

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

GUSTAVO HENRIQUE DE MATTOS BOTTEGA

**PROPOSTA DE DETECTOR DE
OBSTÁCULOS COM RESPOSTA SONORA
PARA DEFICIENTES VISUAIS**

Porto Alegre

2018

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

GUSTAVO HENRIQUE DE MATTOS BOTTEGA

PROPOSTA DE DETECTOR DE OBSTÁCULOS COM RESPOSTA SONORA PARA DEFICIENTES VISUAIS

Projeto de Diplomação apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para Graduação em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Alexandre Balbinot

Porto Alegre

2018

CIP - Catalogação na Publicação

Bottega, Gustavo Henrique de Mattos
Proposta de Um Detector de Obstáculos com
Resposta Sonora para Deficientes Visuais / Gustavo
Henrique de Mattos Bottega. -- 2018.
147 f.
Orientador: Alexandre Balbinot.

Trabalho de conclusão de curso (Graduação) --
Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de
Engenharia, Curso de Engenharia Elétrica, Porto
Alegre, BR-RS, 2018.

1. Instrumentação. 2. Tecnologia Assistiva. I.
Balbinot, Alexandre, orient. II. Título.

GUSTAVO HENRIQUE DE MATTOS BOTTEGA

PROPOSTA DE DETECTOR DE OBSTÁCULOS COM RESPOSTA SONORA PARA DEFICIENTES VISUAIS

Projeto de Diplomação apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para Graduação em Engenharia Elétrica.

Prof. Dr. Alexandre Balbinot

Orientador - UFRGS

Aprovado em 06 de dezembro de 2018.

Prof. Dr. Alexandre Balbinot

UFRGS

Prof. Dr. Altamiro Amadeu Susin

UFRGS

Prof. M.Sc. Alexandre Ambrozi

Junqueira

UFRGS

Agradecimentos

Aos meus pais e avós, por sempre estarem presentes e fornecerem apoio e recursos em todos os momentos necessários.

Aos meus colegas de curso, pela participação e auxílio em projetos de disciplinas que originaram a ideia deste trabalho.

À Associação de Cegos do Rio Grande do Sul - ACERGS, por se disponibilizar a avaliar e testar o projeto de forma voluntária.

Aos professores que foram meus orientadores em atividades ao longo da graduação, por me fornecerem a possibilidade de desenvolver meu conhecimento em tópicos além do escopo das disciplinas do curso.

E a todos os outros que fizeram parte, direta ou indiretamente, da minha formação acadêmica.

Resumo

Visando a dificuldade que deficientes visuais possuem para se locomover de forma autônoma em lugares distintos, foi desenvolvido um sistema para auxiliar sua locomoção, de forma que o usuário receba uma resposta referente ao ambiente em que se encontra, com tempo de resposta adequado para se evitar colisões e com sinalizações de fácil aprendizagem e entendimento ao usuário. Para o sensoriamento foi utilizado um arranjo de sensores ultrassônicos. Os obstáculos detectados pelos sensores foram traduzidos em respostas sonoras, simulando, através da utilização de efeitos físicos do som, a existência de uma fonte sonora onde o obstáculo se encontra, sintetizando sons em dois canais de fones de ouvido através de um computador. O sistema consta de dois modos de operação configurados pelo usuário, sendo um deles com o funcionamento apenas do sensor ultrassônico frontal, e outro com todos os sensores. Para auxiliar na detecção de objetos em que os sensores ultrassônicos não estão direcionados, se inclui uma luva como um sistema auxiliar, realizando detecções através de um sensor infra-vermelho e retornando a resposta em atuação tátil. O sensoriamento, leitura de configurações, pré-processamento de dados e atuação tátil são realizados através de um microcontrolador, que se comunica com um computador, responsável por processar e filtrar os dados obtidos, e por fim realizar a atuação sonora. Buscou-se um tempo de amostragem curto o suficiente para o usuário possuir tempo de reação às detecções realizadas, e para isso foi desenvolvida uma técnica de acionamento simultâneo de sensores ultrassônicos, que pôde ser implementada sem prejuízos na qualidade de dados. Esses e outros ajustes por *software*, como filtragens e diminuição de *timeout*, tornaram os sensores ultrassônicos adequados à aplicação, com melhoria na sua qualidade de dados. Os demais componentes e topologias também se mostraram adequados e o sistema pôde ser implementado conforme o que foi proposto, com uma ressalva na alimentação. A geração da resposta sonora foi implementada com sucesso e resultados desejados, apesar de evidenciados fatores que podem ser aprimorados. O tempo de amostragem necessário para o microcontrolador foi de 62 ms, e de 1 ms para o computador, sendo definido um tempo de amostragem para o sistema completo de 80 ms. O protótipo construído foi testado, validada sua aplicação e avaliada sua usabilidade por um deficiente visual e por profissionais da área de tecnologia assistiva, e evidenciaram-se necessidades de melhorias, como a de implementação de uma estrutura mais simplificada em relação às suas ligações, robusta e discreta. Todavia, o sistema recebeu avaliações positivas e despertou o interesse em ser utilizado pelo voluntário deficiente visual.

Palavras-chave: tecnologia assistiva, atuação sonora, acústica, atuação tátil.

Abstract

Aiming at the difficulty that the visually impaired have to move autonomously in different places, a system was developed to aid their locomotion so that the user receives a response regarding the environment in which he is, with adequate response time to avoid collisions and with signs of easy learning and understanding to the user. For the measuring of distances, it was used an array of ultrasonic sensors. The obstacles detected by the sensors were translated into sound responses, simulating, through the use of physical effects of the sound, the existence of a audio source where the obstacle is, synthesizing in two channels of headphones through a computer. The system consists of two modes of operation configured by the user, one with the operation of only the front ultrasonic sensor, and another with all sensors. To aid the detection of objects in which the ultrasonic sensors are not directed, a glove is included as an auxiliary system, performing detections through an infrared sensor and returning the response in tactile action. Measuring, reading configurations, pre-processing of data and tactile actuation are performed through a microprocessor, which communicates with a computer, responsible for processing and filtering the obtained data and performing the sound acting. The sampling time was aimed to be short enough for the user to have time to react to the detections, and for this purpose a technique of simultaneous activation of ultrasonic sensors was developed, which could be implemented without any damage to the data quality. These and other software adjustments, such as filtering and timeout, have made the ultrasonic sensors suitable for application with improved data quality. The other components and topologies were also adequate and the system could be implemented as proposed, with a proviso e in the power supply. The generation of the sound response was implemented with success and desired results, although evidenced factors that can be improved. The sampling time required for the microcontroller was 62 ms, and 1 ms for the computer, and a sampling time of 80 ms was set for the complete system. The built prototype was tested, its application validated and evaluated its usability by a blind and by professionals in the assistive technology area, and improvement needs were evidenced, such as the implementation of a more simplified structure in relation to its connections, robust and discreet. Nevertheless, the system received positive evaluations and aroused interest in being used by the blind volunteer.

Keywords: assistive technology, audio acting, acoustics, tactile acting.

Lista de Figuras

Figura 1 – Proporção de pessoas com deficiência visual, na população total (com intervalo de confiança de 95%).	19
Figura 2 – Proporção de pessoas que nasceram com a deficiência visual e proporção de pessoas com deficiência visual adquirida por doença ou acidente, na população total (com intervalo de confiança de 95%).	19
Figura 3 – Proporção de pessoas com grau intenso/muito intenso de limitações ou que não conseguem realizar as atividades habituais, na população com deficiência visual (com intervalo de confiança de 95%).	20
Figura 4 – Arranjo básico de um sensoriamento de distância por ultrassom.	22
Figura 5 – Característica direcional de um feixe de ultrassom.	24
Figura 6 – Ilustração do funcionamento de um PSD para detecção de distâncias utilizando o método da triangulação.	25
Figura 7 – Diagrama de blocos do sistema do trabalho de Raghuvanshi, Dutta e Vaidya.	26
Figura 8 – Teste de performance do sensor HC-SR04 mostrando variação do ângulo do campo de detecção em função da distância.	27
Figura 9 – Variação na tensão de alimentação fornecida pelo PWM em função da distância dos obstáculos detectados para cada dupla sensor/atuador no trabalho de Raghuvanshi, Dutta e Vaidya.	27
Figura 10 – Diagrama de blocos do sistema do proposto por Gonzatto <i>et al.</i>	28
Figura 11 – Diagrama de blocos do sistema do trabalho de Innet e Ritnoom.	29
Figura 12 – Efeitos do material na resposta analógica do sensor infra-vermelho GP2D12 em função da distância.	30
Figura 13 – Arquitetura do dispositivo apresentado por Valentim <i>et al.</i>	30
Figura 14 – Diagrama de blocos funcional do sistema.	34
Figura 15 – Desenho físico da localização proposta para os equipamentos.	36
Figura 16 – Diagrama de blocos de <i>hardware</i> do sistema.	37
Figura 17 – Diagrama de blocos do sensoriamento do sistema.	38
Figura 18 – Valor de saída de tensão elétrica em função da distância do sensor IV GP2Y0A02YK0F.	44
Figura 19 – Diagrama de blocos de aquisição e de pré-processamento.	46
Figura 20 – Fluxograma da rotina do microcontrolador.	48
Figura 21 – Fluxograma da leitura da distância de um único sensor US.	49
Figura 22 – Fluxograma da leitura para acionamento simultâneo de sensores US.	50
Figura 23 – Diagrama de blocos da etapa de processamento.	54
Figura 24 – Fluxograma da filtragem de dados de distância dos sensores US.	55

Figura 25 – Fluxograma da obtenção das velocidades de deslocamento dos sensores US.	56
Figura 26 – Representação do efeito elaborado para os testes iniciais.	57
Figura 27 – Representação da distância aos ouvidos dos objetos detectados pelos sensores fixados na cintura.	58
Figura 28 – Ilustração dos menores caminhos de uma fonte sonora aos ouvidos de uma pessoa.	61
Figura 29 – Fluxograma do cálculo da amplitude dos sons sintetizados.	66
Figura 30 – Placa fixada na luva.	69
Figura 31 – Subsistema da luva	69
Figura 32 – Boné com sensores laterais.	70
Figura 33 – Placa fixada na cintura.	70
Figura 34 – Pochete contendo os equipamentos da cintura.	71
Figura 35 – Integração do sistema.	72
Figura 36 – Sistema equipado em usuário.	72
Figura 37 – Sala da ACERGS onde foram realizados os testes de usabilidade. . . .	74
Figura 38 – Funções de transferência teórica e experimental média do pulso no pino <i>echo</i> em função da distância do objeto detectado referentes ao sensor HC-SR04.	79
Figura 39 – Relação polar dos ângulos máximos de detecção do sensor HC-SR04 em função da distância do obstáculo.	80
Figura 40 – Erro de linearidade do sensor JSN-SR04T 2.0 em função da sua distância mínima considerada.	84
Figura 41 – Funções de transferência teórica e experimental média do pulso no pino <i>echo</i> em função da distância do objeto detectado referentes ao sensor JSN-SR04T 2.0.	84
Figura 42 – Relação polar dos ângulos máximos de detecção do sensor JSN-SR04T 2.0 em função da distância do obstáculo.	85
Figura 43 – Áreas de detecção ao realizar o acionamento simultâneo dos sensores laterais e frontal.	86
Figura 44 – Áreas de detecção ao realizar o acionamento simultâneo dos sensores diagonais.	86
Figura 45 – Tensões elétricas de saída médias do sensor IV pela distância do objeto detectado.	89
Figura 46 – Exemplo de filtragem de distâncias detectadas com 3 amostras no filtro média móvel.	93
Figura 47 – Exemplo de filtragem de distâncias detectadas com 3 amostras no filtro média móvel.	93

Figura 48 – Exemplo de filtragem de distâncias detectadas com 5 amostras no filtro média móvel.	93
Figura 49 – Exemplo de filtragem de distâncias detectadas com 5 amostras no filtro média móvel.	93
Figura 50 – Exemplo de filtragem de velocidade com limiar de desvio padrão fixado em 100 cm.	94
Figura 51 – Exemplo de filtragem de velocidade com limiar de desvio padrão fixado em 50 cm.	94
Figura 52 – Exemplo de filtragem de velocidade com limiar de desvio padrão fixado em 150 cm.	94
Figura 53 – Exemplo de filtragem bem comportada.	95
Figura 54 – Relação da distância do objeto aos ouvidos pela distância detectada pelos sensores laterais.	96
Figura 55 – Relação da distância do objeto aos ouvidos pela distância detectada pelos sensores diagonais.	96
Figura 56 – Relação da distância do objeto aos ouvidos pela distância detectada pelo sensor frontal.	96
Figura 57 – Relações referentes aos sensores diagonais do módulo da diferença de fase dos sons sintetizados em função da distância detectada.	97
Figura 58 – Relações referentes aos sensores laterais da amplitude dos sons sintetizados em função da distância detectada.	98
Figura 59 – Relações referentes aos sensores diagonais da amplitude dos sons sintetizados em função da distância detectada.	98
Figura 60 – Relação referente ao sensor frontal da amplitude dos sons sintetizados em função da distância detectada.	98
Figura 61 – Relações das distâncias detectadas em que ocorre saturação da amplitude em em função do valor de volume.	99
Figura 62 – Comparação de sinal sonoro antes e após filtragem.	100
Figura 63 – Comparação de sinal sonoro antes e após filtragem.	100
Figura 64 – Comparação de sinal sonoro antes e após filtragem.	100
Figura 65 – Espectro de amplitude do sinal de saída da Figura 67.	101
Figura 66 – Espectro de amplitude do sinal de saída da Figura 67.	101
Figura 67 – Trecho de saída de áudio do sistema.	102
Figura 68 – Espectro de amplitude do sinal de saída da Figura 67.	102
Figura 69 – Voluntário portando o sistema.	104
Figura 70 – Voluntário testando o sistema ao caminhar por uma sala.	105
Figura 71 – Configuração da funcionalidade dos pinos pelo <i>software</i> STM32CubeMX 4.26.1.	116
Figura 72 – Configuração de <i>clocks</i> pelo <i>software</i> STM32CubeMX 4.26.1.	117

Figura 73 – Configuração dos pinos de entrada e saída do microcontrolador pelo <i>software</i> STM32CubeMX 4.26.1.	117
Figura 74 – Configuração do ADC utilizado para obtenção dos valores dos potenciômetros pelo <i>software</i> STM32CubeMX 4.26.1.	118
Figura 75 – Configuração do ADC utilizado para obtenção da saída do sensor IV pelo <i>software</i> STM32CubeMX 4.26.1.	118
Figura 76 – Configuração do <i>timer</i> 2 do BP utilizado para gerar sinal de PWM pelo <i>software</i> STM32CubeMX 4.26.1.	119
Figura 77 – Diagrama de blocos da etapa de processamento no <i>software</i> LabVIEW® 2014.	141
Figura 78 – Painel de controle da etapa de processamento no <i>software</i> LabVIEW® 2014.	142
Figura 79 – Diagrama de blocos do <i>software</i> LabVIEW® 2014 do filtro de amplitude testado.	142
Figura 80 – Diagrama de blocos da geração da saída sonora no <i>software</i> LabVIEW® 2014.	143
Figura 81 – Diagrama de blocos do simulador elaborado no <i>software</i> LabVIEW® 2014.	144
Figura 82 – Painel de controle do simulador elaborado no <i>software</i> LabVIEW® 2014.	144
Figura 83 – Diagrama esquemático elétrico do sistema.	145
Figura 84 – Pinagem da placa de desenvolvimento STM32F103C8T6.	146

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Identificação dos sensores US utilizados.	35
Tabela 2 – Frequências geradas referentes aos sensores US utilizados.	60
Tabela 3 – Parcelas máximas de amplitude que cada som sintetizado pode ocupar no modo de cinco sensores.	64
Tabela 4 – Teste de precisão dos sensores US utilizados.	75
Tabela 5 – Resultados do ensaio de calibração do sensor HC-SR04.	76
Tabela 6 – Resultados do ensaio de calibração do sensor JSN-SR04T 2.0.	81
Tabela 7 – Resultados do ensaio de calibração do sensor IV com um objeto de papela.	87
Tabela 8 – Resultados do ensaio de calibração do sensor IV com um objeto de metal escuro.	88
Tabela 9 – Resultados do ensaio de calibração do sensor IV com um objeto de plástico transparente.	88
Tabela 10 – Resultados da avaliação das distâncias em que a tensão elétrica de saída do sensor IV nos limites dos níveis de atuação se repete.	89
Tabela 11 – Tempo de processamento de etapas no microcontrolador.	91
Tabela 12 – Tempo de amostragem total do microcontrolador de acordo com a configuração estabelecida.	92
Tabela 13 – Frequências geradas referentes aos sensores US utilizados.	97

Lista de Abreviaturas e Siglas

ACERGS	Associação de Cegos do Rio Grande do Sul
BP	<i>Blue Pill</i>
IV	Infra-vermelho
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
US	Ultrassônico(s)
WHO	<i>World Health Organization</i>

Sumário

1	INTRODUÇÃO	15
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	18
2.1	Dados Estatísticos e Tecnologia Assistiva Voltada para Deficientes	
	Visuais	18
2.2	Sensoriamento e Atuação: Um Breve Relato	22
2.3	Trabalhos Relacionados: Uma Breve Revisão	25
3	METODOLOGIA EXPERIMENTAL	33
3.1	Sensoriamento	38
3.1.1	Descrição dos Sensores Ultrassônicos	38
3.1.2	Descrição do Sensor Infra-Vermelho	43
3.2	Procedimento de Aquisição e de Pré-Processamento	45
3.3	Procedimentos de Comunicação e Processamento dos Dados	52
3.4	Descrição da Etapa de Atuação	57
3.4.1	Atuação Sonora	57
3.4.2	Atuação Tátil	67
3.5	Integração do Sistema	69
3.6	Procedimento de Testes Finais	72
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	75
4.1	Caracterização dos Sensores	75
4.1.1	Caracterização dos Sensores Ultrassônicos	75
4.1.2	Caracterização do Sensor Infra-Vermelho	87
4.2	Pré-Processamento de Dados Mensurados	90
4.3	Comunicação e Processamento dos Dados	92
4.4	Desempenho da Etapa de Atuação	95
4.4.1	Desempenho da Etapa de Atuação Sonora	95
4.4.2	Desempenho da Etapa de Atuação Tátil	103
4.5	Teste de Usabilidade	103
5	CONCLUSÕES	108
6	PROPOSTAS DE TRABALHOS FUTUROS	110
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	112

APÊNDICE A – CONFIGURAÇÃO DE AMBIENTE DO STM32 .	116
APÊNDICE B – ROTINAS DESENVOLVIDAS E IMPLEMENTADAS NO <i>SOFTWARE</i> ECLIPSE	120
APÊNDICE C – ROTINAS IMPLEMENTADAS NO <i>SOFTWARE</i> MATLAB	131
APÊNDICE D – IMPLEMENTAÇÃO NO <i>SOFTWARE</i> LABVIEW	141
APÊNDICE E – DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DO SISTEMA COMPLETO	145
ANEXO A – PINAGEM DO STM32F103C8T6	146

1 Introdução

Avaliando a estrutura de zonas urbanas e observando o cotidiano de portadores de deficiência, pode-se afirmar que a autonomia de locomoção é uma das principais dificuldades de um deficiente visual, que por muitas vezes possui dependência de adaptações no ambiente público para ter orientações, como sinais sonoros em semáforos e calçadas com piso tátil. Porém, essas adaptações recorrentemente estão disponíveis em poucos lugares, podem estar afetadas por falta de manutenção e em muitos casos não fornecem uma noção dinâmica do ambiente onde a pessoa se encontra.

A tecnologia assistiva avança na direção de compensar de formas alternativas as limitações que uma determinada deficiência causa, onde muitos trabalhos são desenvolvidos utilizando dispositivos eletrônicos, visando substituir de forma eficiente os recursos mais tradicionais, como a bengala branca e o uso de cães-guias, no caso dos deficientes visuais. Porém, é de grande importância que a flexibilidade, a usabilidade e o baixo custo sejam características desses dispositivos, oferecendo soluções acessíveis a uma parcela considerável da população, e que seja possível universalizar seu uso, para que possam substituir de forma eficiente os auxílios mais tradicionais.

Em contraponto às dificuldades inerentes a deficiência, pessoas portadoras de uma deficiência possuem uma tendência em desenvolver melhor seus outros sentidos, e este fato se realça quando a privação de visão é de nascença, de acordo com Gougoux *et al.* (2004), no que se discute sobre o caso da audição. No caso de deficientes visuais, é de praxe que o mesmos pratiquem sua habilidade tátil na aprendizagem do braile, e também sua habilidade auditiva para identificar a direção de origem de um certo som. Gonçalves e Thomé (2011) relatam sobre o fenômeno da ecolocalização¹, e como o mesmo é utilizado por diversos deficientes visuais que desenvolveram a técnica de forma natural e involuntária, entre eles o fundador do *World Access For The Blind* (<http://waftb.net/>), grupo dedicado a ensinar a utilizar a audição como forma de substituição da visão.

Com motivação na falta de independência de locomoção e nas habilidades mais apuradas de outros sentidos em deficientes visuais, o presente trabalho propõe a combinação de atuações sonoras e táteis como forma de substituição da visão, emulando de forma intuitiva a existência de obstáculos no caminho. Tem-se como objetivo obter-se informações relativas ao ambiente em que o sujeito se encontra de forma dinâmica, ou seja, atualizando as respostas das atuações a cada amostra e com um tempo de amostragem adequado para reação humana. Buscou-se implementar um sistema com sinalização de fácil entendimento,

¹ Estratégia para realizar reconhecimento de ambiente através de sons refletidos por obstáculos. Utilizada, por exemplo, por morcegos e golfinhos.

boa usabilidade, sem necessidade de contato físico com obstáculos e flexibilidade em seu modo de operação, objetivando a utilização por um indivíduo que se desloque a pé.

