 100% dos entrevistados com comprometimento visual de origem congênita se mostraram satisfeitos com as dimensões dos módulos. Todavia, verifica-se que o *design* e construção dos módulos necessita de aprimoramento, uma vez que se espera que um dispositivo vestível assuma dimensões mínimas garantindo assim o conforto na utilização.

Em relação a avaliação dos voluntários sobre o peso dos módulos, no ponto de vista geral obteve-se total aprovação dos participantes, dado que ao menos 100% dos voluntários se mostraram satisfeitos. Afinal os módulos periféricos têm uma massa de apenas 30g contra 40g do módulo central. Com esses pesos, os módulos apresentam conforto na utilização não interferindo nos movimentos dos indivíduos ou exigindo uso de força extra, garantindo a naturalidade no deslocamento, como se espera de um dispositivo vestível.

Observando a avaliação dos voluntários relativa à intensidade das vibrações fornecidas pelos módulos como *feedback* vibrotátil, obteve-se aprovação por 83,33% dos voluntários com maior contribuição por participantes do sexo feminino, comprometimento visual cegueira e origem adquirida. Acredita-se que um fator influenciador neste resultado seja os diferentes limiares de sensibilidade do tato que variam de indivíduo para indivíduo. Todavia, este índice de satisfação acima de 80% mostra que o *feedback* vibrotátil teve sucesso ao ser utilizado

como técnica de *feedback* sobre os obstáculos, fornecendo maior informação espacial do ambiente.

Quanto a avaliação dos voluntários sobre a assistência na mobilidade fornecido pelo protótipo, cerca 83,33% deles mostraram-se satisfeitos. Após o cruzamento de dados nota-se que a maior contribuição para este índice é feita por mulheres com comprometimento visual cegueira. Compreende-se que uma percepção plena sobre a capacidade de assistência na mobilidade fornecida pelo sistema de navegação assistida proposto exige uma investigação minuciosa, com grande número de voluntários, durante um longo período de testes. Desta forma, é possível obter uma avaliação da aplicação do dispositivo e as melhorias na mobilidade. Todavia, este não é um objetivo do trabalho senão validar o protótipo. A aprovação de 83,33% dos voluntários quanto a assistência na mobilidade, dado o curto período de testes, aponta que o equipamento desenvolvido de fato tem potencial promissor para aplicação como dispositivo de navegação assistida.

Em relação a avaliação dos voluntários relativa confiança na mobilidade utilizando o protótipo, apenas 66,67% dos entrevistados se mostraram satisfeitos. Dos quais obteve-se maior contribuição de voluntários do sexo feminino com comprometimento visual de origem adquirida. Compreende-se que muito embora o índice de satisfação apresentado seja inferior a 80% é natural que indivíduos necessitem de tempo e treino para adaptação com essa nova forma de obter informações sobre o ambiente e como evitar o choque contra obstáculos. Entretanto, este índice de satisfação superior a 60% aponta para a possibilidade de uma melhor avaliação futura ao se estudar voluntários com longo período de uso do dispositivo. Dado que, neste experimento mais de 80% dos voluntários mostraram-se satisfeitos com a assistência a mobilidade fornecida pelo protótipo durante o experimento.

7 CONCLUSÕES

A revisão sistemática da literatura apresentada no capítulo 3 deste trabalho, mostrou as principais técnicas utilizadas para a construção de dispositivos de navegação assistida para deficientes visuais. Entre elas pode-se citar a detecção de obstáculos por sensores de ultrassom, infravermelho e computação visual utilizando câmeras RGB-D. Quanto ao *feedback* ao usuário os estudos apontaram o uso de estímulos vibrotátil e auditivo. Entretanto, dos sistemas analisados percebe-se o déficit quanto ao tempo de resposta, ou custo elevado, ou limitação da percepção espacial pelo usuário, ou ainda quanto a portabilidade do equipamento. Todavia, a abordagem adotada na proposta de solução apresentada neste estudo, tem-se um dispositivo de navegação assistida compacto, de fácil uso, custo relativamente baixo, replicável, com tempo de resposta de 500 ms e maior percepção espacial do ambiente, dada a distribuição dos módulos nas extremidades do corpo do usuário. Associado a essas características, a utilização da comunicação sem fio entre os módulos é um fator determinante para a criação de um sistema com capacidade de decisão, que processa a informação dos sensores e informa ao usuário em que direção se encontra o obstáculo mais próximo. Além disso, o baixo peso dos módulos e o uso de redes sem fio favorece a característica vestível do equipamento garantindo total liberdade de movimento do usuário.