A busca por um sistema que forneça uma sinalização de fácil entendimento induz à aplicação de conceitos físicos dos quais o ser humano é acostumado a utilizar, embora não de forma racional, como a diferença de intensidade e fase com que o som chega em cada um dos ouvidos, e a variação da frequência de acordo com o deslocamento de uma fonte de som. Dessa forma, a emulação de obstáculos detectados como uma fonte de som pontual, baseando-se no fenômeno da ecolocalização, se mostra uma interessante opção para o aproveitamento desses fenômenos físicos.

Com relação ao reconhecimento do ambiente, propõe-se a utilização de um arranjo de sensores de distância ultrassônicos fixados ao corpo em posições que sejam consideradas mais relevantes de se realizar uma detecção. Diante de tal consideração, é dado enfoque nas principais direções de deslocamento de um indivíduo, com sensores posicionados de forma que o movimento natural do sujeito ao caminhar não interrompa o sensoriamento adequado.

Devido ao fato do sensoriamento ser realizado por um número limitado de sensores fixados em determinadas posições, considera-se a necessidade de realizar a detecção de obstáculos em diferentes direções, principalmente quando os mesmos se localizam próximos ao usuário. Partindo dessa premissa, se propõe a utilização do movimento do pulso, equipado com um sensor de distância infra-vermelho, para se realizar uma varredura mais detalhada. Objetivando-se evitar uma potencial poluição sonora e também explorar uma atuação do sistema de forma mais ampla, nessa funcionalidade consta uma resposta tátil relativa a proximidade do objeto detectado.

Por fim, com o objetivo de se obter uma maior versatilidade quanto ao ambiente, o sistema consta de diferentes modos de operação, possuindo a possibilidade de desativar, limitar ou realçar a atuação de determinados sensores, cujo funcionamento deve ser testado e validado. Tais atribuições podem ser definidas por chaves e por potenciômetros fixados nos acessórios portados pelo usuário.

O presente trabalho segue com uma revisão bibliográfica no Capítulo 2, onde se introduz conceitos de tecnologia assistiva e se apresentam alguns dados estatísticos relacionados à deficiência visual, conceitos teóricos sobre sensoriamento e atuação utilizados para o desenvolvimento do trabalho, e também se apresenta uma breve análise de trabalhos relacionados à aplicação proposta. No Capítulo 3, é apresentada a metodologia utilizada para a implementação, validação e testes do trabalho, dividindo o mesmo em quatro blocos funcionais: sensoriamento de obstáculos, aquisição e pré-processamento de dados obtidos, comunicação e processamento de dados em um computador e atuação, tanto sonora quanto tátil; que são apresentados de forma detalhada nas seções contidas no referido capítulo. Os resultados encontrados e as discussões referentes aos mesmos são apresentados no Capítulo

4, analisando-se a viabilidade do sistema proposto de acordo com sua estrutura de *software* e *hardware* utilizada, bem como uma análise quantitativa do comportamento de seus sensores e atuadores, e uma análise qualitativa do funcionamento em geral, recebendo avaliações através de testes de usabilidade realizados por um voluntário deficiente visual. Por fim, as conclusões e considerações finais são apresentadas no Capítulo 5, seguidas por sugestões de trabalhos futuros no Capítulo 6.

2 Revisão Bibliográfica

2.1 Dados Estatísticos e Tecnologia Assistiva Voltada para Deficientes Visuais

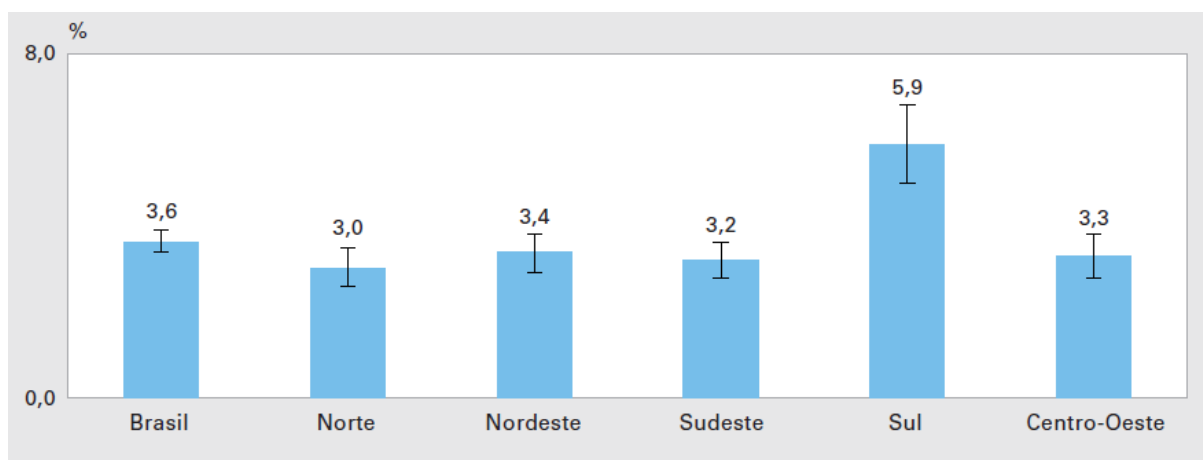
Segundo Pascolini e Mariotti (2011), estima-se que 285 milhões de pessoas vivam com deficiência visual, sendo 39 milhões de cegos e o restante com limitação visual de nível moderado a severo. Comparados com dados de 1990, de forma geral, a prevalência destes índices diminuiu, entre as causas deste fato estão o desenvolvimento sócio-econômico, ações de saúde pública, aumento de serviços de cuidados com a visão e uma maior consciência da população sobre soluções para problemas de visão, pois mais de 80% dos casos de deficiência podem ser curados ou prevenidos. No entanto, é estimado que esse número possa triplicar devido ao crescimento populacional e o envelhecimento da população, pois pessoas com 50 anos ou mais contemplam o grupo de maior risco de desenvolver uma deficiência visual devido a doença ocular crônica.

No âmbito nacional, segundo o IBGE (2015), em que se considera uma deficiência visual como cegueira de ao menos um olho, ou baixa visão de ambos os olhos, essa deficiência apresentou uma proporção relativamente alta de 3,6% da população, em comparação com outras deficiências pesquisadas, como auditiva (1,1%), intelectual (0,8%) e física (1,6%). Da mesma forma, a deficiência visual foi a que apresentou a maior proporção estimada de pessoas que adquiriram-na por uma doença ou acidente (3,3%). A Figura 1 mostra a proporção de deficientes visuais em cada uma das grandes regiões do Brasil, onde pode-se notar um destaque para a Região Sul, onde o indicador mostra um índice de 5,9% de portadores da deficiência.

Conforme mencionado anteriormente, estima-se que 3,3% da população brasileira tenha adquirido uma deficiência visual por doença ou acidente, enquanto o restante dos portadores de deficiência nasceu com a mesma. Como pode-se notar na Figura 2, a proporção de pessoas com deficiência visual de nascença independe da região do Brasil, porém a Região Sul se destaca por seu índice de deficiência visual devido a doença ou acidente.

Quanto às limitações de graus intenso e muito intenso e impossibilidades de realizar atividades habituais, foi registrado em 2013 que 16,0% da população com deficiência visual brasileira passa por essas dificuldades, com destaque para a Região Nordeste, única região em que o indicador ficou acima da média nacional. Nesse caso, a Região Sul apresentou um dos melhores indicadores, em contraponto com seu alto índice de deficientes. Os dados citados são mostrados na Figura 3.

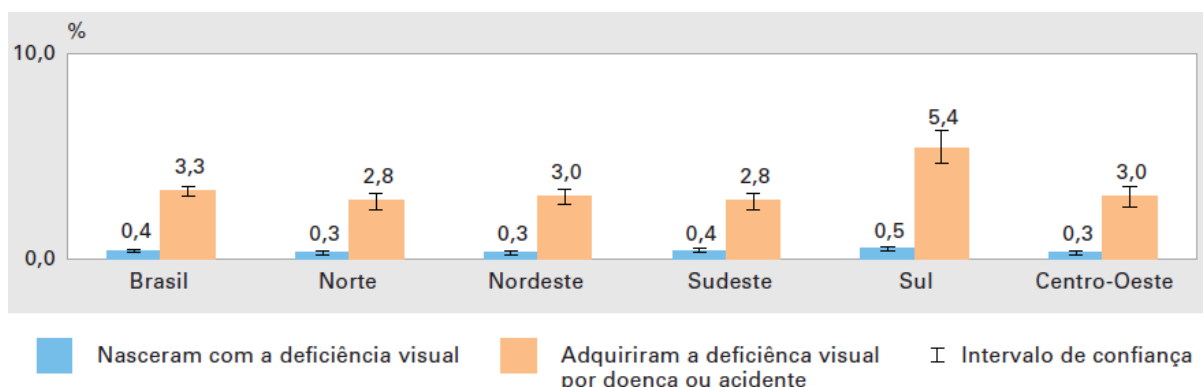
Figura 1 – Proporção de pessoas com deficiência visual, na população total (com intervalo de confiança de 95%).



┆ Intervalo de confiança

Fonte – IBGE (2015).

Figura 2 – Proporção de pessoas que nasceram com a deficiência visual e proporção de pessoas com deficiência visual adquirida por doença ou acidente, na população total (com intervalo de confiança de 95%).



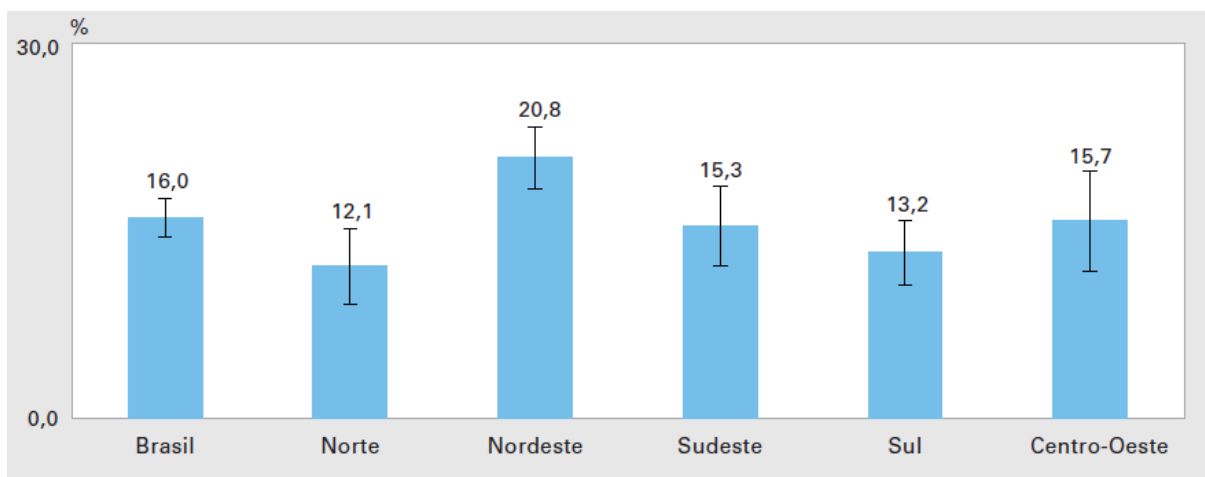
■ Nasceram com a deficiência visual ■ Adquiriram a deficiência visual por doença ou acidente ┆ Intervalo de confiança

Fonte – IBGE (2015).

A tecnologia assistiva surge como forma de auxiliar essa parcela da população a executar suas tarefas com o menor grau de dificuldade possível, compensando os efeitos negativos causados por uma deficiência. De acordo com Cook e Polgar (2015), tecnologia assistiva define-se como todo o conjunto de recursos e serviços idealizados e aplicados visando reduzir os problemas pelos quais passam os indivíduos com deficiência, incluindo tanto as tecnologias tradicionais, como lupas e lentes, no caso de pessoas com baixa visão, quanto àquelas que são desenvolvidas especificamente com o objetivo de auxiliar portadores de deficiência, como os exemplos apresentados na Seção 2.3. Segundo Sartoretto e Bersch (2017), o termo tecnologia assistiva foi criado em 1988, tendo ela o objetivo de proporcionar uma maior independência para pessoas que possuam alguma deficiência. A tecnologia

assistiva normalmente é dividida em 11 categorias, sendo uma delas voltada para o auxílio para cegos ou pessoas com visão subnormal, incluindo tecnologias tradicionais e também recursos que traduzem conteúdo visual em áudio ou informação tátil.

Figura 3 – Proporção de pessoas com grau intenso/muito intenso de limitações ou que não conseguem realizar as atividades habituais, na população com deficiência visual (com intervalo de confiança de 95%).



▮ Intervalo de confiança

Fonte – IBGE (2015).

Segundo a WHO (2011), mais de 1 bilhão de pessoas no mundo possuem algum tipo de deficiência, ou seja, uma parcela de aproximadamente 15% da população mundial, uma estimativa maior que aquela sugerida pela Organização Mundial da Saúde (OMS) na década de 1970, de 10%. Dentre essas pessoas, uma parcela de aproximadamente 200 milhões vive com consideráveis dificuldades funcionais devido a deficiência. É esperado que esse primeiro número cresça ainda mais devido ao envelhecimento da população, podendo chegar a 2 bilhões em 2050. Enquanto mais de um bilhão de pessoas necessitam de ao menos um produto assistivo, atualmente cerca de 10% dos necessitados possuem esse acesso, sendo essa taxa ainda mais reduzida para países de baixa renda. Esse fato se deve ao alto custo de alguns produtos, falta de pesquisas e desenvolvimento centrados no usuário, sistemas de aquisição, padrões de qualidade e segurança, e *design* de produto apropriado ao contexto, entre outros motivos (WHO, 2018).

A tecnologia assistiva é um importante meio para promover a inclusão do indivíduo deficiente na sociedade, possibilitando a execução de suas tarefas tanto nos estudos quanto no trabalho, visando uma menor limitação e melhor independência. A necessidade de uma maior inclusão é evidente, pois de acordo com IBGE (2012), para pessoas com 10 anos ou mais de idade, aquelas que não possuíam nenhuma das deficiências investigadas pelo Censo Demográfico de 2010 do IBGE possuíam uma taxa de ocupação de 56,0%, enquanto

os que possuíam pelo menos um tipo de deficiência investigada possuíam taxa de 46,2%, e os que possuíam alguma deficiência visual apresentavam taxa de 48,4% de ocupação.

Em (GASPARETTO *et al.*, 2012), foi realizada uma pesquisa que mostra como programas de reabilitação têm proporcionado a utilização de recursos de tecnologia assistiva para escolares deficientes visuais, destacando a importância de sua inclusão para desenvolver seu aprendizado segundo suas capacidades, não importando as diferenças que possam ter em relação aos outros alunos. No entanto, em alguns casos foi observada a ausência de tais recursos nas escolas, sendo até desconhecidos por grande parte dos escolares.

Para buscar a inclusão social do indivíduo com deficiência visual, no entanto, uma das dificuldades a ser superada pela tecnologia assistiva trata-se da sua autonomia de locomoção. Dentre as soluções disponíveis e mais conhecidas nos dias de hoje, estão a bengala e o uso de cães-guias. No caso da bengala, existe uma considerável limitação quanto ao alcance e flexibilidade, permitindo que o usuário sinta apenas objetos que distam no máximo do comprimento da bengala e apenas na direção em que se aponta, que na maioria dos casos é a região do solo. Além do mais, uma varredura mais ampla do ambiente se torna inconveniente com um objeto sólido, devido ao risco de se atingir pessoas, entre outros fatores.

Na situação do uso de cães-guias, os mesmos podem servir de auxílio para o deficiente visual em qualquer ambiente, e estão sempre atentos a mudanças nos locais em que passam, com longo alcance de detecção em todas as direções. O grande problema desse recurso se encontra em seu alto custo, restringindo-o a uma pequena parcela da população. No Brasil, por exemplo, segundo Freitas (2016), haviam 160 cães-guias para 6 milhões de deficientes. De acordo com Jacquet, Bellik e Bourda (2006), apesar de haver organizações com apoio financeiro para treinamento e fornecimento de cães-guias, como o *Lions Club*, atualmente ainda são poucas pessoas que alcançam este privilégio.

Muitas formas de auxílio para locomoção do deficiente visual exigem um ambiente previamente estruturado para tal, como calçadas com piso tátil, semáforos com sinais sonoros, placas e botões em Braille. Segundo Gadotti (2015), um outro exemplo trata-se de um aplicativo desenvolvido para o deficiente se localizar em lugares previamente mapeados, com instruções sonoras para seu deslocamento, que já se encontra disponível em ambientes da universidade em que foi desenvolvido. Apesar desses recursos fornecerem um bom auxílio nos locais em que estão em funcionamento, ainda assim necessitam ser constantemente atualizados manualmente para eventuais mudanças no ambiente.

A análise de tais tecnologias tradicionais para deslocamento evidenciam uma necessidade da popularização de uma solução alternativa e versátil ao ambiente, onde se mostra a tendência da utilização de dispositivos eletrônicos para tal, não apenas com recursos de *hardware*, como também de *software*.

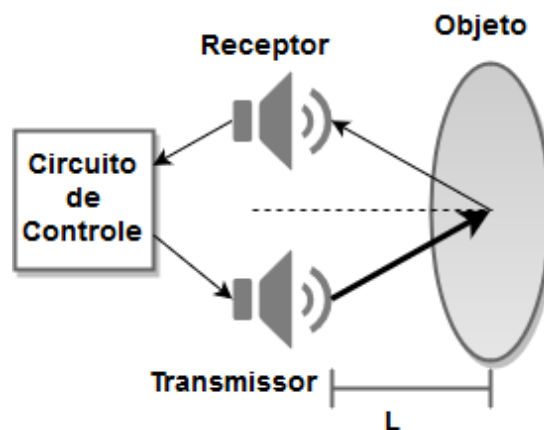
2.2 Sensoriamento e Atuação: Um Breve Relato

Para realizar medidas de distâncias sem a necessidade de haver contato físico com os objetos, é comum serem utilizados sensores que transmitem energia em forma de ondas, através de um transmissor, e a recebem de volta em um receptor, que possui a capacidade de avaliar as características da onda recebida, e então determinar a distância que a mesma percorreu. A energia a ser transmitida pode ser em forma de ondas eletromagnéticas, seja no espectro ótico ou de micro-ondas, ou em forma acústica. Em muitos casos, o transmissor e o receptor se encontram próximos um do outro, ou são utilizados em um mesmo dispositivo, com o objetivo de que a onda transmitida seja refletida, e de acordo com as características da sua reflexão, poder determinar qual a distância que essa onda percorreu até o seu retorno (FRADEN, 2010).

Um dos tipos de sensores que utilizam reflexão de uma onda para mensurar distância, é o sensor ultrassônico, que faz uso de ondas sonoras com frequências acima da capacidade auditiva humana, a fim de o sensor operar sem gerar sons perceptíveis para seres humanos. Como a velocidade de propagação do som (343 m/s a 20°C segundo Speaks (1999)) é consideravelmente menor que aquela de uma onda eletromagnética, a medição do tempo que o sinal emitido leva para retornar se torna mais viável para esse tipo de sensor, podendo dessa forma medir a distância que o sinal sonoro percorreu através da Equação (1), onde L é a distância do objeto em que a onda sonora refletiu, v é a velocidade de propagação do som e t é o tempo. Nesse caso, o valor é dividido por 2 pelo fato de que a distância percorrida de fato pela onda contabiliza o seu tempo de ida até o objeto e o seu retorno (FRADEN, 2010). A Figura 4 foi elaborada baseada em (FRADEN, 2010) e ilustra o funcionamento de um dispositivo que realiza sensoriamento de distância por ultrassom.

$$L = \frac{v \cdot t}{2} \quad (1)$$

Figura 4 – Arranjo básico de um sensoriamento de distância por ultrassom.



Deve-se considerar para os sensores ultrassônicos que a superfície do objeto detectado pode refletir a onda para outra direção, impedindo de ser realizada a detecção adequada. Outra possibilidade é a ocorrência do efeito Doppler² quando o objeto detectado estiver se movendo em uma velocidade considerável, alterando a frequência com que a onda é refletida, podendo não ser detectada quando retornar (FRADEN, 2010).

Para geração da onda sonora, que trata-se de uma onda mecânica, é necessário realizar o movimento de uma superfície, o que pode ser gerado por um sinal elétrico ao se utilizar um piezoelétrico, transdutor responsável por converter energia elétrica em energia mecânica, e que pode operar na faixa de frequência do ultrassom. Como o efeito piezoelétrico é reversível, o mesmo transdutor pode ser utilizado como receptor, convertendo a onda mecânica que retorna, em uma forma de onda elétrica. Por esse motivo, em alguns casos, é utilizado apenas um transdutor para realizar o sensoriamento (FRADEN, 2010). O principal fator delimitante na distância de detecção de sensores ultrassônicos é a atenuação da onda sonora emitida. Segundo Balbinot e Brusamarello (2011), o coeficiente de atenuação típico do ar é $\delta = 0,6dB/m$.

Para o transdutor responsável por atuar como emissor, é necessário considerar a diretividade do som gerado, que pode ser obtida uma aproximação de acordo com a Equação (2), onde D é o diâmetro da área irradiada, λ é o comprimento de onda no ar e α é a abertura angular do feixe de som principal, uma ilustração da característica direcional do sensor é mostrada na Figura 5. Para tornar o sensor mais pontual, normalmente se deseja um feixe mais estreito, porém isso pode exigir que a reflexão ocorra em uma superfície muito regular, estando mais susceptível a influências externas (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2011).

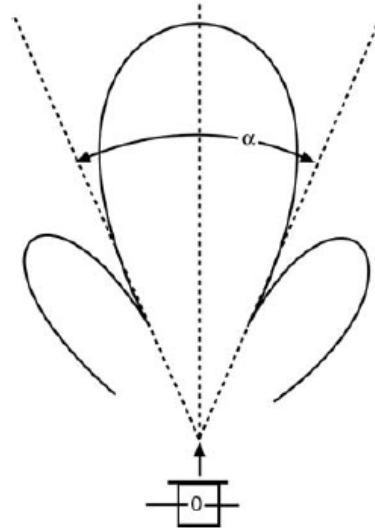
$$\text{sen}\left(\frac{\alpha}{2}\right) \approx \frac{\lambda}{D} \quad (2)$$

Segundo Balbinot e Brusamarello (2011), como o efeito piezoelétrico pode operar em faixas de frequência de dezenas de quilohertz (kHz) e produzir deformações com grande repetitividade, os materiais piezoelétricos também podem ser utilizados para gerar vibrações bem comportadas em um dispositivo. Dois tipos de materiais piezoelétricos que foram desenvolvidos para apresentarem o efeito de uma forma mais forte são o BaTiO₃ e o Titanato Zirconato de Chumbo (PZT). Para o material possuir efeito piezoelétrico, o mesmo não deve possuir centro de simetria, no caso do PZT, por exemplo, o material só apresenta propriedades piezoelétricas abaixo da temperatura de Curie, onde o mesmo possui simetria tetragonal. Em um material piezoelétrico, quando um campo elétrico é aplicado, grupos de dipolos paralelos aumentam seu alinhamento de forma proporcional,

² Efeito que altera a frequência da onda em propagação de acordo com a velocidade relativa do seu emissor ao receptor, ou ao ser refletida por um objeto em movimento (FRADEN, 2010).

causando uma alteração nas suas dimensões, e o efeito contrário também pode ser observado quando invertida a polaridade do campo.

Figura 5 – Característica direcional de um feixe de ultrassom.



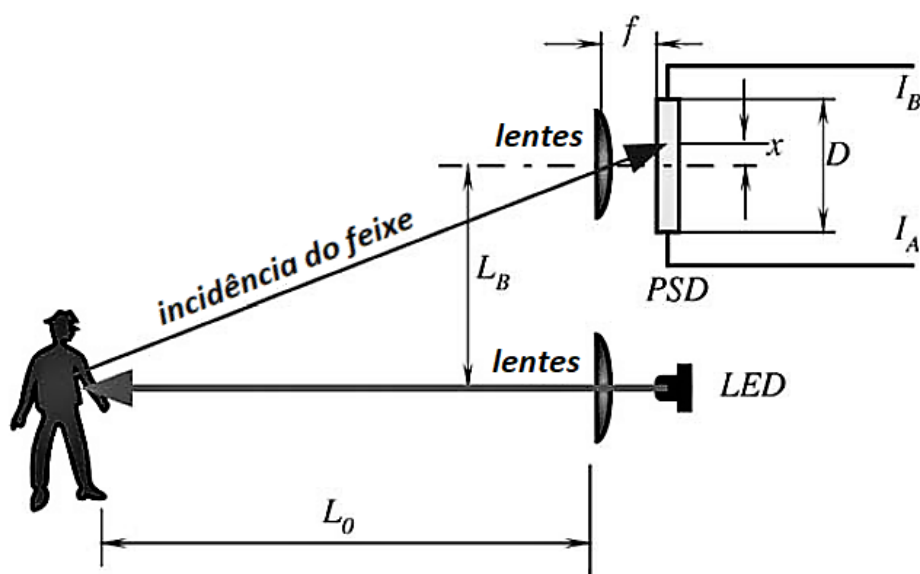
Fonte – Balbinot e Brusamarello (2011).

Outro tipo de sensoriamento muito utilizado para detecção de distância trata-se do uso de sensores óticos. A distância a ser mensurada pode ser avaliada também pelos efeitos de reflexão de uma onda gerada, porém devido a alta velocidade de propagação de uma onda eletromagnética, não é viável medir seu tempo de retorno, e sua intensidade de reflexão depende fortemente da superfície em que a mesma reflete. Dessa forma, outras técnicas podem ser utilizadas para medir a distância, como o método da triangulação, que é frequentemente utilizado em sensores infra-vermelhos para sensoriamento em pequenas distâncias (FRADEN, 2010).

O método da triangulação consiste em emitir um sinal luminoso com feixe estreito através de um LED passando por uma lente, o sinal é refletido ao atingir um objeto e chega de volta a um receptor, que foca o sinal em um detector sensível de posição (PSD, *position sensitive detector*), que por sua vez gera um sinal de corrente proporcional a distância da luz refletida. O PSD utiliza uma superfície resistiva de fotodiodo de silício, que possui uma área sensível não discreta. Nesse dispositivo, é gerada uma corrente fotoelétrica que depende da intensidade do sinal luminoso recebido, porém a razão da corrente em seus terminais depende apenas do ponto de incidência do sinal, e não de sua intensidade, o que permite realizar medidas de distância em superfícies com diferentes índices de reflexibilidade. Uma ilustração do funcionamento desse método é mostrado na Figura 6, e a Equação (3) mostra a relação entre as correntes nos terminais com o ponto de incidência do sinal luminoso, de acordo com as variáveis da figura, onde I_A é a corrente

no terminal A, I_B a corrente no terminal B, D a distância entre os eletrodos do PSD, e x a distância do ponto de incidência para o eletrodo do terminal A (FRADEN, 2010).

Figura 6 – Ilustração do funcionamento de um PSD para detecção de distâncias utilizando o método da triangulação.



Fonte – Adaptado de Fraden (2010).

$$\frac{I_A}{I_B} = \frac{D}{x} - 1 \quad (3)$$

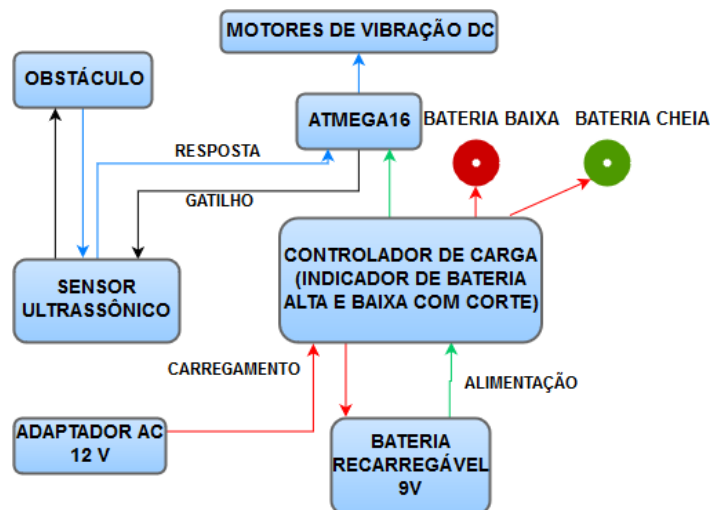
2.3 Trabalhos Relacionados: Uma Breve Revisão

Segundo Jacquet, Bellik e Bourda (2006), a tecnologia assistiva vem demonstrando importantes avanços na área de locomoção autônoma para deficientes visuais, desenvolvendo inúmeros tipos de dispositivos para este fim. Apesar de fornecerem informações limitadas, esses dispositivos muitas vezes possuem custos mais baixos que aqueles de um cão-guia, por exemplo, e podem dispor de funcionalidades extras, como geolocalização do usuário, e também funcionar de forma versátil quanto a faixa de distâncias detectadas. Outro ponto a ser destacado se trata da popularização do dispositivo, pois hoje um deficiente é facilmente identificado ao vê-lo utilizando uma bengala, o que justifica muitos desses novos sistemas funcionarem em conjunto com os mais tradicionais.

No trabalho de Raghuvanshi, Dutta e Vaidya (2014), foi desenvolvido um sistema com um arranjo de três sensores ultrassônicos HC-SR04 fixados em um cinto, onde cada sensor é encarregado de realizar a detecção em um campo de 60°, e a detecção de cada um deles é responsável por fornecer resposta tátil através de atuadores por vibração. O

microcontrolador utilizado para o processamento foi o ATMEGA16A. O diagrama de blocos do sistema proposto pelos autores é mostrado na Figura 7.

Figura 7 – Diagrama de blocos do sistema do trabalho de Raghuvanshi, Dutta e Vaidya.



Fonte – Adaptado de Raghuvanshi, Dutta e Vaidya (2014).

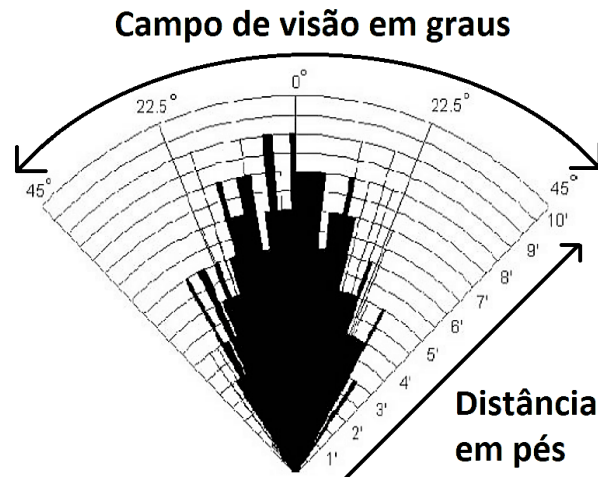
Neste trabalho, foi avaliado o ângulo de detecção do sensor, a fim de que um dos sensores não causasse interferência no outro. A Figura 8 mostra o campo de detecção do sensor informado pelo fabricante, indicando que o feixe de detecção não ultrapassa 45° nem mesmo nas distâncias mais curtas, sendo o mesmo adequado para a aplicação. Os autores relataram problemas na geração do PWM para acionar os atuadores para vibração, que funcionava de forma adequada para até dois sinais, porém o microcontrolador sofria uma queda na alimentação do PWM do terceiro atuador, o que prejudicava sua resposta em distâncias mais curtas, como mostra a Figura 9. A solução do problema sugerida foi o uso de mais de um microcontrolador, ou utilizar outro com uma quantidade maior de geradores de PWM, sendo assim possível cumprir os objetivos do projeto.

Gonzatto *et al.* (2012) projetaram um sistema em que é utilizado um sensor ultrassônico sonar de distância até 150 cm acoplado a um óculos para detecção de obstáculos. Esse dispositivo detecta objetos em posições que uma bengala comum não evitaria o choque, como em placas, possuindo a flexibilidade do movimento da cabeça para direcionar a detecção. O sistema fornece uma resposta sonora concernente a detecção através de fones de ouvido, cuja intensidade do som aumentava com a proximidade do objeto. Para esse projeto foi utilizado um microcontrolador PIC da Microchip™ e foi projetado de modo a no futuro possibilitar a integração de todos os circuitos no óculos. O seu diagrama de blocos é mostrado na Figura 10.

Este trabalho teve como objetivo mostrar a viabilidade de utilizar dispositivos eletrônicos para auxílio de deficientes visuais, e sua eficiência foi testada e comprovada por voluntários em um *workshop*, que recebiam uma resposta sonora rápida o suficiente

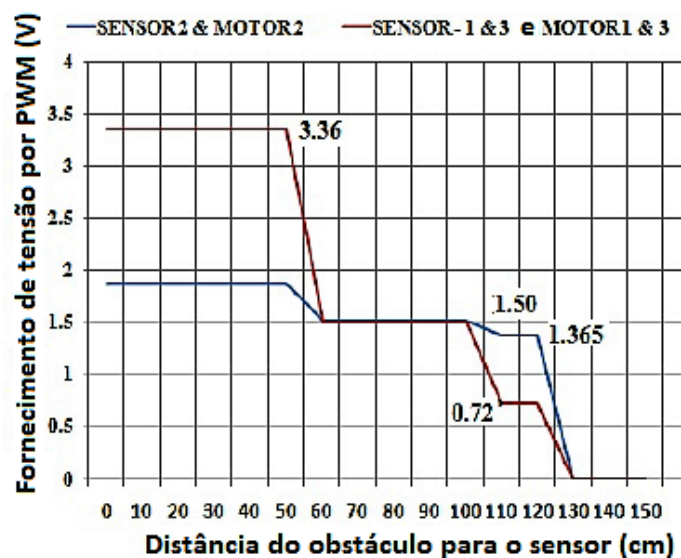
para poderem evitar colisões enquanto caminhavam. Foi observado também que o sensor utilizado pode realizar detecções com distâncias inferiores a 20 cm, limite informado nas suas especificações, e seu ângulo de detecção foi de cerca de 130°.

Figura 8 – Teste de performance do sensor HC-SR04 mostrando variação do ângulo do campo de detecção em função da distância.



Fonte – Adaptado de ITead Studio (2010).

Figura 9 – Variação na tensão de alimentação fornecida pelo PWM em função da distância dos obstáculos detectados para cada dupla sensor/atuador no trabalho de Raghuvanshi, Dutta e Vaidya.

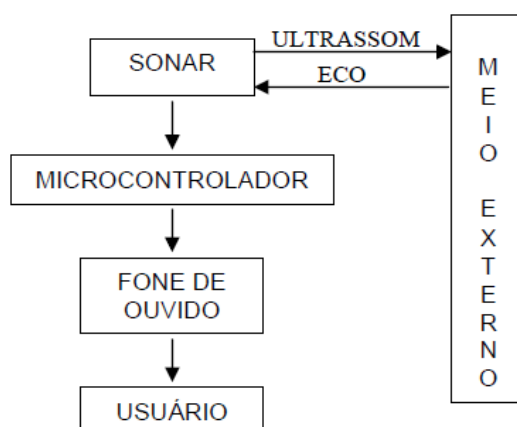


Fonte – Adaptado de Raghuvanshi, Dutta e Vaidya (2014).

O trabalho de Hofer (2011) é um projeto com publicação livre de licenças comerciais que é disponibilizado para estudo e melhorias. Nele, se utiliza uma luva equipada com sensores ultrassônicos e servo motores controlados por um microcontrolador Arduino.

Através dos servo motores, o sistema fornece uma resposta tátil ao usuário através de uma pressão no pulso, de uma forma que ainda possibilite o usuário utilizar recursos auditivos adicionais para auxílio. Este trabalho possuía uma versão anterior em que a detecção era realizada no nível da cabeça do usuário, porém sua estrutura física foi alterada para adquirir maior flexibilidade, pois a maioria dos obstáculos que se encontra não estão na altura da cabeça, e uma resposta tátil na região do crânio não foi considerada confortável ao usuário. Nessa versão anterior, a resposta tátil era realizada por vibração, porém havia a desvantagem dos ruídos dos motores de vibração prejudicarem a percepção auditiva dos usuários. Considerou-se utilizar sensores infra-vermelhos em vez de ultrassônicos nesse sistema, porém devido a problemas de detecção que poderiam ser causados pela luz do sol, controles remotos, câmeras de segurança e superfícies absorventes, manteve-se o uso de sensores de ultrassom. A metodologia proposta foi testada e comprovada, no entanto, o autor afirma possuir melhorias a serem feitas, como a qualidade de suas conexões, devido ao fato de o dispositivo ser apenas um protótipo.

Figura 10 – Diagrama de blocos do sistema do proposto por Gonzatto *et al.*

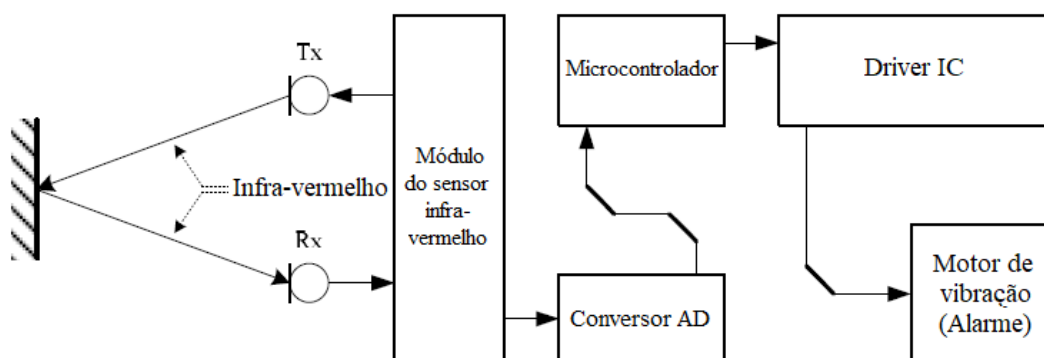


Fonte – Gonzatto *et al.* (2012).

O trabalho de Innet e Ritnoom (2009) propôs a utilização de um sensor infra-vermelho GP2D12, com faixa de medição de 10 a 80 cm e boa imunidade a luz ambiente, acoplado a uma bengala para detecção de obstáculos, como uma alternativa aos sensores ultrassônicos que costumam ser mais utilizados nessa área de trabalho, devido ao fato de possuírem menor consumo e serem mais leves. O sistema retorna ao usuário uma resposta tátil através de motores por vibração, que atuam de uma forma distinta em diferentes faixas, dependendo da distância do objeto detectado. O diagrama de blocos do sistema é mostrado na Figura 11 O sensor infra-vermelho foi testado em diversos objetos, com temperatura e alimentação constantes, e apresentou curvas de resposta coerentes com sua curva teórica, porém com certos desvios, nos quais o pior caso foi o do vidro, que a partir de 60 cm não foi mais detectado, enquanto todos os outros objetos testados foram

devidamente detectados até pelo menos 70 cm, conforme mostra Figura 12. Apesar de tais instabilidades, o sistema funcionou adequadamente para as distâncias menores que 70 cm, faixa de medição suficiente para atender a proposta do projeto, de substituir a detecção realizada por bengalas brancas usuais.

Figura 11 – Diagrama de blocos do sistema do trabalho de Innet e Ritnoom.



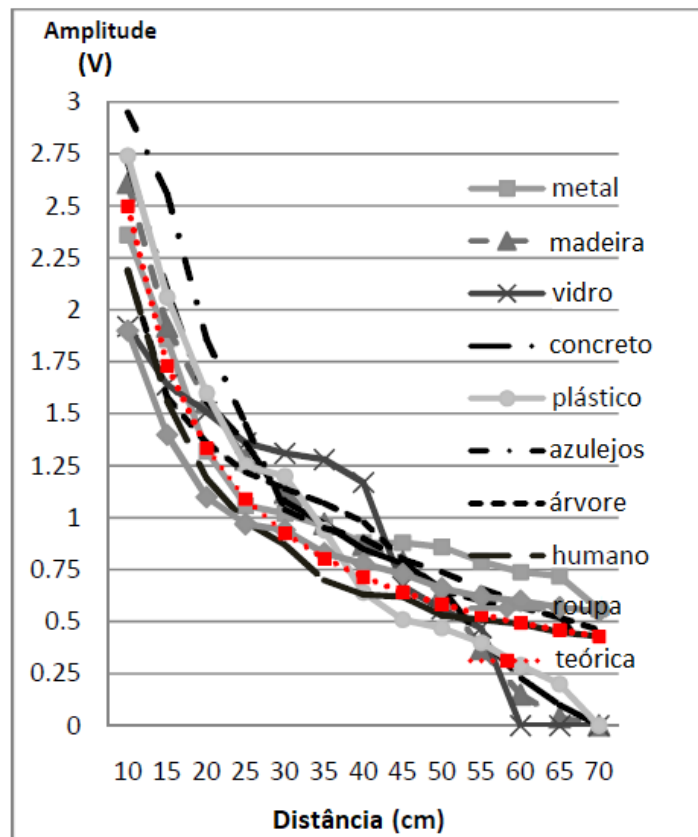
Fonte – Adaptado de Innet e Ritnoom (2009).

O trabalho de Filho *et al.* (2011) propôs um complemento para a utilização da bengala branca, equipando uma pulseira com um sensor ultrassônico EZ1 controlado por um microcontrolador PIC, que envia a resposta para um atuador por vibração. Este trabalho consta de dois modos de operação, alterando sua faixa de detecção de distâncias, sendo um modo voltado para ambiente aberto, e outro para ambiente fechado. No primeiro modo, o sinal fornecido é contínuo a partir de um limiar de distância detectada, enquanto no segundo a vibração é controlada por um sinal de PWM, se tornando mais frequente conforme o objeto detectado se aproxima. A estrutura física do trabalho é proposta também para utilização em outras posições, como em uma braçadeira, cinto ou em uma faixa no peito. Os dispositivos utilizados apresentaram funcionamento considerado adequado pelo autor, cada um deles desempenhando sua função de forma a cumprir os objetivos do trabalho. O sensor ultrassônico pôde medir distâncias com uma taxa de amostragem de 50 ms, enquanto o microcontrolador teve capacidade de processamento adequada para cumprir os requisitos do sistema.

No trabalho de Valentim *et al.* (2016) foi realizada a apresentação de uma solução que utiliza um arranjo de sensores ultrassônicos para detecção de obstáculos em diferentes alturas ou desníveis do solo, fornecendo uma resposta sonora, previamente gravada, ou tátil ao usuário, viabilizando sua utilização para deficientes auditivos, que difere para o tipo de obstáculo ou desnível detectado. O sistema funciona com uma bengala inteligente eletrônica, que é equipada com uma unidade de processamento e é responsável por enviar os sinais, podendo esses serem configurados de diferentes formas. O sistema também disponibiliza uma comunicação sem fio com o celular como uma outra forma de receber

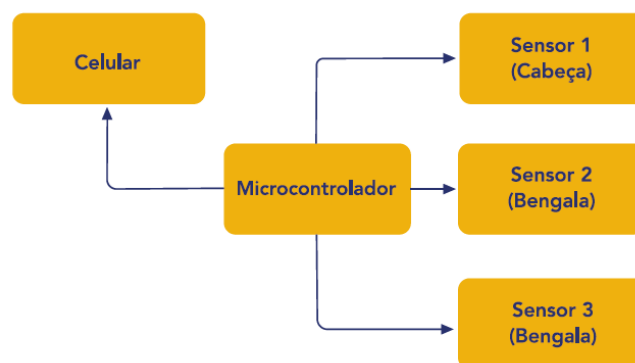
sinalização e também com o recurso de georreferenciamento, podendo alertar ao usuário problemas de acessibilidade reportados no local do usuário e também enviar sua localização a familiares e cuidadores. A arquitetura do dispositivo é mostrada na Figura 13.

Figura 12 – Efeitos do material na resposta analógica do sensor infra-vermelho GP2D12 em função da distância.



Fonte – Adaptado de Innet e Ritnoom (2009).