A análise dos dados coletados através das entrevistas sobre a usabilidade do protótipo quanto a execução do protocolo do experimento, corrobora com a hipótese de que o dispositivo proposto supera as características mínimas esperadas pelos voluntários. Onde percebe-se que apenas o quesito *design*, ou seja, as dimensões do equipamento foram insuficientes. Surgindo então a necessidade de busca por componentes ainda menores que permitam a redução dos módulos. Todavia, as características de peso, intensidade do *feedback* vibrotátil, assistência a mobilidade fornecida pelo protótipo e a confiança ao utilizar o mesmo, apresentaram índices de satisfação superiores a 65%, no pior dos casos. Vê-se com clareza que os objetivos pretendidos foram cumpridos e de fato há a possibilidade de utilização do sistema de navegação assistida proposto como auxílio a mobilidade de deficientes visuais.

Entre as implicações desta pesquisa pode-se destacar a criação de dispositivos de navegação assistida vestíveis, com *feedback* tanto vibrotátil quanto auditivo, para deficientes visuais com a utilização de módulos que podem ser distribuídos no corpo do usuário e comunicar-se através de redes sem fio. Assim, fornece liberdade de movimento, garante maior percepção espacial e contribui para melhorar a qualidade de vida destas pessoas.

Ao longo deste trabalho percebeu-se a vívida necessidade de pesquisas no campo do desenvolvimento de tecnologias assistivas eletrônicas para a mobilidade de pessoas deficientes visuais. Uma vez que ao apresentar a proposta do experimento e expor a necessidade de voluntários, não houve demora ou dúvidas entre os recrutandos quanto ao aceite. Muito pelo contrário, apresentaram-se por demais felizes, pela possibilidade de surgimento de um dispositivo que auxilie a mobilidade e que beneficie este grupo de indivíduos em nossa sociedade. Fato este que traz satisfação ao pesquisador ao sentir que a pesquisa tem potencial de trazer ao deficiente visual a chance de perceber o mundo de uma forma diferente e enriquecer sua percepção espacial do ambiente através de *feedbacks* vibrotáteis e auditivos, muito além do alcance de uma bengala.

7.1 TRABALHOS FUTUROS

Os conhecimentos adquiridos com o desenvolvimento desta dissertação podem ser largamente ampliados e aplicados a diversos estudos, não se restringindo ao tema da pesquisa. Uma vez que foram abordados diversos conceitos como redes sem fio para dispositivos vestíveis, *feedback* vibrotátil e auditivo.

Eis algumas sugestões para trabalhos futuros:

Estudo em larga escala sobre os benefícios de utilização do sistema de navegação assistida proposto, ou seja, avaliar um grande número de voluntários durante um longo período de uso do sistema.

Otimizar o *design* dos módulos de forma a melhor atenderem a necessidade de miniaturização requerida pelos dispositivos vestíveis.

Estudo de outras técnicas de *feedback*, como eletroestimulação, uma vez que a percepção do *feedback* vibrotátil pode variar de acordo com a sensibilidade tátil de cada indivíduo.

Estudo de outras técnicas de sensoriamento de obstáculos, como câmera RGB-D e utilização de computação visual, substituindo os diversos sensores por um único que simula a visão natural, mantendo as técnicas de *feedback* vibrotátil e auditivo.

Estudo de sistemas vestíveis de monitoramento sem fio de sinais bioelétricos e fornecer bio-*feedback*, uma vez apresentada as características do nRF24L01+ como interface bastante versátil para comunicação sem fio em dispositivos vestíveis.