Figura 13 – Arquitetura do dispositivo apresentado por Valentim *et al.*



Fonte – Valentim *et al.* (2016).

O trabalho de Meijer (1992) explorou a conversão de imagens capturadas por uma câmera em padrões sonoros como forma de reconstrução do ambiente, ou seja, um mapeamento sonoro, como uma possível forma de substituição da visão. Este mapeamento foi projetado objetivando um sistema inversível, em que a imagem capturada possa ser reconstruída com o padrão de som fornecido, e foi dessa forma que a eficiência do dispositivo foi testada. A qualidade da imagem reconstruída dependia do tempo de conversão atribuído ao sistema, e na análise dos resultados dos testes, tanto em 1,05 s quanto em 2,10 s de tempo de conversão, a resolução da imagem reconstruída foi considerada suficiente para lidar com situações práticas que requerem o uso da visão. Este sistema possuía a limitação de exigir um treinamento do usuário para se tornar familiar com os padrões dos sinais, e também o fato de o sistema estar relacionado à percepção auditiva do usuário. Portanto, limitações auditivas do usuário poderiam resultar, de forma prática, em uma perda de resolução na reconstrução de imagem.

No trabalho de Alves, Neumann e Gouvêa (2014) foi desenvolvida uma bengala inteligente equipada com sensores ultrassônicos HC-SR04, motores vibradores de celular para sinalização e um microcontrolador Arduino. A bengala inteligente desenvolvida utilizava inteligência computacional, constando de uma rede neural que realiza aprendizagem por reforço, para se adaptar ao padrão de comportamento do usuário, alterando a distância na qual o usuário recebe o alerta de acordo com a velocidade do mesmo. Neste trabalho também foi realizado um levantamento com as principais dificuldades dos deficientes visuais em sua locomoção, e a partir disso se definiram os requisitos do projeto, que constava também da utilização de um LED para ser ativado quando o ambiente estivesse escuro.

Neste trabalho, foi realizada uma pesquisa com deficientes visuais que testaram o sistema, onde foi avaliada a usabilidade do sistema, cujo alguns dos resultados relevantes foram a demanda dos usuários por uma opção por resposta sonora, um botão de liga/desliga do sistema e a utilização de uma bateria recarregável. Também foi constatado que a maior dificuldade dos usuários em utilizar o dispositivo estava na mudança de peso que o mesmo causava na bengala. Entretanto, os voluntários afirmaram que teriam interesse no dispositivo caso o mesmo fosse comercializado.

Wang *et al.* (2017) implementaram um sistema que utilizava uma câmera com modo de profundidade para identificação de objetos, bem como sua distância, e de caminhos disponíveis para locomoção, fornecendo instruções para o sujeito se deslocar ou chegar até certo objeto. O sistema dispunha de sinalização através de vibrações e de um *display* em braille fornecendo descrições do objeto detectado, sendo essa sinalização planejada de forma a não interferir nos outros sentidos, como acontece quando a sinalização é realizada por áudio. Segundo Hardesty (2017), em entrevista a um dos desenvolvedores do projeto, o mesmo afirmou que a melhor região para fixação do sistema no usuário trata-se da

abdominal, por ser a área do corpo menos utilizada por outros sentidos, e com uma fixação confortável.

Neste trabalho, o sistema foi avaliado por deficientes visuais realizando determinadas tarefas, como a detecção de um objeto e a navegação em um labirinto, utilizando uma bengala branca, depois utilizando o sistema, e por fim utilizando o sistema com a bengala branca em conjunto. Na tarefa de detecção de objeto, o tempo médio para realização da tarefa com a bengala branca foi de 21,1 s, com uma média de 0,2 colisões, utilizando o sistema, o tempo médio para realização foi de 30,3 s, com uma média de 0,2 colisões, e utilizando o sistema em conjunto com a bengala, o tempo médio foi de 21,8 s, com uma média de 0,06 colisões. As conclusões que se chegaram, foram que o sistema, quando combinado com uma bengala tradicional, reduzia o número de colisões sem comprometer o tempo em que cada usuário realizava a tarefa. No entanto, quando o usuário utilizava apenas o sistema, sem a bengala, se observava um acréscimo no tempo de execução das tarefas, apesar do número de colisões se manter baixo. A sinalização por vibração se mostrou uma vantagem por possuir uma latência menor que a de sistemas que utilizam resposta sonora.

Tapu, Mocanu e Tapu (2014) realizaram uma pesquisa com dispositivos de auxílio para deficientes visuais, avaliando nos mesmos as seguintes características determinadas como as mais representativas para um sistema de auxílio eletrônico: resposta em tempo real, vestível, portátil, confiável, de baixo custo, fácil aprendizado, robusto e com conexão sem fio. Para cada um desses itens, foi atribuída uma nota baseada nas informações que se tinham na literatura e em discussões entre engenheiros e usuários. A conclusão que se chegou foi que nenhum dos dispositivos estudados apresentava todas as características em um grau satisfatório, apenas alguns deles atendendo alguma necessidade de forma mais eficiente que os outros, evidenciando uma grande dificuldade de se desenvolver uma tecnologia durável e útil nessa área. Os autores afirmam que nenhum dos dispositivos é capaz de transmitir plena confiança ao usuário, e que novas tecnologias devem ser desenvolvidas não para substituir formas de auxílio tradicionais, como cães-guia e bengalas brancas, mas focando em complementá-las.

3 Metodologia Experimental

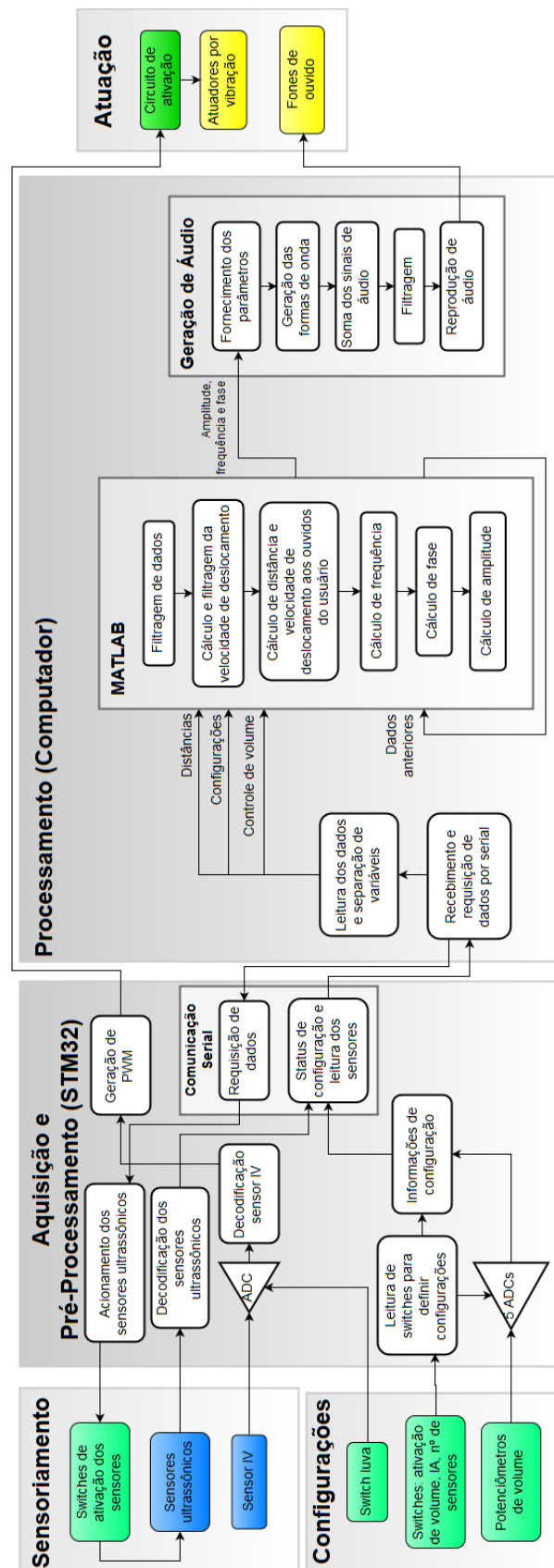
No intuito de desenvolver um sistema com as características desejadas, foi proposto o desenvolvimento de um sistema cujo diagrama de blocos encontra-se na Figura 14. Este sistema é composto basicamente por quatro blocos funcionais, que encontram-se detalhados nas seções contidas no presente capítulo:

1. sensoriamento;
2. aquisição e pré-processamento;
3. comunicação e processamento;
4. atuação.

Na topologia do sistema, utilizou-se sensores ultrassônicos (US) para monitorar o ambiente e um sensor infra-vermelho (IV) para realizar uma detecção com direção flexível, em objetos mais próximos. A obtenção de informações dos sensores foi exercida através de um microcontrolador, que por sua vez efetua um pré-processamento dos sinais e o monitoramento das informações determinadas pelo usuário através de chaves de configuração, enviando assim, as informações necessárias para um computador. O computador desempenha um processamento mais elaborado dos sinais nos *software* LabVIEW® 2014 e MATLAB® 2012a, e fornece a resposta sonora, que deve conter informações sobre as características do ambiente ou obstáculo detectado. O sistema dispõe também de uma atuação tátil através de atuadores por vibração, que é processada exclusivamente pelo microcontrolador. Para o funcionamento do sistema, se buscou um tempo de amostragem da ordem de 100 ms, e o principal fator limitante trata-se do período necessário para a detecção dos sensores US, que necessitam de um tempo para o retorno do sinal de ultrassom.

O sistema foi concebido de forma a possuir dois modos de operação distintos, sendo um dos modos atuante com apenas o sensor frontal e outro com os cinco sensores fixos em funcionamento. A seleção dos modos se faz através de chaves externas e a sua forma de funcionamento é alterada pela programação realizada na plataforma LabVIEW® 2014.

Figura 14 – Diagrama de blocos funcional do sistema.



Além das chaves responsáveis pela escolha dos modos, também foram disponibilizadas chaves para ativação e desativação de sensores US individuais e potenciômetros para ajustar o nível da atuação sonora referente a cada uma das detecções desses sensores, funcionando como um botão de volume que estivesse presente na fonte de som emulada, cujos detalhes serão vistos adiante. A leitura dos valores dos potenciômetros é opcional e deve ser previamente ativada por uma outra chave, sendo possível manter a opção de se atuar com valores padrão quando desativada essa leitura. Outra opção avaliada foi a utilização de chaves para selecionar a faixa de distâncias em que se processam as detecções, porém o uso de potenciômetros como ajuste de volume se mostrou uma opção mais flexível, permitindo a detecção em toda a faixa dos sensores, apenas ajustando o volume para se aumentar o som conforme necessidade de se destacá-lo. Também foi disponibilizado um botão para ativar o uso do sensor IV e dos atuadores por vibração, que atuarão de forma praticamente isolada do restante do sistema.

A fim de realizar o reconhecimento de ambiente em direções relevantes, buscou-se implementar sensoriamento frontal, lateral e diagonal, sendo essas as direções em que o indivíduo mais comumente deve se deslocar e objetos podem se aproximar. Para isso, foi proposta a utilização de sensores frontais fixados em um cinto, por ser um local de fácil posicionamento, com um deles apontando para frente e dois inclinados em 45° em relação ao primeiro, um para a direita e outro para a esquerda. Para sensoriamento lateral, é importante que os sensores não sejam bloqueados por movimentos do indivíduo, o que impossibilita sua utilização na altura da cintura, e tornaria seu movimento muito irregular nas pernas, portanto, utilizam-se os sensores fixados em um boné, permanecendo próximos aos ouvidos do indivíduo, onde o mesmo deve estar equipado com fones. O uso dos sensores laterais é opcional e o boné pode ser removido sem prejudicar o funcionamento do restante do sistema. A identificação dos sensores US utilizados é na conforma Tabela 1.

Tabela 1 – Identificação dos sensores US utilizados.

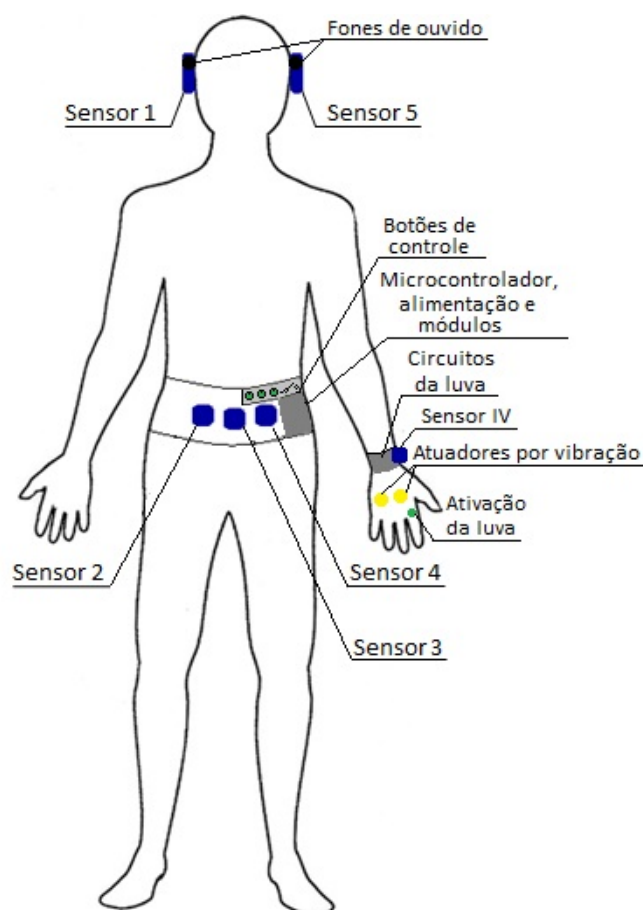
Número	Localização
1	Lateral-Esquerda (E)
2	Frontal-Esquerda (FE)
3	Frontal (F)
4	Frontal-Direita (FD)
5	Direita (D)

Para realizar o sensoriamento em direções flexíveis, foi proposta a utilização do sensor IV fixado em uma luva, onde na mesma também foi implementada a atuação tátil de acordo com a detecção do sensor, formando um subsistema. Para este subsistema não funcionar de forma contínua e inoportuna, o mesmo deve ser acionado através de um botão de fácil acesso na luva quando se deseja ativá-lo. É fundamental também que o sistema

completo não seja dependente da luva para seu funcionamento, possibilitando seu uso mesmo com a remoção da luva.

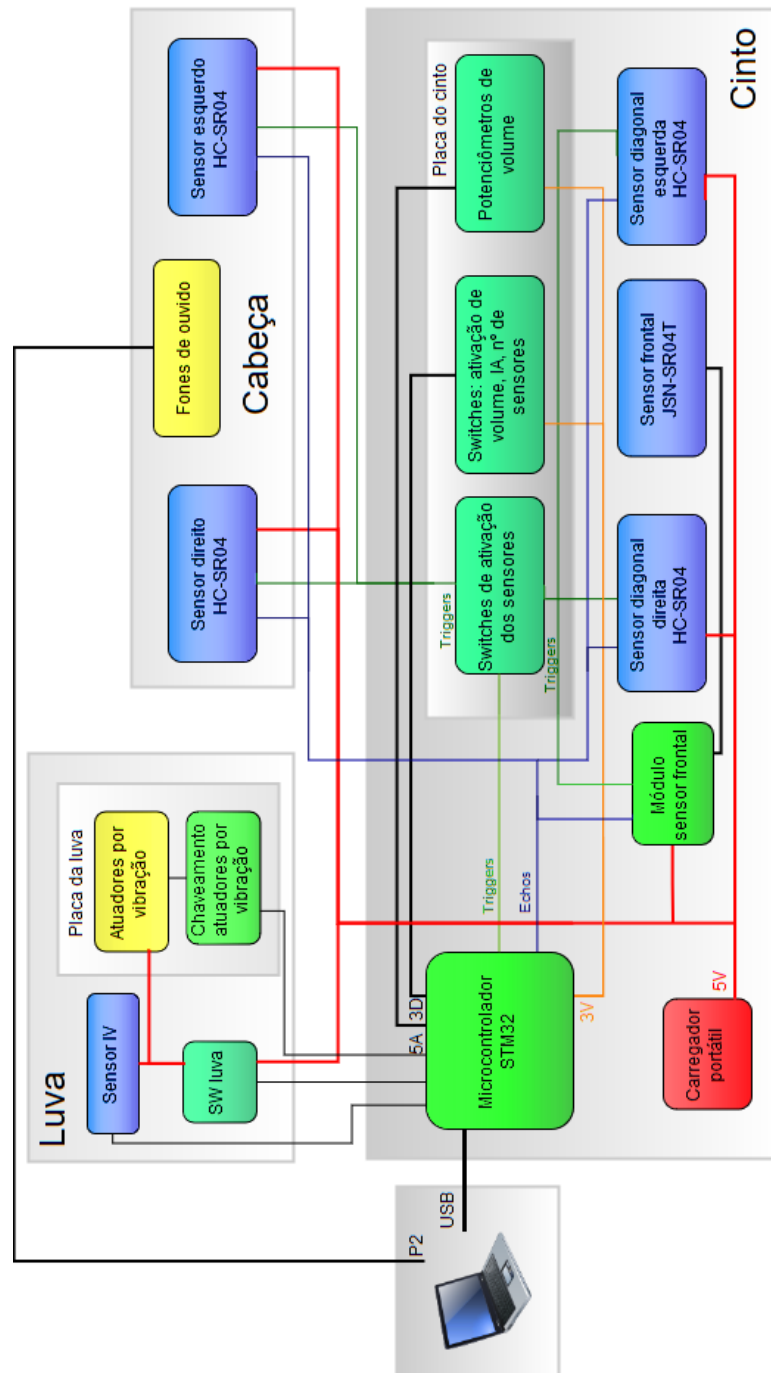
Diante de tal posicionamento dos sensores, foi necessário que houvessem blocos de *hardware* na cintura, na mão e próximos aos ouvidos. Por ser a região onde se possui maior espaço para adicionar componentes e fazer seleção de configurações, foi proposta a fixação da alimentação, do microcontrolador, seus módulos, chaves e potenciômetros no mesmo acessório da cintura. Tais fixações também facilitam a conexão do microcontrolador com um computador portátil, que como opção mais conveniente, pode ser carregado em uma mochila nas costas no correspondente protótipo proposto neste trabalho. O desenho com a localização proposta para os equipamentos no sistema instalado no indivíduo é mostrado na Figura 15. As ligações foram omitidas para simplificar e evitar a poluição da imagem.

Figura 15 – Desenho físico da localização proposta para os equipamentos.



Com a grande concentração de módulos na cintura, suas conexões são facilitadas pela sua proximidade, necessitando apenas levar cabos aos outros blocos de *hardware* para comunicação com sensores e atuadores e alimentação. O diagrama de blocos do *hardware* do sistema, com todos os módulos e ligações, pode ser visto na Figura 16.

Figura 16 – Diagrama de blocos de *hardware* do sistema.



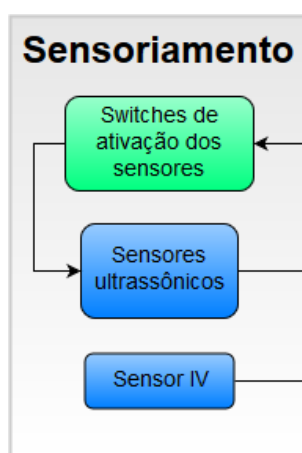
Para os equipamentos do cinto, foram utilizados dois sensores ultrassônicos HC-SR04 (ELECTFREAKS, [s.d.]), um sensor ultrassônico JSN-SR04T 2.0 (JAHAN KIT ELECTRONIC, [s.d.]), uma placa de desenvolvimento STM32F103C8T6 (*Blue Pill* - BP) (STMICROELECTRONICS, 2007), um carregador portátil Oxy® 5200 mAh, um regulador de tensão ajustável LM2596 (BEIJING ESTEK ELECTRONICS, 2004), cinco chaves e cinco potenciômetros logarítmicos de 10 kΩ. Nos equipamentos fixados na

cabeça, constaram dois sensores US HC-SR04 e fones de ouvido. Para os equipamentos da luva, foram utilizados um sensor infra-vermelho Sharp® GP2Y0A02YK0F (SHARP CORPORATION, 2006), dois motores de vibração C1027B001D (JINLONG MACHINERY & ELECTRONIC, 2010), uma chave botão DS-212 e um transistor 2N2222 (PHILIPS SEMICONDUCTORS, 2006). O computador utilizado para testes foi um Acer® Aspire E 15, com processador Intel® Core™ i5-6200U 2.3 GHz. Em toda a estrutura física do sistema foram necessárias duas placas, uma delas localizada na cintura, contendo todos os botões e potenciômetros para efetuar as configurações referentes a atuação sonora, e outra localizada na mão, para realizar o chaveamento dos atuadores por vibração e acionamento do circuito da luva.

3.1 Sensoriamento

Conforme mencionado anteriormente, o sensoriamento do sistema é realizado por sensores ultrassônicos e um sensor infra-vermelho, os primeiros responsáveis por detectar os obstáculos em direções mais comuns de ocorrer um movimento, e o último para detectar objetos mais próximos em uma direção facilmente ajustável. Dessa forma, os sensores US funcionam de maneira a realizar um reconhecimento do ambiente, de forma isolada do sensor IV, que opera como um acessório auxiliar. O bloco de sensoriamento da Figura 14 é mostrado ampliado na Figura 17.

Figura 17 – Diagrama de blocos do sensoriamento do sistema.



3.1.1 Descrição dos Sensores Ultrassônicos

Para realizar o sensoriamento de distância dos obstáculos que são utilizados para reconhecimento do ambiente, foi utilizado um arranjo de sensores US dos modelos JSN-SR04T 2.0 (frontal) e HC-SR04 (demais sensores) fixados em posições adequadas no indivíduo, sendo um sensor frontal, fixado na cintura através de uma pochete, 2 sensores

laterais, próximos aos ouvidos, e 2 diagonais, inclinados em 45° em relação ao sensor frontal, também fixados na cintura através de uma pochete.