REFERÊNCIAS

- ALADRÉN, A.; LÓPES-NICOLÁS, G.; PUIG, L.; GUERRERO, J. J. **Navigation Assistance for the Visually Impaired Using RGB-D Sensor With Range Expansion**. IEEE Systems Journal, v. 10, n. 3, p. 922-932, 2014.
- ANDO, B.; GRAZIANI, S. **Multisensor Strategies to Assist Blind People: A Clear-Path Indicator**. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, v. 58, n. 8, p. 2488-2494, 2009.
- BAI, J.; LIAN, S.; LIU, Z.; WANG, K.; LIU, D. **Smart Guiding Glasses for Visually Impaired People in Indoor Environment**. IEEE Transactions on Consumer Electronics, v. 63, n. 3, 2017."
- BAI, J.; LIAN, S.; LIU, Z.; WANG, K.; LIU, D. **Virtual-Blind-Road Following-Based Wearable Navigation Device for Blind People**. IEEE Transactions on Consumer Electronics, v. 64, n. 1, p. 136-143, 2018.
- BHATLAWANDE, S. S.; MUKHOPADHYAY, J.; MAHADEVAPPA, M. **Ultrasonic spectacles and waist-belt for visually impaired and blind person**. National Conference on Communications (NCC), Kharagpur, p. 1-4, 2012.
- BOUSBIA-SALAH, M.; BETTAYEB, M.; LARBI, A. **A Navigation Aid for Blind People**. Journal of Intelligent & Robotic Systems, Springer, v. 64, sp. iss. 3-4, p. 387-400, 2011.
- CARDIN, S.; THALMANN, D.; VEXO, F. **A wearable system for mobility improvement of visually impaired people**. The Visual Computer, Springer, v. 23, sp. iss. 2, p. 109-118, 2007.
- DAVIES, J. H. **MSP430 Microcontroller Basics**. Elsevier, p. 16-17, 2008.
DFRobot DFPlayer Mini datasheet. Disponível em: https://wiki.dfrobot.com/DFPlayer_Mini_SKU_DFR0299. Acesso em: 14 mai. 2017.
- DHOD, R.; SINGH, G.; KAUR, M. **Low Cost GPS and GSM Based Navigational Aid for Visually Impaired People**. Wireless Personal Communications, Springer US, v.92, sp. iss. 4, pp 1575–1589, 2017.
- ERTAN, S.; LEE, C.; WILLETS, A.; TAN, H.; PENTLAND, A. **A wearable haptic navigation guidance system**. Second International Symposium on Wearable Computers (Cat. No.98EX215), Pittsburgh, PA, USA, pp. 164-165, 1998.
- FEDERICI, S.; SCHERER, M. J. **The Assistive Technology Assessment Model and Basic Definitions**. In Assistive Technology Assessment Handbook, CRC Press, LLC, p.2, 2012.
- FIGUEIREDO FILHO, Dalson Brito; SILVA JUNIOR, José Alexandre. **Desvendando os Mistérios do Coeficiente de Correlação de Pearson (r)**. Revista Política Hoje, [S.l.], v. 18, n. 1, jan. 2010. ISSN 0104-7094.

FLORES, G.; KURNIAWAN, S.; MANDUCHI, R.; MARTINSON, E.; MORALES, L. M.; SISBOT, E. A. **Vibrotactile Guidance for Wayfinding of Blind Walkers**. IEEE Transactions on Haptics, v. 8, n. 3, p. 306-317, 2015.

GIL, Marta. (org.). **Conversa sobre deficiência visual**. In **Deficiência visual**. Brasil, Brasília, MEC – Ministério da Educação. Secretaria de Educação e Distância, n. 1, 2000.

CYTRON TECHNOLOGIES, 2013. HC-SR04 Ultrasonic User's Manual. Disponível em: <http://grobotronics.com/images/companies/1/HC-SR04Users_Manual.pdf>. Acessado em: 11 mai. 2017.

IBGE. **Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística**. Brasil. Disponível em: <<https://goo.gl/3FSc6i>>. Acessado em: 05 mai. 2017.

Jinlong Machinery & Electronics Motor C1027B001D datasheet. Disponível em: <<https://www.vibration-motor.com/products/coin-vibration-motors/coin-vibrations-motors-with-brushes/c1027b001d>>. Acessado em: 13 mai. 2017.

JACOBSON, W. H. Orientation and Mobility. In MANDUCHI, R.; KURNIAWAN, S. **Assistive Technology for Blindness and Low Vision**, CRC Press, LLC, 2013.

JAMESON, B.; MANDUCHI, R. Watch your head: **A wearable collision warning system for the blind**. IEEE SENSORS, Kona, HI, USA, p. 1922-1927, 2010.

KATZSCHMANN, R. K.; ARAKI, B.; RUS, D. **Safe Local Navigation for Visually Impaired Users With a Time-of-Flight and Haptic Feedback Device**. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, v. 26, n. 3, p. 583-593, 2018.

KITCHENHAM, Barbara, BRERETON, O. Pearl, BUDGEN, David, TURNER, Mark, BAILEY, John, LINKMAN, Stephen. **Systematic literature reviews in software engineering – A systematic literature review**. In Information and Software Technology, v. 51, p. 7-15, 2009.

KUMAR, K.; CHAMPATY, B.; UVANESH, K.; CHACHAN, R.; PAL, K.; ANIS, A. **Development of an ultrasonic cane as a navigation aid for the blind people**. International Conference on Control, Instrumentation, Communication and Computational Technologies (ICCICT), Kanyakumari, pp. 475-479, 2014.