Os sensores operam com níveis lógicos no padrão TTL. O sensor é acionado por um pulso de nível lógico alto de $20 \mu s$ no pino *trigger*, que faz com que um dos alto-falantes emita uma onda de 40 kHz. Ao ocorrer a reflexão dessa onda em um obstáculo, a mesma retorna e é detectada pelo sensor, acionando o pino *echo*. Para desativar o uso de um sensor em particular, se colocou uma chave entre a ligação do seu pino *trigger* com o microcontrolador, impedindo seu acionamento quando a chave estiver aberta.

Calcula-se a distância através do tempo em que o pino *echo* permanece acionado, o que corresponde ao tempo que o sinal leva para ser emitido e retornar ao receptor. Quando o som não retorna, o pino *echo* retorna para nível lógico baixo após um *timeout*. A relação da distância e do tempo está representada pela Equação (4), onde d é a distância calculada, Δt é o tempo em que o pino *echo* permanece em nível lógico alto e c corresponde à velocidade de propagação do som:

$$2d = \Delta t \cdot c \quad (4)$$

Reflexões do sinal de áudio em diferentes direções podem ocorrer devido a irregularidades na superfície do objeto detectado. Devido a esse fator e outros causadores de ruídos, muitas informações espúrias podem ser medidas pelo sensor, o que evidencia que o mesmo necessita de uma lógica para eliminar essas informações espúrias recebidas.

Um dos sensores escolhidos para o monitoramento dos dados relativos à distância do usuário aos obstáculos foi o HC-SR04, que utiliza dois transdutores, um responsável pela emissão da onda sonora, e outro pela detecção da mesma. De forma geral, as especificações encontradas no seu guia do usuário (ELECTFREAKS, [s.d.]) são:

- faixa de atuação: de 2 cm a 4 m;
- ângulo de medida: 15° ;
- frequência de operação: 40 kHz;
- tensão elétrica de alimentação: 5 V.

Considerando o coeficiente de atenuação do ar de 0,6 dB/m, apresentado na Seção 2.2, o receptor deve conseguir receber um sinal sonoro com atenuação máxima dada pela Equação (5), onde δ é o coeficiente de atenuação do ar, d é a distância ao objeto detectado e I_{min} é a intensidade sonora mínima que o sensor detecta:

$$I_{min} = 2\delta d \quad (5)$$

O outro sensor utilizado foi o JSN-SR04T 2.0, um transdutor a prova d'água que utiliza um único transdutor como emissor e receptor. As principais características deste sensor, segundo o seu *datasheet* (JAHAN KIT ELECTRONIC, [s.d.]), são:

- faixa de atuação: de 20 cm a 6 m;
- resolução: 1 mm;
- ângulo de medida: 75°;
- frequência de operação: 40 kHz;
- tensão elétrica de alimentação: 3 a 5,5 V.

O sensor JSN-SR04T 2.0 também possui diferentes modos de operação, fornecendo a distância medida através de comunicação serial, porém os mesmos não são utilizados, a fim de manter uma padronização na forma de leitura de todos os sensores. Apesar do fabricante informar que este sensor pode realizar detecções de até 6 metros, também é informado em seu *datasheet* que a largura do pulso no pino *echo* correspondente a distância se encontra na faixa de 150 μ s à 25 ms, valores que, segundo a Equação (4), não poderiam realizar detecções acima de 4,25 m. A fim de eliminar essa divergência de informações e utilizar o sensor de forma adequada, foi realizada sua caracterização experimental.

É informado por JAHAN KIT ELECTRONIC, [s.d.] que o sensor JSN-SR04T 2.0 possui um *timeout* de 38 ms quando nenhum obstáculo for detectado. O *timeout* do HC-SR04 não é especificado em seu *datasheet*, portanto deve ser testado. É importante que o *timeout* dos sensores não prejudique o tempo de amostragem do sistema, visado em 100 ms, o que pode ocorrer caso sempre se aguarde o pino *echo* apresentar o correspondente nível baixo. Para evitar esse problema, caso o *timeout* de um sensor esteja acima do desejado, é atribuído um limite menor para leitura do pino, o que pode ser realizado por *software*. Importante salientar que o *timeout* implementado por *software* não *reseta* o pino *echo*, apenas para o seu monitoramento. Portanto, em contraponto, caso haja um *timeout* muito alto, o mesmo pode prejudicar a detecção subsequente, não havendo tempo do sensor voltar ao seu estado inicial, e esse fator foi verificado experimentalmente nas condições de uso proposto pelo sistema.

Nota-se que a faixa de medição de distância do JSN-SR04T 2.0 é maior em relação ao HC-SR04, apesar de seu limite inferior ser maior. Essas características tornam o sensor mais adequado para ser utilizado como sensor frontal, onde objetos mais distantes são mais relevantes do que aqueles nas diagonais e laterais, tendo em vista que espera-se que o deslocamento frontal seja o mais rápido. O limite inferior passa a não ser considerado uma desvantagem, pois detecções muito próximas dificilmente terão utilidade, tendo em vista que os objetos estarão ao alcance do indivíduo. Essa distância mínima foi

avaliada experimentalmente, obtendo-se o erro de linearidade da função de transferência experimental em função da distância mínima considerada. Para isso, na sua caracterização experimental foram avaliados valores de distâncias menores que os 20 cm informados pelo fabricante.

O ângulo de detecção maior que é informado para o sensor JSN-SR04T 2.0 pode ser considerado uma desvantagem, pois teria-se uma maior incerteza quanto a posição do objeto detectado, e seu sinal poderia interferir em outros sensores acionados simultaneamente, mesmo que ortogonais, portanto esse ângulo também foi avaliado experimentalmente nas condições de uso proposto pelo sistema.

Como os sensores utilizados possuem diferentes características e uma grande diferença de custo, sendo um deles com custo cerca de dez vezes maior que o outro, foi importante se realizar também a comparação da sua precisão de medição, avaliando sua repetibilidade a fim de se analisar a necessidade de utilizar um sensor de maior qualidade, e também avaliar se os sensores de menor custo podem ser utilizados sem prejuízo considerável na condição experimental proposta para o correspondente sistema.

A precisão de ambos os sensores US foram avaliadas em quatro diferentes situações: detecção de objeto longe com sensor fixado, detecção de objeto perto com sensor fixado, detecção de objeto longe com sensor segurado por operador e detecção de objeto perto com sensor segurado pelo operador. Para o sensor fixado, foi considerado longe um objeto que se encontra cerca de 2,5 m, e perto quando o mesmo se encontra cerca de 1,5 m. Para o sensor segurado pelo operador, o objeto próximo estaria por volta de 50 cm, e o objeto longe acima de 1,5 m. Foram coletadas 100 amostras para cada uma dessas situações. Deseja-se que as medições realizadas possuam um baixo coeficiente de variação, fornecido pela Equação (6), onde $\sigma(x_i)$ é o desvio padrão das medidas, e μ a média das mesmas. Quanto menor o coeficiente de variação melhor a repetibilidade:

$$CV = \frac{\sigma(x_i)}{\mu} \quad (6)$$

Para a caracterização experimental dos sensores foram realizados ensaios com rotinas básicas de acionamento dos sensores no microcontrolador STM32F103C8T6 para medição do tempo do seu pulso no pino *echo*, verificação se há um objeto detectado (*timeout* não atingido) através de um LED e também medição do tempo entre o acionamento do pino *trigger* e a borda de subida do pino *echo*, fator importante para funcionalidade de leitura e acionamento simultâneo dos sensores, detalhada na Seção 3.2. As medições de tempo foram realizadas com uma resolução de 1 μs .

A calibração foi realizada utilizando a mesma metodologia para os dois modelos de sensores utilizados, partindo do princípio que os sensores US de mesmo modelo possuem as mesmas características, dentro de seus limites de incerteza, pois foram adquiridos do

mesmo fabricante. Primeiramente, o *hardware* foi conectado ao computador por meio de um cabo USB. A alimentação do sensor foi realizada pelo próprio microcontrolador utilizado, cujas portas digitais devidamente configuradas foram conectadas aos pinos *trigger* e *echo*. Com o sistema em funcionamento, foi posicionado um objeto plano a frente do sensor. Usando como referência uma fita métrica de resolução 1 mm, a distância do objeto foi variada com uma resolução de 1 cm dentro da faixa de detecção dos sensores de forma aleatorizada. Para cada distância em que o objeto é posicionado, o sensor foi rotacionado até que não haja mais detecção do objeto, e registrou-se o ângulo máximo de detecção do sensor naquele ponto, medido através de um transferidor com resolução de 1°. Para distâncias menores, as medições foram realizadas a cada centímetro, aumentando esse intervalo para 5 cm e 10 cm em distâncias maiores. A resolução das medidas dos sensores US pelo sistema foi, portanto, definida em 1 cm.

Para cada distância em que o objeto foi posicionado, foram registrados quatro valores de tempo do pulso de *echo*, informado por comunicação serial pelo microcontrolador, e o ângulo máximo de detecção. O registro desses quatro valores para um mesmo ponto foi utilizado para se obter a incerteza padrão do tipo A e avaliar a variação da resposta devido a diversos fatores aleatórios. Também foram verificados os valores máximos e mínimos do pulso detectado, e em qual distância isso ocorreu, para definir seus valores máximos e mínimos de distância de detecção. Valores de pulso referentes a distâncias maiores que a máxima definida são tratados como *timeout* do sensor, e valores referentes a distâncias menores são interpretados como iguais a distância mínima.

Com os dados obtidos, pôde-se traçar as funções de transferência experimentais de cada sensor, utilizando o método da regressão linear, compará-las com a curva teórica, obtida através de Equação (4), além disso, verificar a zona morta e a correspondente faixa de atuação dos sensores. Além disso, foram obtidos os erros de linearidades através da Equação (7), onde $Diff_{max}$ é a máxima diferença entre o ponto medido experimentalmente e a reta de referência média e FS_S é o fundo de escala. A incerteza padrão do tipo A foi avaliada conforme a Equação (8), onde $\sigma(x_i)$ é o desvio padrão e n é número de medidas. A sensibilidade foi obtida derivando-se a função de transferência experimental em função da distância de referência, como descrito pela Equação (9), onde t_{echo} é o tempo do pulso no pino *echo* e d_{ref} é a distância de referência.

$$\epsilon\% = \pm 100 \cdot \frac{Diff_{max}}{FS_S}; \quad (7)$$

$$\mu_A = \frac{\sigma(x_i)}{\sqrt{n}} \quad (8)$$

$$S_{t_{echo}} = \frac{\partial t_{echo}(d_{ref})}{\partial d_{ref}} \quad (9)$$

Para realizar medições com os sensores, foi utilizada uma técnica para acionamento simultâneo dos sensores ortogonais, levando-se em consideração que o som emitido por um dos sensores ortogonais não chega a outro desses sensores antes do som originado por este último. Essa técnica visa diminuir o tempo de amostragem do sistema quando o modo de cinco sensores estiver ativo. Em situações de exceção pode ocorrer que as reflexões no som gerado por um dos sensores façam-no chegar em outro sensor antes do som originado por este último. Porém, pressupõe-se improvável a situação em que a detecção indesejada ocorra, devido à atenuação sofrida pelo número de reflexões. A avaliação de quais sensores podem ser acionados simultaneamente é realizada através da análise do ângulo máximo de detecção dos sensores. O acionamento simultâneo foi pretendido de se implementar com os sensores diagonais e laterais, porém, dependendo do ângulo de detecção do sensor frontal, o mesmo pode ser acionado em conjunto com os sensores laterais.

3.1.2 Descrição do Sensor Infra-Vermelho

O sensor infra-vermelho utilizado no subsistema da luva foi o modelo GP2Y0A02YK0F, cujos parâmetros principais, segundo o seu *datasheet* (SHARP CORPORATION, 2006), são:

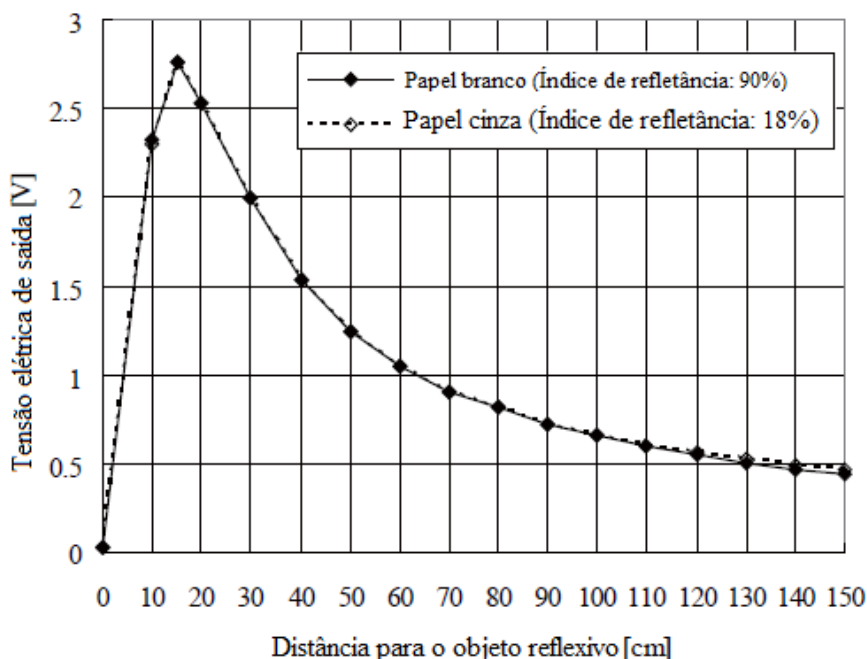
- faixa de atuação: de 20 a 150 cm;
- tipo de saída: analógica;
- tensão elétrica de alimentação: 4,5 a 5,5 V;
- tempo de amostragem: $38,3 \text{ ms} \pm 9,6 \text{ ms}$.

Este sensor utiliza o método da triangulação, visto na Seção 2.2, para realizar o sensoriamento, portanto, deve possuir baixa dependência da reflexão do tipo de objeto detectado. Devido à sua saída analógica, seu valor pode ser obtido a qualquer momento, mesmo sem haver uma nova amostragem realizada, e não necessita ser monitorado continuamente, sendo seu tempo de aquisição limitado apenas ao conversor AD do microcontrolador, diferente do caso dos sensores US. Como o seu tempo de amostragem está consideravelmente abaixo (38,3%) daquele desejado para o sistema (100 ms), sua limitação na amostragem permanece a mesma do sistema em geral, sem haver prejuízos para o mesmo. Os valores obtidos em sua saída em função da distância, de acordo com SHARP Corporation (2006), são mostrados na Figura 18.

Como sua alimentação deve estar entre 4,5 V e 5,5 V, caso a tensão de alimentação do microcontrolador seja de 3,3 V, ela não pode ser utilizada diretamente para alimentar o sensor, necessitando da alimentação externa. Importante notar que, apesar da alimentação externa utilizada ser de 5 V, sua saída não atinge valores mais altos que 3,3 V, como

mostra a curva do fabricante da Figura 18, portanto, ao se confirmar essa característica na caracterização experimental do sensor, sua saída pode ser ligada diretamente no conversor AD do microcontrolador, caso contrário, é necessário, por exemplo, o uso de um divisor de tensão.

Figura 18 – Valor de saída de tensão elétrica em função da distância do sensor IV GP2Y0A02YK0F.



Fonte – Adaptado de SHARP Corporation (2006).

Nota-se que a função de transferência do sensor não é inversível, havendo um pico de tensão elétrica próximo a 15 cm. Esse fato justifica a informação da faixa de atuação desse sensor ser de 20 a 150 cm, pois nessa faixa a função torna-se estritamente decrescente, portanto, inversível. De fato, a maior utilidade do sensor será para distâncias maiores, que não estejam ao alcance do indivíduo. Ainda que o foco de utilização do sensor seja na sua faixa após o pico de tensão elétrica, o comportamento do mesmo também foi avaliado para distâncias anteriores a esse pico.

A detecção deste sensor será aquela responsável por gerar uma resposta tátil através dos atuadores por vibração, também fixados na luva. A resposta fornecida será qualitativa, e funcionará em quatro níveis dependentes das distâncias detectadas. A distância máxima escolhida para se fornecer uma resposta foi definida em 1 m, uma medida próxima do que é comumente encontrado em bengalas brancas comercializadas. O primeiro nível trata-se de distâncias detectadas acima de 1 m, onde nenhuma atuação é acionada, seguido por níveis de distâncias longas, entre 1 m e 50 cm, distâncias médias, entre 50 cm e 25 cm, e distâncias curtas, abaixo de 25 cm. A distância mínima em que o sistema opera no modo

de distâncias curtas foi definida pelo valor em que a tensão elétrica de saída se iguala àquela fornecida em 25 cm, o que ocasiona que medições em distâncias menores caiam em outros níveis de atuação. No entanto, para essa distância mínima, já espera-se que o objeto detectado esteja ao alcance do usuário.

A fim de obter o comportamento do sensor obtido e comparar com as informações fornecidas pelo fabricante, foi realizada a caracterização experimental do sensor. Para realizar essa caracterização, foram medidas as saídas de tensão do sensor através de um multímetro digital modelo ET-1002 da marca *Minipa* na sua escala de 20 V, com resolução de 0,01 V. As medidas de tensão elétrica foram registradas colocando um objeto plano a frente do sensor, variando sua distância utilizando como referência uma fita métrica de resolução de 1 mm. A distância foi inicialmente variada em intervalos de 5 cm, até se chegar em 30 cm, onde se passou a variar a distância em intervalos de 10 cm, sendo o suficiente para se trabalhar nos valores pré-determinados para os níveis de atuação definidos. Foram registradas três medidas para cada distância, tomando as mesmas de forma aleatória a fim de se avaliar sua incerteza padrão do tipo A, através da Equação (8).

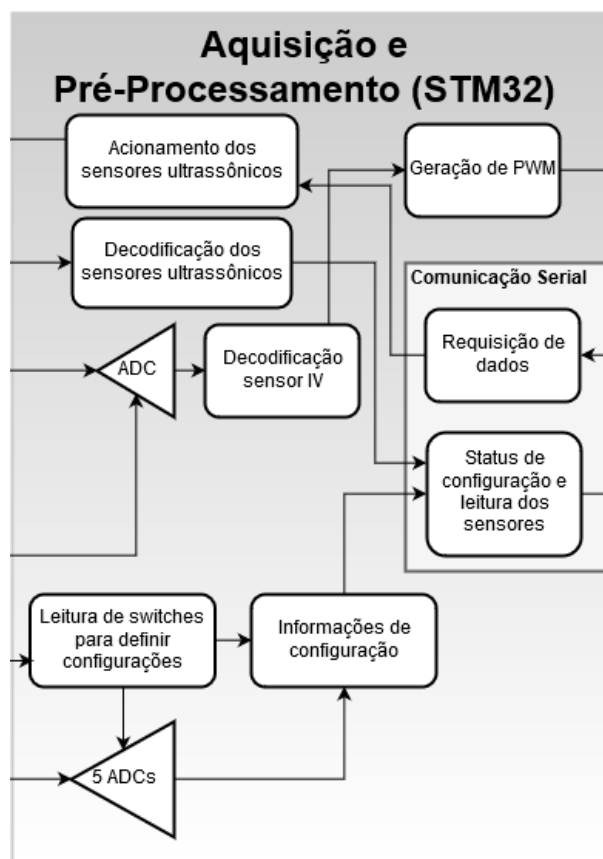
Para se avaliar a dependência da resposta do sensor com a superfície detectada e diferentes refletâncias, o ensaio foi repetido com três objetos planos diferentes. O primeiro deles foi um papelão, o segundo uma placa metálica escura, e o terceiro uma superfície de plástico transparente. Nestes últimos, é pressuposta uma refletância menor, havendo maior instabilidade nas detecções, porém o seu comportamento básico não deve ser diferente, sobretudo na faixa de atuação do sistema, que ficará entre 1 m e um valor mínimo de distância, que foi avaliado. Durante as medições, foi avaliada também a influência do ângulo de incidência do infra-vermelho com o objeto, esperando-se que a mesma não seja significativa, conforme visto na Seção 2.2 para o método da triangulação.

Outro fator avaliado foi o valor máximo de tensão elétrica que se obtém na saída e em que ponto isso ocorre, para se certificar que a mesma não ultrapassa o limite de entrada do conversor AD do microcontrolador. Também foram avaliados os valores em que se obtém a mesma saída de tensão elétrica que aquelas fornecidas nas distâncias limites dos níveis de atuação, a fim de descrever o que ocorre com o sensor quando utilizado abaixo da sua faixa de atuação.

3.2 Procedimento de Aquisição e de Pré-Processamento

O bloco de aquisição e de pré-processamento é o responsável por acionar os sensores US, decodificar as informações de distância recebidas dos sensores em valores numéricos, ler os *status* das chaves e dos potenciômetros e enviar as informações de forma organizada para o computador. O bloco de aquisição e pré-processamento da Figura 14 é mostrado ampliado na Figura 19.

Figura 19 – Diagrama de blocos de aquisição e de pré-processamento.



Para realização da aquisição e pré-processamento, foi utilizada a placa de desenvolvimento *Blue Pill* - BP, com processador de núcleo ARM Cortex-M3. A placa foi escolhida pelo fato de possuir 32 pinos de entrada e saída de uso geral adequados para utilização de todos os sensores, chaves e atuadores, sendo dez desses pinos conectados a dois conversores analógico-digital, a pinagem da placa é mostrada no Anexo A (ver Figura 84). Outro fator importante para sua escolha foi sua frequência de operação de 72 MHz, cinco vezes mais rápida que aquela comumente encontrado em outros microcontroladores de baixo custo.

O BP opera com 3,3 V, enquanto alguns sensores e atuadores necessitam de 5 V para operação. Além desse fato, o sistema pode exigir um consumo de corrente maior que aquele possível de se fornecer pelo microcontrolador, principalmente para os atuadores por vibração, vistos na Seção 3.4.2. Dessa forma, foi utilizada uma alimentação externa para fornecer 5 V. Devido a este fato, os sinais dos sensores US foram conectados nos pinos com entrada de até 5 V do BP. Como não há informações sobre os níveis de tensão elétrica em que os pinos *echo* e *trigger* dos sensores podem atuar, foi necessário testar se sua operação ocorreria corretamente, caso contrário, seria necessária a utilização de um conversor de nível lógico de 3,3 V para 5 V, a fim de haver troca de informações entre sensores e microcontrolador com os níveis adequados.

Para realizar a configuração do ambiente para a rotina de aquisição e de pré-processamento, foi utilizado o *software* STM32CubeMX 4.26.1, onde foram implementadas as configurações do modo de uso de todos os pinos, de acordo com suas conexões mostradas no Apêndice E (ver Figura 83) e com os componentes utilizados no projeto. A Configuração da funcionalidade dos pinos é mostrada no Apêndice A (ver Figura 71). No *software*, também foram definidas as configurações de *clock*, ajustando-o para operar na sua frequência máxima de 72 MHz, e as configurações dos periféricos utilizados, o gerador de PWM, comunicação via porta micro USB e conversores AD, cujas configurações também podem ser vistas no Apêndice A (ver Figuras 72 a 76).

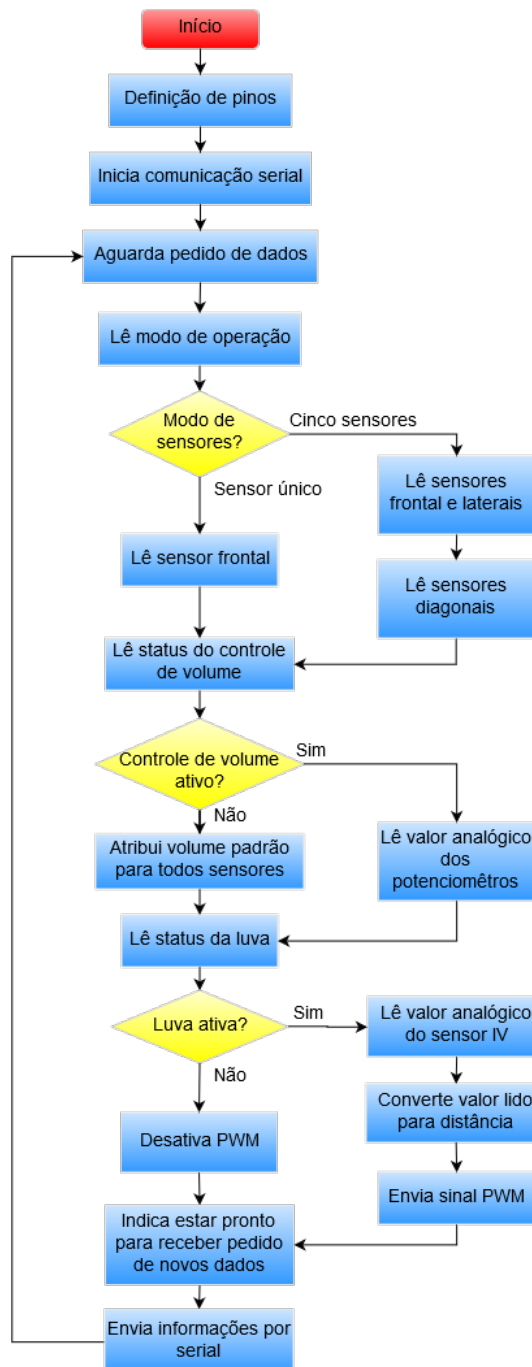
Após realizadas as configurações, os códigos desenvolvidos em linguagem C foram gerados e exportados para o *software* Eclipse 4.7.3a, onde a lógica do sistema foi implementada. Na rotina do microcontrolador, foi implementada uma leitura das chaves que selecionam o modo de operação, para então efetuar o acionamento e leitura dos sensores US. Após a leitura dos sensores, é verificado se o controle de volume está ativo, para guardar as informações das posições dos potenciômetros, no caso de estarem ativos, ou manter todos os valores padrões. Após, se verifica se o circuito auxiliar da luva está ativo, para realizar seu sensoriamento e atuação. Para leitura das chaves, são utilizados *pull-ups* internos do microcontrolador, com exceção da verificação do circuito da luva, em que é utilizado um *pull-down*, pois a leitura é realizada diretamente na alimentação do sensor, em um pino que suporta 5 V de entrada. Concluídas as etapas, todas as informações obtidas são enviadas por comunicação serial. O fluxograma de funcionamento da rotina implementada no microcontrolador é mostrado na Figura 20.

Para ler os valores dos sensores US, é necessário decodificar o valor do pulso que os mesmos enviam após serem acionados. Para o modo de sensor único, a leitura foi implementada de forma simples, por não necessitar de leituras simultâneas e também por ser utilizado o sensor JSN-SR04T 2.0, que possui um *timeout* baixo para quando não se detecta nenhum obstáculo, não prejudicando o tempo de amostragem requerido. Para reduzir o tempo de processamento, todos os cálculos foram realizados com números inteiros. O fluxograma da leitura do sensor único é mostrada na Figura 21.

Para o modo com mais sensores, o acionamento de sensores ortogonais é realizado ao mesmo tempo, o que impede que se faça o monitoramento exclusivo de um pulso, necessitando uma verificação sequencial de todos os sensores, para se marcar separadamente o tempo do pulso de cada um. Portanto, necessitou-se de um método mais elaborado, que leve também em consideração a diferença de tempo de acionamento do pulso e aplique um *timeout* controlado para todos os sensores finalizarem a detecção. Esse *timeout* foi necessário devido ao fato de se utilizarem sensores de modelos diferentes, onde alguns deles podem acabar prejudicando o tempo de amostragem caso o seu *timeout* intrínseco seja muito alto, ao ponto de ultrapassar o tempo de amostragem que se tem como objetivo. O

fluxograma da leitura simultânea de sensores é mostrado na Figura 22, onde se ilustra o caso de 2 sensores, porém o caso é análogo para mais sensores. Para os pinos *echo*, foi necessário colocar um *pull-down* em cada sensor, para se evitar de o pino ficar como um ponto flutuante quando um sensor estiver desconectado. O código desenvolvido para o acionamento simultâneo é mostrado no Apêndice B.

Figura 20 – Fluxograma da rotina do microcontrolador.



Também se utiliza um *timeout* para aguardar o acionamento do pino *echo*, necessário para descartar a leitura de sensores desligados. Considerando que a rotina permanece em um laço até se detectar todos os sinais dos pinos *echo* monitorados, estabeleceu-se

um limite para se aguardar o acionamento desses pinos, de modo que não se prejudique o monitoramento dos sensores já acionados. Para definir esse limite, foi importante se obter o valor típico de tempo entre o acionamento do pino *trigger* e a detecção do sinal no pino *echo* para os modelos de sensores US utilizados, o que foi analisado na caracterização dos mesmos na Seção 4.1. De modo a não prejudicar o sensoriamento, o tempo entre a detecção do sinal de *echo* de um dos sensores e a saída do laço não deve ser maior do que aquele tempo que representa o valor mínimo de distância obtido pelo sensor, que pode ser obtido através da Equação (4).

Figura 21 – Fluxograma da leitura da distância de um único sensor US.

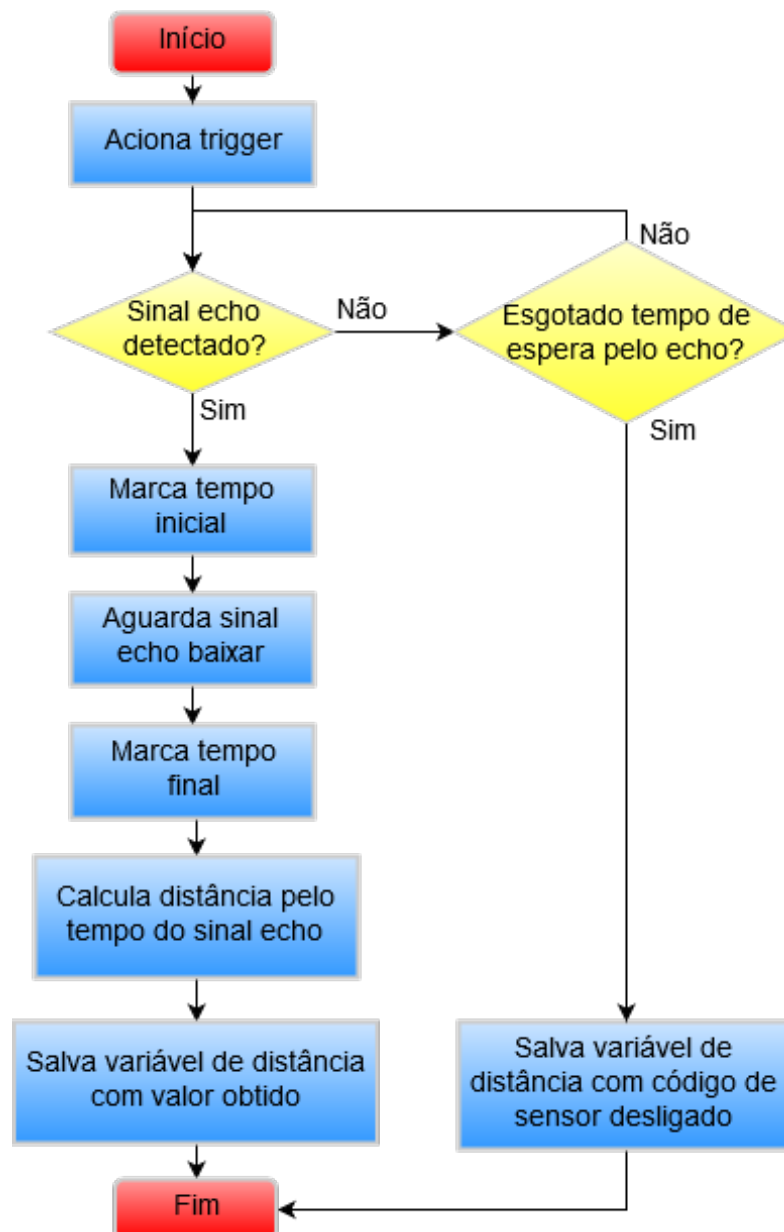
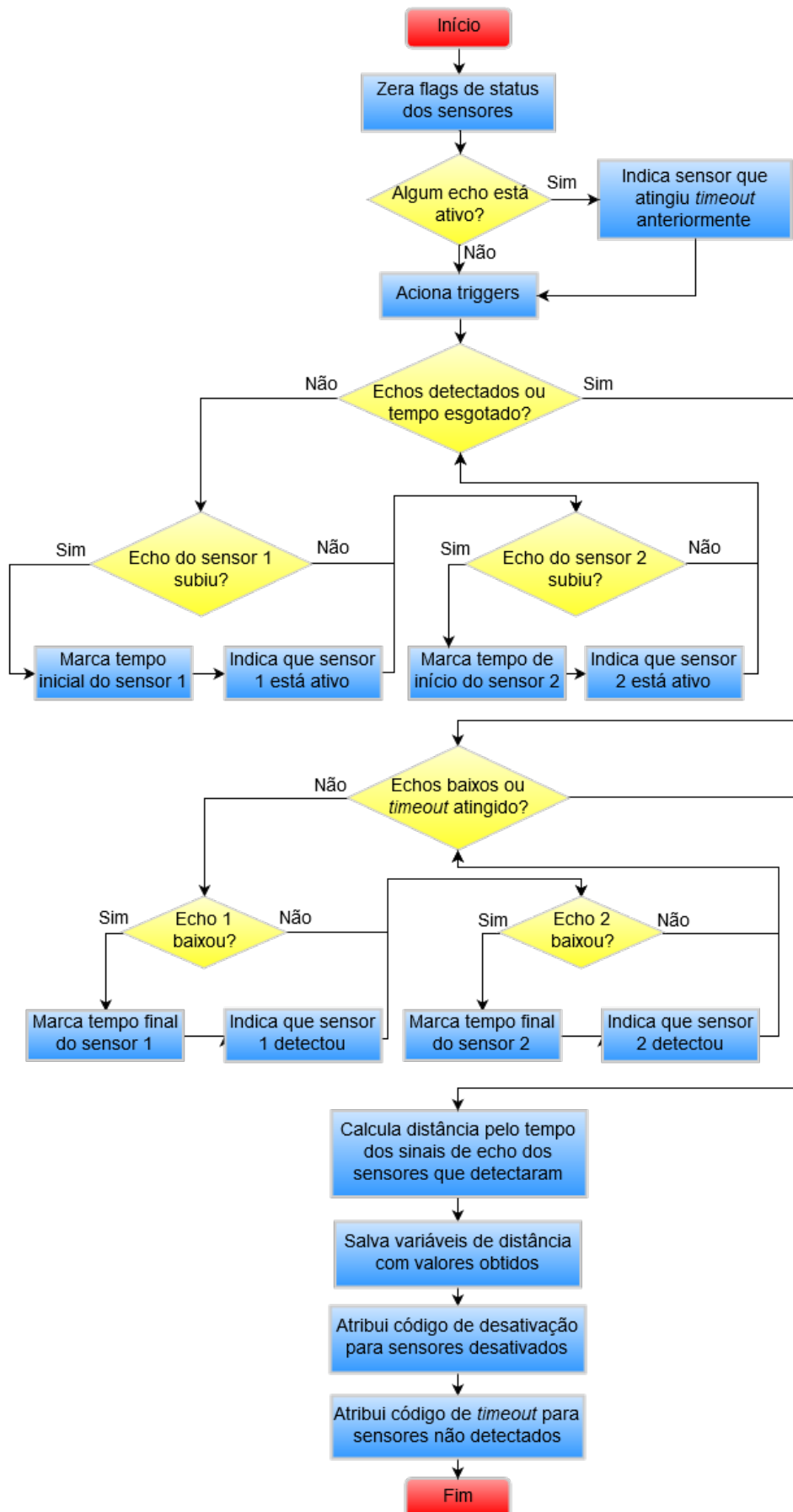


Figura 22 – Fluxograma da leitura para acionamento simultâneo de sensores US.



Com o método de acionamento e leitura simultânea de sensores US, foi necessário avaliar se as leituras sequenciais dos sinais ocorreriam de forma que respeitasse a resolução requerida dos sensores, analisando o tempo entre cada verificação de um dos sensores. Para se obter esse resultado, foram utilizados contadores de ciclos do microcontrolador. Para verificar o tempo através da contagem de ciclos, foi utilizada a Equação (10), onde n é o número de ciclos contados, f_{cl} a frequência de operação do microcontrolador, e t o tempo de duração dos ciclos. O tempo máximo em microssegundos para que a resolução não seja afetada é dado pela Equação (11), onde t_{max} é o tempo referido, d_{min} é a resolução de leitura de distância e c a velocidade do som no ar.

$$t = \frac{n}{f_{op}} \quad (10)$$

$$t_{max} = \frac{d_{min}}{c} \quad (11)$$

O microcontrolador dispõe de dois conversores analógico-digital. O primeiro foi utilizado para obtenção dos valores digitais dos potenciômetros, quando ativada essa função, e a leitura é realizada sequencialmente em cinco canais desse conversor. Quando desativada a função de leitura dos potenciômetros, é enviado o valor correspondente a 10% da tensão de alimentação, mesmo valor obtido quando a posição do potenciômetro logarítmico está na metade. O segundo conversor AD foi utilizado para leitura digital do valor de tensão elétrica de saída do sensor IV. Para o acionamento do PWM da atuação tátil, foi utilizado o *timer 2* do microcontrolador, configurado de modo a operar com um período de 10 kHz e 4 níveis possíveis.

Para leitura do sensor IV, se configurou o tempo de amostragem da conversão para 239,5 ciclos do microcontrolador, valor máximo possível na configuração do ambiente, a fim de maximizar a estabilidade da leitura. Para o conversor AD responsável por ler os potenciômetros, foi configurado o tempo de amostragem para 55,5 ciclos, valor arbitrado a fim de aproximar o tempo de leitura do sensor IV e dos cinco potenciômetros. As funções para leitura do sensor IV, dos potenciômetros e configuração do *duty cycle* do PWM são mostradas no Apêndice B.

Para programar o microcontrolador, foi gerado um arquivo *bin* através do *software* Eclipse 4.7.3a, e esse arquivo foi então programado no dispositivo pelo *software* STM32 ST-LINK Utility 4.2.0, conectando o microcontrolador no computador através de um dispositivo ST-Link/V2. O código do laço principal da rotina de pré-processamento aplicada é apresentado no Apêndice B.

Após desenvolvimento e programação da rotina de aquisição e pré-processamento, seu funcionamento foi testado enviando dados para o computador e monitorando a mensagem recebida através da porta serial, contendo as informações de sensoreamento e

configuração. Foram alterados os estados de todos os botões e potenciômetros, e avaliadas as informações recebidas. Para avaliação da detecção do sensor IV e ativação do PWM da atuação tátil, seus valores obtidos e fornecidos foram enviados também para o computador, apenas para fins de testes, e removidos na aplicação final.

A fim de validar experimentalmente a rotina desenvolvida nas condições propostas pelo sistema, foram avaliados alguns aspectos referentes ao tempo de processamento. Foi utilizado um contador de ciclos do microcontrolador para se obter o tempo de processamento de cada uma das etapas. Foram analisados, além da possível perda de resolução das leituras simultâneas, os seguintes tempos:

- tempo máximo de leitura dos sensores US nos dois modos, obtido quando ocorre um *timeout*;
- tempo de leitura dos potenciômetros, quando ativada função;
- tempo de leitura do sensor IV, quando ativada função;
- tempo de amostragem total.

3.3 Procedimentos de Comunicação e Processamento dos Dados

Por meio do microcontrolador, as informações são enviadas para o computador através de uma comunicação serial utilizando *USB Device Communication Class*, que permite a utilização da sua porta micro USB como forma de transmissão de dados. A configuração do ambiente para permitir essa comunicação foi realizada pelo *software* STM32CubeMX 4.26.1, que gera automaticamente arquivos com as funções necessárias. A transmissão de dados se efetua ao realizar a chamada de uma função, enquanto a função de recebimento é chamada automaticamente da pilha USB.

O envio das informações é realizado no fim do laço principal da rotina do microcontrolador, agregando todas as informações de configurações e sensoriamento em uma *string* a ser enviada, colocando vírgulas como separadores, caracteres responsáveis por realizar a separação e conversão dessa *string* em um *array* na etapa de processamento. O *array* contém todas as informações separadas representadas por números inteiros, adequadas para serem processadas pelo LabVIEW® 2014 e suas rotinas do MATLAB® 2012a contidas.

A requisição de novos dados ao microcontrolador é realizada logo após o recebimento dos dados anteriores, porém, ao se esgotar o tempo de amostragem sem recebimento de dados, a requisição é enviada do mesmo modo, de forma a repetir a requisição quando houver falha na comunicação. Quando ocorrer uma falha no recebimento de dados, é adicionada uma amostra de valores nulos ao processamento, tais falhas são aceitas em um número limitado de vezes, arbitrado como 50 no presente caso, até se encerrar a execução.

A recepção de dados é chamada de forma automática por interrupções no microcontrolador, porém a requisição de novos dados só deve ser aceita ao final de uma aquisição. Para isso, ao se executar toda uma iteração do laço principal, se desativa um sinal que autoriza uma nova aquisição logo antes de se transmitir os dados atuais, o que faz travar a rotina do microcontrolador em um laço logo no início de uma nova iteração. Esse sinal é reativado na rotina de interrupção do USB quando se recebe o comando correto pela comunicação serial, levando a rotina a sair do laço e seguir sua operação.

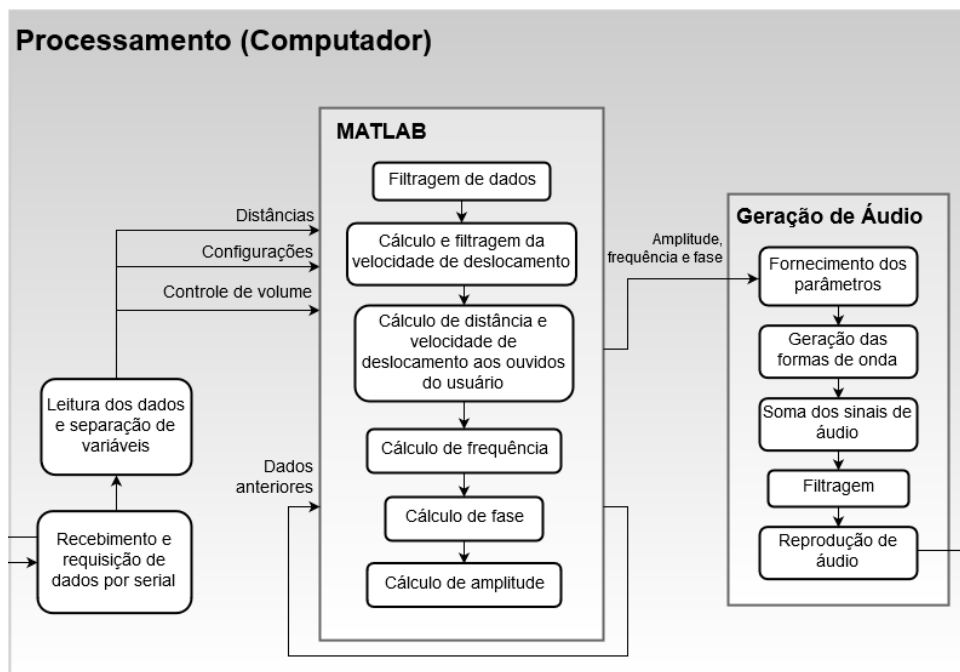
É fundamental na comunicação que se envie sempre o mesmo número de informações na mesma ordem, mesmo em casos em que certos valores não sejam utilizados, para manter fixa a posição da informação pertinente a certa configuração ou sensoriamento no *array*. Os status das configurações foram simplesmente representados por 0 ou 1. A comunicação foi configurada com *baud rate* de 115200 bits/s, 8 bits de dados, 0 bits de paridade, 1 bit de parada e caractere de terminação definido como `\n`. O sistema possui uma porta padrão para comunicação que não necessita ser configurada, porém consta de uma opção de utilização de uma porta alternativa, que pode ser utilizada caso se utilize outro microcontrolador, ou para a utilização de um simulador, conforme descrição contida na Seção 3.6.