KURITA, Y. Wearable Haptics. In SANOV, E.; NEUMAN, M. R. **Wearable Sensors: Fundamentals, Implementation and Application**. Academic Press, Elsevier, 2014.

MANDUCHI, R.; KURNIAWAN, S. **Assistive Technology for Blindness and Low Vision**, CRC Press, LLC, 2013.

TEXAS INSTRUMENTS. MSP430G2553 datasheet. Disponível em: <<https://www.ti.com/lit/gpn/msp430g2553>>. Acessado em: 10 mai. 2017.

NAGY, C. **Embedded Systems Design using the TI MSP430 Series**. Elsevier Science, p. 8, 2003.

NORDIC. nRF24L01 Single Chip 2.4GHz Transceiver Nordic Semiconductor datasheet. Disponível em: <https://infocenter.nordicsemi.com/pdf/nRF24L01P_PS_v1.0.pdf>. Acessado em: 12 mai. 2017.

O'KEEFFE, R.; GNECCHI, S.; BUCKLEY, S.; O'MURCHU, C.; MATHEWSON, A.; LESECQ, S.; FOUCAULT, J. **Long Range LiDAR Characterisation for Obstacle Detection for use by the Visually Impaired and Blind**. IEEE 68th Electronic Components and Technology Conference (ECTC), San Diego, CA, p. 533-538, 2018.

PATIL, K.; JAWADWALA, Q.; SHU, F. C. **Design and Construction of Electronic Aid for Visually Impaired People**. IEEE Transactions on Human-Machine Systems, v. 48, n. 2, p. 172-182, 2018.

PRATTICO, F.; CERA, C.; PETRONI, F. **A new hybrid infrared-ultrasonic electronic travel aids for blind people**. Sensors and Actuators A: Physical, v. 201, p. 363-370, 2013.
RAMADHAN, A. **Wearable Smart System for Visually Impaired People**. IEEE Sensor, v. 18, p. 843, 2018.

RIEDERLE, G. **The importance of the guide dog--does the guide dog still have a place in the next century?** Rehabilitation (Stuttg), v.38, p.33-37, 1999.

SAMPAIO, MW; HADDAD [et al.] **Baixa visão e cegueira: os caminhos para a reabilitação, a educação e a inclusão**. Rio de Janeiro: Cultura Médica, Guanabara Koogan, 2010.

SHOVAL, S.; ULRICH, I.; BORENSTEIN, J. **NavBelt and the Guide-Cane obstacle-avoidance systems for the blind and visually impaired**, IEEE Robotics & Automation Magazine, v. 10, p. 9-20, 2003.

SOHL-DICKSTEIN, J.; TENG, S.; GAUB, B. M.; RODGERS, C. C.; LI, C.; DEWEESE, M. R.; HARPER, N. S. **A Device for Human Ultrasonic Echolocation**. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 62, n. 6, p. 1526-1534, 2015.

TON, C.; OMAR, A.; SZEDENKO, V.; TRAN, V. H.; AFTAB, A.; PERLA, F.; BERNSTEIN, M. J.; YANG, Y. **LiDAR Assist Spatial Sensing for the Visually Impaired and performance Analysis**. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, v. 26, n. 9, p. 1727-1734, 2018.

VELÁZQUEZ, R. **Wearable Assistive Devices for the Blind. Wearable and Autonomous Biomedical Devices and Systems for Smart Environment**. Lecture Notes in Electrical Engineering, Springer, v. 75, 2010.

VILLANUEVA, J.; FARCY, R. **Optical Device Indicating a Safe Free Path to Blind People**. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, v. 61, n. 1, p. 170-177, 2012.

WHO. World Health Organization. **Visual impairment and blindness**. Disponível em: <<https://goo.gl/nEF5Qc>>. Acessado em: 05 mai. 2017.

XIAO, J.; JOSEPH, S. L.; ZHANG, X.; LI, B.; LI, X.; ZHANG, J. **An Assistive Navigation Framework for the Visually Impaired**. IEEE Transactions on Human-Machine Systems, v. 45, n. 5, p. 635-640, 2015.

YE, C.; HONG, S.; QIAN, X.; HU, W. **“Co-Robotic Cane: A New Robotic Navigation Aid for the Visually Impaired”**, in IEEE Systems, Man, and Cybernetics Magazine, v. 2, n. 2, p. 33-42, 2016.