Para realização do processamento, foi utilizado o *software* LabVIEW® 2014 com um bloco de rotinas implementadas no *software* MATLAB® 2012a, utilizadas tanto para o processamento de dados, quanto para os cálculos dos parâmetros da atuação sonora. O bloco de processamento da Figura 14 é apresentado ampliado na Figura 23. No computador são recebidas as informações dos sensores US e os *status* dos potenciômetros e das chaves externas que controlam o funcionamento do sistema, através da comunicação serial. O processamento é realizado de acordo com o modo selecionado, que pode ser configurado para a utilização apenas do sensor US frontal ou de todos os sensores. No processamento são realizadas as filtragens adequadas dos dados, reduzindo a quantidade de ruídos e eliminando dados inválidos.

Após o recebimento e separação de dados, é realizada a filtragem das distâncias obtidas através da utilização de um filtro média móvel simples, onde obtém-se a média aritmética e o desvio padrão das últimas amostras para cada sensor. Após obtidas as correspondentes métricas estatísticas, os valores que diferem da média por mais do que o valor do desvio padrão são considerados espúrios e descartados, para então se calcular uma nova média aritmética. Este procedimento foi configurado por padrão para ocorrer duas vezes, com a finalidade de eliminar mais dados espúrios. A ordem do filtro, definida pelo seu número de amostras, pode ser configurada para no máximo 5. O procedimento é o mesmo independente de qual modo se está operando, com a diferença de que os cálculos são realizadas apenas para o sensor frontal no modo de sensor único. O fluxograma da

filtragem das distâncias é apresentado na Figura 24 e a rotina desenvolvida está contida no Apêndice C.

Figura 23 – Diagrama de blocos da etapa de processamento.



Para obtenção da velocidade de deslocamento, deve-se obter a diferença entre as duas últimas amostras de distâncias. Porém, devido à possibilidade de haver valores espúrios, esse cálculo pode também retornar um valor espúrio. Obter a diferença entre os valores de distâncias filtrados não é uma opção válida, pois a transição entre amostras suaviza o deslocamento. Para solucionar esse problema, antes de se calcular a velocidade de deslocamento, se faz uma verificação nas últimas amostras, calculando o desvio padrão das mesmas. Caso o desvio padrão seja maior que um limiar, é considerado que há muito ruído e que não é possível se calcular o deslocamento. Esse limiar foi testado para se encontrar um valor adequado à aplicação, que após aprovado, foi definido como uma constante. Além dessa verificação, também foi fixado um limiar de velocidade de deslocamento aceitável, de forma a considerar deslocamentos mais rápidos que os típicos de um indivíduo caminhando como espúrios, por estarem além do escopo do sistema proposto. O valor fixo atribuído a esse limiar foi definido através de testes de velocidades máximas de deslocamento de um indivíduo a pé, considerando que os objetos detectados estejam estáticos e apenas o indivíduo se movimenta. Portanto, efeitos de áudio que considerem a velocidade de deslocamento não serão realistas para movimentos mais rápidos que esse limiar. O fluxograma da obtenção das velocidades de deslocamento é apresentado na Figura 25 e a rotina desenvolvida está contida no Apêndice C.

O diagrama de blocos implementado no *software* LabVIEW® 2014 para a presente etapa é apresentado no Apêndice D (ver Figura 77). O painel de controle referente a esse

diagrama de blocos também está contido no Apêndice D (ver Figura 78). No painel de controle pode-se alterar a porta serial utilizada para comunicação, e para isso deve ser selecionada a opção *Porta Alternativa*. Também é possível interromper a execução do processamento e monitorar o *status* da comunicação, os dados que estão sendo processados e os parâmetros calculados.

Figura 24 – Fluxograma da filtragem de dados de distância dos sensores US.

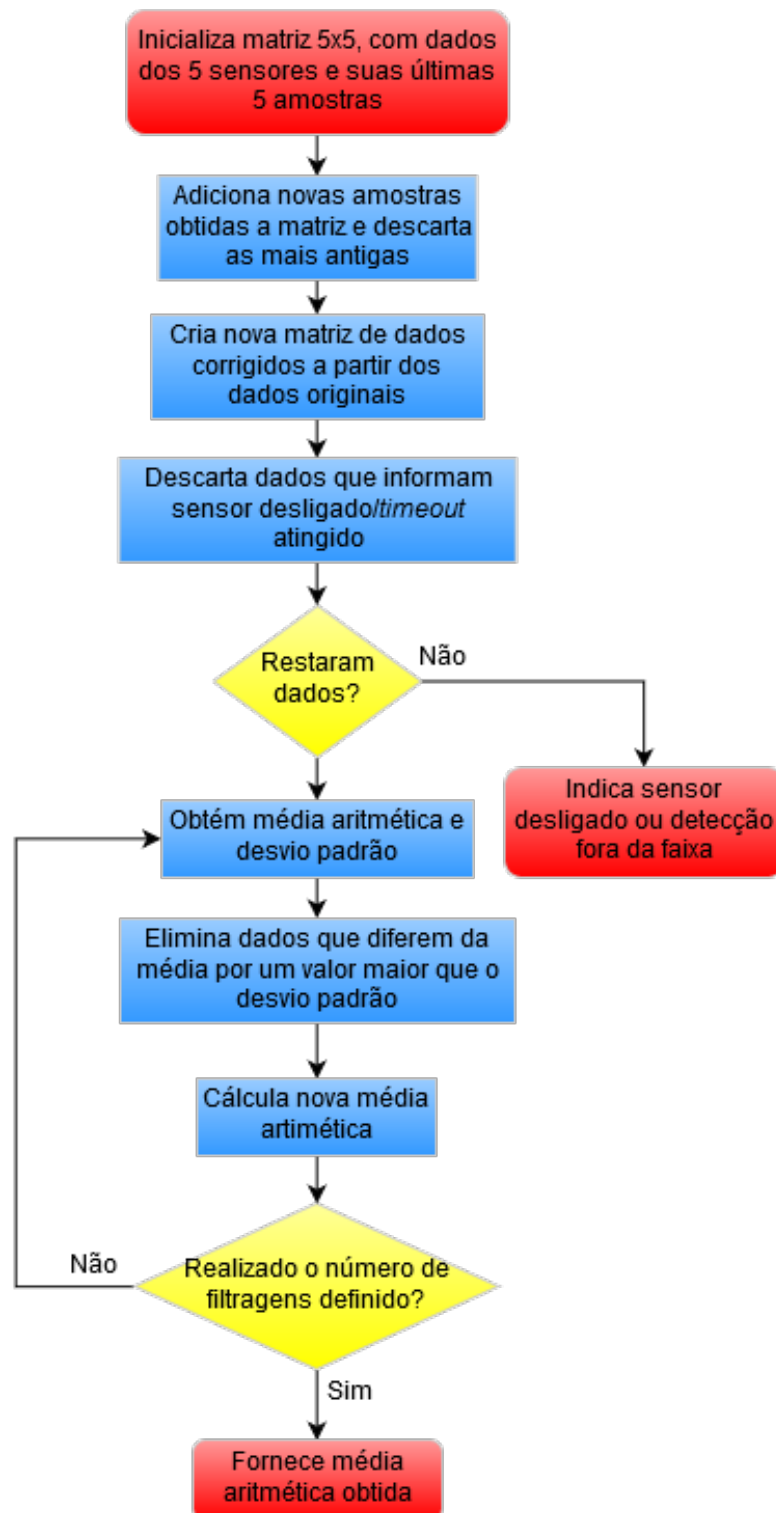
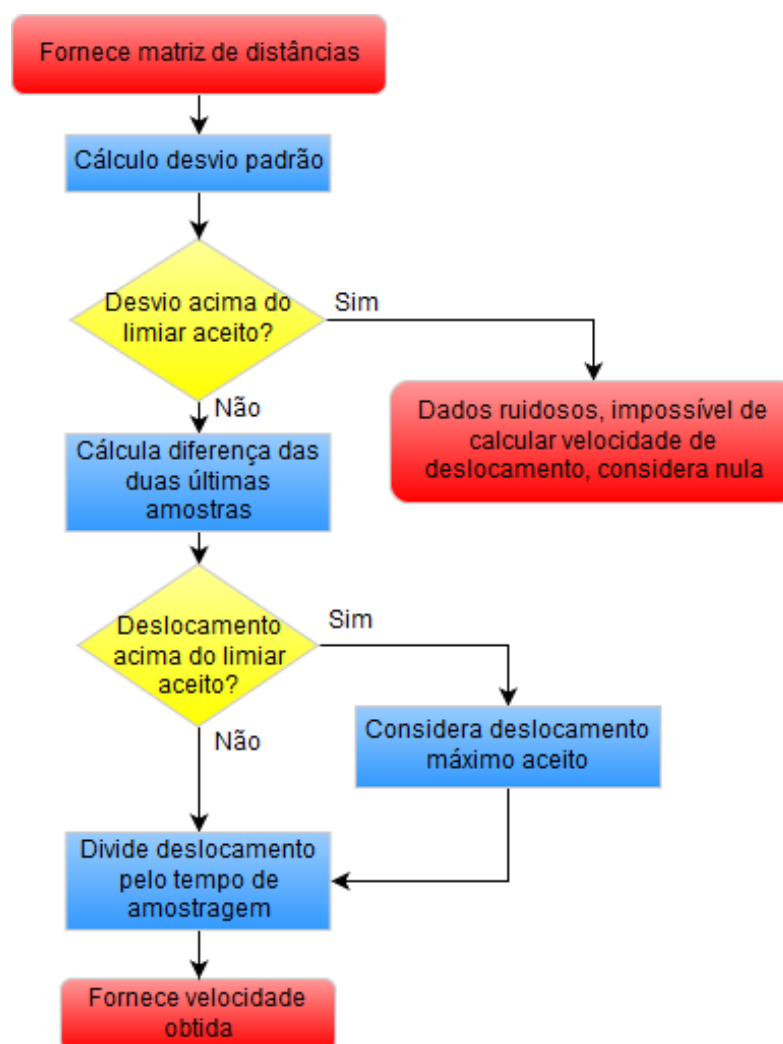


Figura 25 – Fluxograma da obtenção das velocidades de deslocamento dos sensores US.



A fim de validar a etapa e definir seus parâmetros, se fez necessário realizar testes com o sistema implementado, já conectado com o microcontrolador e seus periféricos. O primeiro teste se tratou da utilização de um contador de tempo em $[ms]$ para se obter o tempo de amostragem mínimo que se pode trabalhar, enquanto que os demais tiveram como objetivo a definição dos parâmetros de limiares. Para definição do limiar máximo de desvio padrão aceito para se calcular a velocidade, foram realizados testes com valores arbitrários deste limiar, aproximando e afastando objetos de um sensor estático, com o objetivo de verificar qual valor de limiar não compromete os cálculos em uma situação bem comportada nas condições de uso propostas para o sistema. Para definição do limiar de velocidade máxima, realizaram-se testes caminhando-se rapidamente na direção do sensor, e definido um valor de limiar que seja maior que a velocidade registrada. Para definição do número de amostras utilizadas na filtragem, iniciaram-se testes com o número máximo de amostras possível (cinco), e avaliados os efeitos de se diminuir esse número, como a diferença no atraso da resposta e a eficiência da filtragem.

3.4 Descrição da Etapa de Atuação

Como resposta aos sensoriamentos realizados, foram implementadas sinalizações referentes às detecções. Em relação ao sensoriamento dos sensores US, é fornecida uma resposta sonora com emulações de som ambiente através da utilização de fones de ouvido. Em resposta à detecção do sistema auxiliar da luva, é fornecida uma atuação tátil em quatro diferentes níveis para sinalizar em que faixa de distância se encontra um objeto.

3.4.1 Atuação Sonora

De acordo com os dados processados, sinais sonoros são sintetizados no *software* LabVIEW® 2014, através de seus parâmetros de amplitude, frequência e diferença de fase calculados em rotinas do MATLAB® 2012a. Os sinais gerados são enviados para a saída de som do computador, contendo informações do sensoriamento realizado. É fundamental que sejam utilizados fones de ouvido, principalmente no modo de cinco sensores, pois o som é gerado individualmente para cada canal, a fim de criar efeitos de simulação de ambiente. A atuação sonora é controlada exclusivamente pelas detecções referentes aos sensores US.

Tem-se como objetivo utilizar efeitos que proporcionem a localização virtual de cinco fontes diferentes de som variando entre a esquerda e a direita. Uma esboço do posicionamento das fontes de som em relação ao ouvinte é evidenciada pela Figura 26. Para o sinal de atuação poder corresponder melhor a emulação de sons sendo gerados em um determinado espaço, foi necessário utilizar conceitos sobre fenômenos físicos relacionados à propagação do som no espaço e à recepção do som por um indivíduo. Como a proposta trabalha com a utilização de fones de ouvido, o desenvolvimento se restringiu ao áudio do tipo *stereo* - ou seja, dois canais de saída. Assim, foi possível determinar de forma mais precisa um método para facilitar a percepção na variação dos sons gerados para alertar o usuário corretamente sobre a proximidade de obstáculos. Para isso, foi necessário calcular a distância de cada objeto detectado aos ouvidos do usuário, bem como sua velocidade de deslocamento a cada amostra, para então utilizar esses dados nos cálculos dos parâmetros de interesse do som sintetizado.

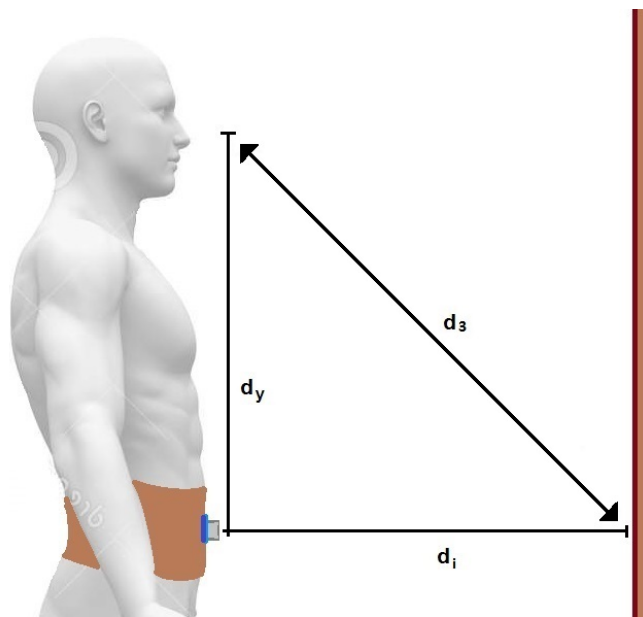
Figura 26 – Representação do efeito elaborado para os testes iniciais.



Para o cálculo das distâncias dos objetos detectados aos ouvidos, é necessário considerar duas distâncias específicas, a distância entre ouvidos d_{EO} , e a distância entre a posição dos sensores na cintura e os ouvidos d_z . A distância entre ouvidos utilizada foi de 23 cm, valor correspondente ao comprimento de uma onda sonora no vácuo de 1500 Hz e utilizado, segundo Woodworth Harold Schlosberg (1971), para cálculos de percepção humana da origem do som. O valor de d_z foi obtido realizando uma medição com uma fita métrica em um usuário de 1,80 m utilizando o sistema. Para efeitos mais realistas, é recomendado que a distância d_z definida seja ajustada dependendo do usuário, ou posicionando os sensores da cintura de forma a se aproximar do valor pré-definido, se possível.

O cálculo da distância dos objetos detectados aos ouvidos do usuário é diferente para cada sensor. Para os sensores laterais, a distância ao ouvido referente ao lado do sensor é dada diretamente pela distância detectada, pois deseja-se emular um ponto de geração de som com origem na altura dos ouvidos, o que ocorre de forma direta pelo fato de os sensores estarem posicionados próximos aos ouvidos. A distância ao ouvido oposto é obtida apenas se adicionando a parcela de d_{EO} . A distância relativa ao sensor central d_3 é obtida através da distância detectada d_i na direção frontal, da distância d_z na direção vertical, conforme evidenciado pela Figura 27, e também da metade da distância entre ouvidos na direção lateral.

Figura 27 – Representação da distância aos ouvidos dos objetos detectados pelos sensores fixados na cintura.



Para os sensores diagonais, que estão inclinados em 45° em relação ao sensor frontal, a distância detectada deve ser decomposta na direção frontal e na direção lateral. A fim de aproximação dos cálculos, é considerado que os sensores diagonais estão posicionados exatamente embaixo de cada ouvido, sendo necessário adicionar a parcela da distância

entre ouvidos apenas no ouvido oposto à direção do sensor. Para obtenção do valor das distâncias, foram utilizadas as Equações (12) a (20), onde d_{xe} representa a distância do sensor x até o ouvido esquerdo, d_{xd} a distância do sensor x até o ouvido direito, d_x a distância detectada pelo sensor x , d_z a distância do sensor da cintura até os ouvidos do usuário e d_{EO} a distância entre ouvidos. A velocidade de deslocamento em relação aos ouvidos é obtida simplesmente a partir da diferença entre as duas últimas amostras de distância aos ouvidos, dividida pelo tempo de amostragem. A rotina do MATLAB® 2012a utilizada para realizar os cálculos encontra-se no Apêndice C.

$$d_{1e} = d_1 \quad (12)$$

$$d_{1d} = d_1 + d_{EO} \quad (13)$$

$$d_{2e} = \sqrt{(d_2 \cdot \text{sen}(45^\circ))^2 + (d_2 \cdot \text{sen}(45^\circ))^2 + d_z^2} \quad (14)$$

$$d_{2d} = \sqrt{(d_2 \cdot \text{sen}(45^\circ))^2 + ((d_2 + d_{EO}) \cdot \text{sen}(45^\circ))^2 + d_z^2} \quad (15)$$

$$d_{3e} = d_{3d} = \sqrt{d_3^2 + \left(\frac{d_{EO}}{2}\right)^2 + d_z^2} \quad (16)$$

$$d_{4e} = \sqrt{(d_4 \cdot \text{sen}(45^\circ))^2 + ((d_4 + d_{EO}) \cdot \text{sen}(45^\circ))^2 + d_z^2} \quad (17)$$

$$d_{4d} = \sqrt{(d_4 \cdot \text{sen}(45^\circ))^2 + (d_4 \cdot \text{sen}(45^\circ))^2 + d_z^2} \quad (18)$$

$$d_{5e} = d_5 + d_{EO} \quad (19)$$

$$d_{5d} = d_5 \quad (20)$$

Importante salientar que esses cálculos foram realizados considerando que o usuário mantém sua cabeça sempre direcionada para frente, pois a rotação da mesma altera o posicionamento dos ouvidos, enquanto que os sensores da cintura permanecem apontados para a mesma direção. Dessa forma, quando se rotaciona a cabeça, apenas os sensores laterais seguem fornecendo uma resposta fidedigna, pois os mesmos se rotacionam juntamente com os ouvidos do usuário.

Devido ao fato de que o sistema foi projetado para realizar detecções simultâneas em até cinco direções, cada detecção contribuirá com uma parcela de sinal que será somada

para gerar a saída dos fones de ouvido. Para possibilitar a identificação de cada sinal individualmente, foram atribuídas frequências distintas referentes às posições dos cinco sensores, sendo todas elas harmônicas da frequência de 100 Hz. A frequência referente a cada sensor pode ser conferida na Tabela 2.

Tabela 2 – Frequências geradas referentes aos sensores US utilizados.

Sensor	Frequência (Hz)
Esquerdo (E)	200
Frontal-Esquerdo (DE)	300
Frontal (F)	400
Frontal-Direito (FD)	600
Direito (D)	800

As frequências harmônicas foram escolhidas a fim de que se possa atribuir um tempo de amostragem que seja múltiplo inteiro dos períodos de todos os sinais. Dessa forma, se definiu o período de amostragem do sistema completo, devendo o mesmo ser maior que o tempo necessário para as etapas de aquisição e pré-processamento e de processamento, e também ser um múltiplo inteiro do período de uma onda de 100 Hz. Para se atingir o período de amostragem desejado do sistema, a geração das ondas sonoras deve possuir uma taxa de amostragem que permita que um número inteiro de amostras dure exatamente esse tempo. O período de amostragem pode ser obtido pela Equação (21), sendo t_s o tempo de amostragem em [s] e n um número inteiro maior que 0:

$$t_s = n \frac{1}{100} \quad (21)$$

Segundo Speaks (1999), quando um observador se desloca em relação a uma fonte de som, ocorre o efeito Doppler, que trata-se de um efeito físico que altera a frequência percebida pelo observador. Essa alteração de frequência pode ser obtida através da Equação (22), onde f' é a frequência alterada, f é a frequência produzida pela fonte, c é a velocidade de propagação do som e v é a velocidade de aproximação da fonte em relação ao observador:

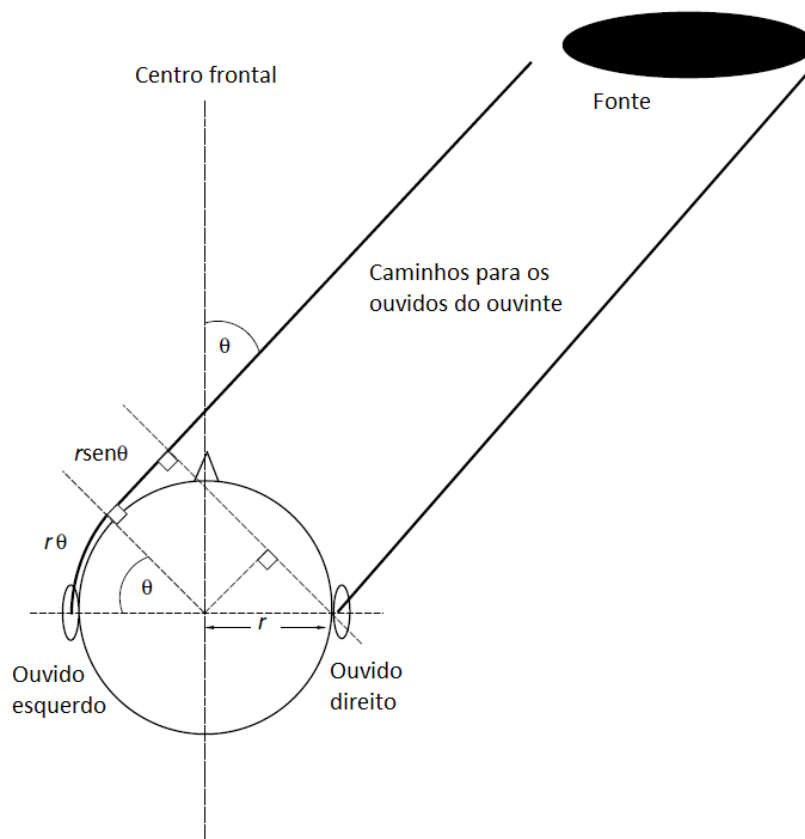
$$f' = f \left(\frac{c}{c - v} \right) \quad (22)$$

As velocidades de deslocamento dos objetos em relação aos ouvidos do usuário foram utilizadas para reprodução desse efeito, e a rotina do MATLAB® 2012a utilizada para realização dos cálculos da frequência de cada som sintetizado está contida no Apêndice C.