YELAMARTHI, K.; HAAS, D.; NIELSEN, D.; MOTHERSELL, S. **RFID and GPS integrated navigation system for the visually impaired**. 53rd IEEE International Midwest Symposium on Circuits and Systems, Seattle, WA, p. 1149-1152, 2010.

APÊNDICE A - QUESTIONÁRIO DE AVALIAÇÃO PRÉ-TESTE

Projeto: TECNOLOGIA ASSISTIVA VESTÍVEL COM FEEDBACK VIBROTÁTIL
PARA AUXÍLIO NA MOBILIDADE DE DEFICIENTES VISUAIS



**UNIVERSIDADE
FEDERAL
DE PERNAMBUCO**

Malki-çedheq Benjamim Celso da Silva

Mestrando em engenharia eletrônica,

PPGEE - DES - UFPE

malki-cedheq.benjamim@ufpe.br

Data: ____ / ____ / ____

Voluntário: _____

Idade: _____

1. Sexo: () Masculino () Feminino () Outros

2. Altura aproximada: _____ **3. Escolaridade:** _____

4. Comprometimento visual: () Cegueira () Baixa visão

4.1. Quais olhos afetados: () Olho Direito – OD () Olho Esquerdo - OE

4.2. Qual origem: () Congênita () Adquirida

5. Como é sua percepção visual?

6. Tem outro(s) comprometimento(s) ou limitação(ões)?

7. Você utiliza alguma tecnologia assistiva para locomoção?

Bengala	Cão-guia	Outros
()	()	()

Se outros, quais: _____

8. Estimativa da frequência diária com que se choca contra obstáculos (objetos/pessoas):

FREQUÊNCIA				
nenhuma	pouco	ocasionalmente	muito	constantemente
()	()	()	()	()

9. Parte do corpo e estimativa da frequência mensal em que ocorrem os choques contra obstáculos (objetos/pessoas):

LOCAL ANATÔMICO	FREQUÊNCIA				
	nenhuma	pouco	ocasionalmente	muito	constantemente
Cabeça	()	()	()	()	()
Ombros	()	()	()	()	()
Braço	()	()	()	()	()
Cotovelos	()	()	()	()	()
Mãos	()	()	()	()	()
Tórax	()	()	()	()	()
Quadril	()	()	()	()	()
Coxas	()	()	()	()	()
Joelhos	()	()	()	()	()
Pernas	()	()	()	()	()
Pés	()	()	()	()	()

10. Na maioria dos casos, os choques são contra objetos ou pessoas?

() Objetos () Pessoas () Não tem certeza.

11. Sente-se confiante ao se locomover em ambientes com grande fluxo de pessoas (ex. estações de transporte coletivo, centros comerciais, etc.):

() SIM () NÃO () Não tem certeza.

12. Apoia o desenvolvimento de pesquisas em busca de novas tecnologias para melhora da mobilidade de pessoas com deficiência visual:

() SIM () NÃO () Não tem certeza.

APÊNDICE B - QUESTIONÁRIO DE AVALIAÇÃO DE USABILIDADE

Projeto: TECNOLOGIA ASSISTIVA VESTÍVEL COM FEEDBACK VIBROTÁTIL PARA AUXÍLIO NA MOBILIDADE DE DEFICIENTES VISUAIS



UNIVERSIDADE
FEDERAL
DE PERNAMBUCO

Malki-çedheq Benjamim Celso da Silva

Mestrando em engenharia eletrônica,

PPGEE - DES - UFPE

malki-cedheq.benjamim@ufpe.br

Data: ____ / ____ / ____

Voluntário: _____

1. Qual sua avaliação em relação as dimensões dos módulos do sistema proposto?

Insatisfeito	Pouco satisfeito	Não tem certeza	Satisfeito	Muito satisfeito
()	()	()	()	()

2. Qual sua avaliação em relação ao peso dos módulos do sistema proposto?

Insatisfeito	Pouco satisfeito	Não tem certeza	Satisfeito	Muito satisfeito
()	()	()	()	()

3. Qual sua avaliação em relação a intensidade de vibração dos módulos do sistema proposto?

Insatisfeito	Pouco satisfeito	Não tem certeza	Satisfeito	Muito satisfeito
()	()	()	()	()

4. Qual sua avaliação em relação a assistência na mobilidade promovida pelo sistema proposto?

Insatisfeito	Pouco satisfeito	Não tem certeza	Satisfeito	Muito satisfeito
()	()	()	()	()

5. Qual sua avaliação em relação a confiança na mobilidade utilizando o sistema proposto?

Insatisfeito	Pouco satisfeito	Não tem certeza	Satisfeito	Muito satisfeito
()	()	()	()	()