Outro parâmetro de interesse para implementação dos efeitos de ambiente foi o tempo que uma onda sonora gerada por uma fonte qualquer localizada em algum lugar do espaço leva para chegar a ambos os ouvidos de uma pessoa. Como os ouvidos estão

separados por uma dada distância, na maioria dos casos o som chegará a um ouvido primeiro, e depois de um tempo Δt chegará ao outro. A Figura 28 evidencia as medidas de distâncias aproximadas para uma pessoa arbitrária, considerando r o raio da cabeça e θ o ângulo entre o eixo central frontal do indivíduo e a linha de caminho mais curto da onda sonora. Para fins de simplificação, a trajetória do som considerada na presente aplicação será sempre reta.

Figura 28 – Ilustração dos menores caminhos de uma fonte sonora aos ouvidos de uma pessoa.



Fonte – Rumsey (2001).

O tempo Δt em questão é comumente chamado de diferença de tempo interaural (*Interaural Time Difference*, ou ITD), onde a palavra *interaural* é utilizada no sentido de ser entre os ouvidos. Logo, a diferença de tempo interaural Δt_{IA} pode ser obtida a partir da Equação (23), onde d_1 é a distância ao ouvido mais próximo, d_2 a distância ao outro ouvido e c a velocidade do som, e com isso se obter a diferença de fase ϕ em graus pela Equação (24), onde f é a frequência do som:

$$\Delta t_{IA} = \frac{d_1 - d_2}{c} \quad (23)$$

$$\phi = \frac{\Delta t_{IA}}{f} \cdot 360^\circ \quad (24)$$

Dessa forma, através parâmetro Δt_{IA} , foi possível acrescentar uma componente à emulação que exprime o atraso em fase do som, o que resulta em uma aproximação mais fiel à trajetória do som para dois ouvidos. Portanto, na aplicação proposta será utilizada uma aproximação para o cálculo da diferença de fase entre os dois canais a ser utilizada, que dependerá da frequência dos sinais de resposta gerados. Segundo Woodworth Harold Schlosberg (1971), a diferença de fase pode ser utilizada para localizar a fonte de um som caso sua frequência esteja abaixo de 1500 Hz, que é a frequência em que o comprimento de onda é próximo de 23 cm, distância aproximada entre os ouvidos de uma pessoa.

Para aplicação do efeito, foram calculadas as diferenças de fase referentes ao atraso proporcionado pela trajetória do som de um ouvido a outro, adicionando as mesmas ao canal direito da saída de som. Para os cálculos, foram utilizadas as Equações (25) a (29), onde ϕ_x é a diferença de fase do sensor x em graus, f_x é a frequência do som gerado pela detecção do sensor x , d_{EO} é a distância entre ouvidos, c é a velocidade de propagação som, d_{xe} é a distância do objeto detectado pelo sensor x ao ouvido esquerdo e d_{xd} é a distância do objeto detectado pelo sensor x ao ouvido direito:

$$\phi_1 = -\frac{f_1 \cdot d_{EO}}{c} \cdot 360^\circ \quad (25)$$

$$\phi_2 = -\frac{f_2(d_{2e} - d_{2d})}{c} \cdot 360^\circ \quad (26)$$

$$\phi_3 = 0^\circ \quad (27)$$

$$\phi_4 = \frac{f_4(d_{4e} - d_{4d})}{c} \cdot 360^\circ \quad (28)$$

$$\phi_5 = \frac{f_5 \cdot d_{EO}}{c} \cdot 360^\circ \quad (29)$$

Todas as equações se baseiam na diferença de distância entre o objeto detectado e os ouvidos do usuário. Nota-se que a diferença de fase do som sintetizado pela detecção do sensor frontal é nula, pois a distância do objeto detectado é igual para os dois ouvidos. Nota-se também que nos sensores laterais a diferença entre distâncias é a própria distância entre ouvidos d_{EO} . A diferença de sinal entre as equações de sensores opostos se deve ao fato de que a diferença de fase é adicionado somente ao canal direito da saída de áudio, portanto a fase deverá estar adiantada nos sensores do lado direito, e atrasada nos sensores

do lado esquerdo. A rotina do MATLAB® 2012a utilizada para calcular as diferenças de fase de cada som sintetizado está contida no Apêndice C.

Outro fenômeno importante levado em consideração foi a atenuação do som em função da distância da fonte sonora até o indivíduo. Segundo Speaks (1999), a relação entre atenuação do som e a distância é inversamente proporcional, e de forma quadrática. A partir disso, pôde-se deduzir a expressão para a atenuação em decibéis de uma onda sonora qualquer pela Equação (30). Onde A é a amplitude em $[dB]$, d_i é a distância de interesse e d_r é a distância de referência.

$$A_{dB} = -20 \log \frac{d_i}{d_r} \quad (30)$$

Com base na informação sobre a atenuação do som com a distância, foi possível simular a percepção da localização de um obstáculo através de um sinal sonoro que esteja atenuado proporcionalmente em relação à distância em que se encontra. Com a adaptação da Equação (30), tem-se a expressão evidenciada pela Equação (31), onde A é o valor normalizado da amplitude, que será aquele enviado para definir amplitude do sinal sintetizado:

$$A = \frac{1}{\left(\frac{d_i}{d_r}\right)^2} \quad (31)$$

Nas Equações (30) e (31), as distâncias referidas são aquelas em relação ao ouvido do usuário. A distância de referência, nesse caso, é determinada como a distância mínima aos ouvidos que o sensor conseguirá medir por padrão. A mesma foi definida como sendo referente à distância detectada de 20 cm pelos sensores laterais e diagonais, e 30 cm pelo sensor frontal. Dessa forma, as distâncias de referências foram definidas pelas Equações (32) a (34), onde d_{refx} é a distância de referência do sensor x , d_{EO} é a distância entre ouvidos e d_z é a distância vertical, sendo todas as distâncias em $[cm]$:

$$d_{ref1} = d_{ref5} = 20 \quad (32)$$

$$d_{ref2} = d_{ref4} = \sqrt{(20\text{sen}(45^\circ))^2 + (20\text{sen}(45^\circ))^2 + d_z^2} \quad (33)$$

$$d_{ref3} = \sqrt{30^2 + \left(\frac{d_{EO}}{2}\right)^2 + d_z^2} \quad (34)$$

Visando o funcionamento do modo de cinco sensores, foi necessário utilizar as técnicas de áudio *stereo* para emular o posicionamento de diferentes fontes de som no espaço. O áudio é reproduzido de forma a situar as cinco fontes de som no espaço para

o ouvinte. Uma das formas fundamentais de proporcionar esse efeito espacial com áudio é utilizar o efeito de *panning*. O *panning*, ou abertura de canal, é uma distribuição do sinal entre os dois canais (o canal esquerdo e o canal direito dos fones de ouvido), onde basicamente se determina qual é a porcentagem do sinal que será transmitida para cada canal. Tal balanceamento de parcelas de sinal, aliado à diferença de fase entre dois sinais gerados, pode proporcionar uma espécie de emulação do posicionamento da fonte sonora ao ouvinte, em que o usuário pode perceber uma determinada direção para a origem do som.

No modo de sensor único, há apenas uma sinal sonoro sendo sintetizado, e sua amplitude normalizada é utilizada diretamente na geração de áudio. Porém, no modo de cinco sensores, são sintetizados cinco sons simultaneamente, de forma que a amplitude calculada para cada som teve que ser atenuada, a fim de ocupar no máximo uma parcela da amplitude total que pode ser gerada. As parcelas foram definidas de forma a dar mais destaque ao sensor frontal, e menos destaque aos sensores laterais, e as mesmas podem ser observadas na Tabela 3. Quando um sensor é desativado ou desconectado, sua parcela é anulada e as demais são redistribuídas proporcionalmente aos seus valores padrão, com o propósito de que o total das parcelas sempre some 100%.

Tabela 3 – Parcelas máximas de amplitude que cada som sintetizado pode ocupar no modo de cinco sensores.

Sensor	Parcela
Esquerdo (E)	15%
Frontal-Esquerdo (FE)	20%
Frontal (F)	30%
Frontal-Direito (FD)	20%
Direito (D)	15%
Total	100%

A amplitude de cada som sintetizado pode ser realizada através de potenciômetros logarítmicos externos, e tal controle deve ser ativado previamente por uma chave, mantendo valores padrão quando a funcionalidade não estiver ativa. O valor padrão é definido como o ponto em que o potenciômetro logarítmico está deslocado até a metade, o que representa 10% da resistência total. Por meio dessa funcionalidade, o ajuste nos potenciômetros visa destacar mais a resposta referente a distâncias maiores, quando desejado. Esse ajuste de amplitude altera o valor de distância em que a atuação sonora referente a um sensor US atinge o seu valor máximo de amplitude, de modo que a distância de referência pode ser alterada de forma experimental, e, devido a este fato, foi avaliado em quais distâncias detectadas pelos sensores se atinge esse valor máximo, em função da posição do potenciômetro. O ajuste no potenciômetro pode ser interpretado como um botão de volume nas fontes de som emuladas, e esse valor de volume recebido pela rotina de processamento pode possuir valores de 0 a 100.

O procedimento de cálculo para todos os sinais de controle de amplitude dos sons gerados são evidenciados na Equação (35), onde A é a amplitude do som, p é a parcela de amplitude do sensor, vol o valor de volume do potenciômetro, d_{ref} a distância de referência e d a distância do objeto detectado aos ouvidos do usuário. O valor da parcela é considerado 1 para o caso de sensor único, e o volume é multiplicado por 0,1 a fim de que 10 seja o seu valor padrão:

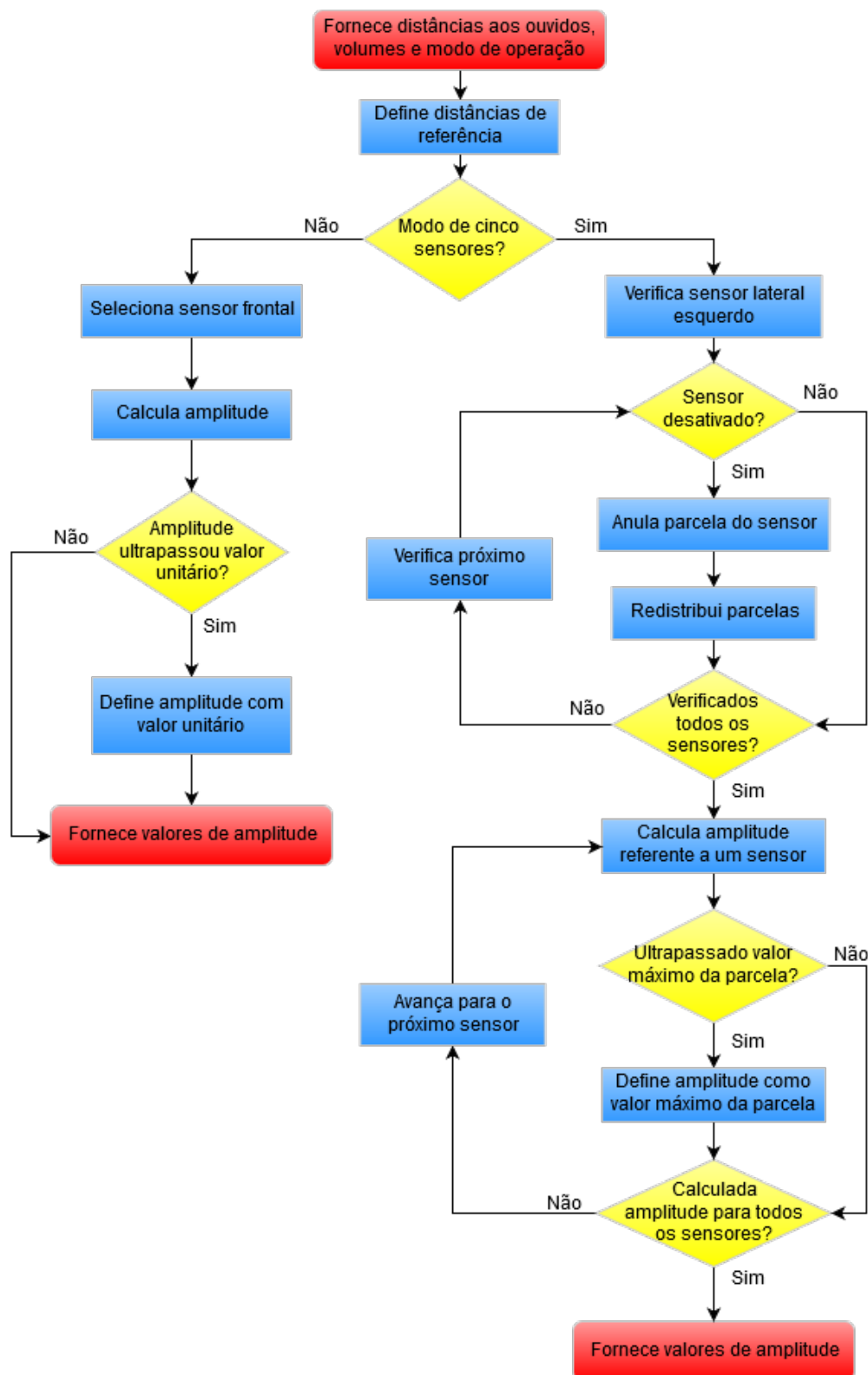
$$A = p \cdot 0,1 \cdot vol \cdot \left(\frac{d_{ref}}{d} \right)^2 \quad (35)$$

É importante que a amplitude de cada som, calculada pela Equação (35), nunca ultrapasse o valor reservado para sua parcela, de modo que não ocorra a distorção por saturação do som. Para isso, caso o resultado do cálculo ultrapasse esse valor máximo, este último é fornecido como valor de amplitude. Caso ocorra *timeout* na detecção do sensor, a amplitude é definida como 0, mas as parcelas não são redistribuídas, como ocorre quando um sensor está inativo. O fluxograma da rotina de cálculo da amplitude dos sons sintetizados é exibido na Figura 29, e sua rotina encontra-se no Apêndice C.

Considerando os fenômenos físicos mencionados, foi realizada então a sintetização dos sinais da atuação por meio da manipulação de sinais gerados por *software* e das saídas de áudio do computador. Após o cálculo de todos os parâmetros, os mesmos são enviados para uma sub-rotina do LabVIEW® 2014, onde os parâmetros são fornecidos como entrada para dez blocos simuladores de sinal, cinco referentes ao canal esquerdo e cinco referentes ao canal direito. Após a geração dos sinais, os mesmos são todos somados em dois vetores, dos quais cada um irá para seu respectivo canal. Após alocamento apropriado dos sinais em seus canais, os mesmos passam por um filtro passa-baixas *Butterworth* de terceira ordem, com frequência de corte em 1 kHz. Esse filtro foi implementado a fim de atenuar possíveis descontinuidades na onda sonora de saída. Após a filtragem, o sinal é enviado para a saída de áudio do computador. O diagrama de blocos da sub-rotina geradora de som está contida no Apêndice D (ver Figura 80).

Com o objetivo de atenuar descontinuidades que podem ocorrer ao se alterar a amplitude bruscamente de uma amostra para outra, foi avaliada a inclusão de um filtro passa-baixas do LabVIEW® 2014 nas amplitudes calculadas. O filtro implementado foi um filtro *Butterworth* de primeira ordem, com frequência de corte variando entre 10% e 50% da frequência de amostragem. Para realizar a filtragem, a matriz contendo as amplitudes de todos os sensores, para ambos os ouvidos, foi decomposta para filtrar cada valor individualmente. O diagrama de blocos do filtro implementado está contido no Apêndice D (ver Figura 79). Foi avaliado de forma qualitativa o atraso que o filtro causa na resposta e a suavização das descontinuidades de amplitude.

Figura 29 – Fluxograma do cálculo da amplitude dos sons sintetizados.



A fim de verificar experimentalmente a atuação sonora na aplicação proposta, a saída de áudio foi monitorada através de um gerador de gráficos do próprio LabVIEW® 2014, para em conjunto com a percepção sonora, verificar se o sistema funciona de acordo com o que foi proposto e procurar possíveis limitações e erros. Os testes foram realizados

diminuindo e aumentando cada uma das distâncias detectadas individualmente, com o controle de volume desativado inicialmente, e depois com esse controle ativado, variando os potenciômetros. Para facilitar a comparação da saída obtida com o esperado teoricamente, utilizando o *software* MATLAB® 2012a, foram gerados gráficos da amplitude e da diferença de fase em cada um dos sensores em função da distância detectada, e também gráficos da variação da frequência em função da velocidade de deslocamento.

3.4.2 Atuação Tátil

O atuador tátil utilizado foi o motor de vibração C1027B001D, comumente aplicado como *vibracall* em aparelhos celulares. Foram utilizados dois atuadores para aumentar a sensibilidade da resposta, porém com o mesmo sinal enviado para ambos. A atuação tátil não passa pelo processamento no computador, pois a mesma está ligada somente à detecção do sensor infravermelho, cujos dados são obtidos e interpretados pelo microcontrolador, e a atuação é controlada pelo mesmo, fornecendo um sinal de PWM para os atuadores, quando a funcionalidade está ativa. Outra opção analisada foi a utilização de pulsos intermitentes de vibração para indicar proximidade, porém a mesma causaria um maior atraso na percepção do usuário, que apenas detectaria uma mudança ao final de um intervalo entre pulsos, enquanto que no PWM pode-se atualizar a atuação imediatamente em uma nova amostra.

Antes de ser realizada a escolha pelos motores de vibração, foi testado um servo motor TG9e da Turnigy®, que forneceria a resposta tátil através de um deslocamento, porém essa topologia exigia uma estrutura maior a ser colocada na luva, de forma que o deslocamento fosse percebido facilmente pelo usuário. A vibração dos motores de vibração por si só também não eram facilmente perceptíveis ao estarem em contato com a pele ou qualquer superfície não rígida, portanto, para viabilizar a utilização desses motores, os mesmos foram fixados juntamente à placa do seu circuito de ativação.

Os motores utilizados, mesmo de pequeno porte, podem consumir até 90 mA, quando alimentados em 5 V. Portanto, para seu acionamento, foi utilizado um circuito de chaveamento, pois o microcontrolador utilizado não suporta a corrente necessária para ativação dos mesmos. Dessa forma, o sinal proveniente do microcontrolador será enviado a um circuito com um transistor utilizado na configuração de coletor comum, onde o mesmo deverá atuar saturado quando a saída do microcontrolador estiver em nível lógico alto, ou seja, 3,3 V.

Para o circuito de chaveamento atuar de forma saturada com a saída do microcontrolador em nível lógico alto, sua corrente na base deve ser alta o suficiente para a corrente do coletor atingir os 90 mA consumidos pelo motor. O valor mínimo da corrente

de base é fornecido pela Equação (36), onde β é o ganho DC do transistor em $[V/V]$, i_C a corrente no coletor em $[mA]$ e $i_{B_{min}}$ a corrente mínima na base em $[mA]$.

$$i_{B_{min}} = \frac{i_C}{\beta} \quad (36)$$

Para se definir o valor do máximo do resistor entre o sinal de entrada e a base do transistor, é utilizada a Equação (37), onde V_H é a tensão elétrica de nível lógico alto em $[V]$, $V_{BE_{sat}}$ é a tensão elétrica na junção base-emissor em $[V]$, $i_{B_{min}}$ a corrente mínima na base em $[mA]$ e R_{max} o valor máximo da resistência entre a base e o sinal de entrada em $[k\Omega]$.

$$R_{max} = \frac{V_H - V_{BE_{sat}}}{i_{B_{min}}} \quad (37)$$

Para o circuito de chaveamento foi escolhido o transistor NPN 2N2222, dispositivo de pequena dimensão, cujos parâmetros informados no seu *datasheet* (PHILIPS SEMI-CONDUCTORS, 2006) se mostraram adequados para a operação, sendo alguns dos mais relevantes:

- mínimo ganho DC: 75 V/V;
- tensão base-emissor em saturação: 1,3 V;
- máxima corrente no coletor: 800 mA;
- tempo de subida: 25 ns;
- tempo de descida: 60 ns.

O sinal de PWM fornecido possui um período de 10 kHz e 4 níveis possíveis, sendo escolhidos esses valores para se ter uma resolução de atuação baseada na detecção do sensor IV, que controlará a atuação em 4 níveis, sendo o primeiro com o *duty cycle* em 0%, o segundo em 25%, o terceiro em 50% e o último em 100%. A frequência de 10 kHz foi avaliada como sendo alta o suficiente para não se perceber o chaveamento, sem exigir que as interrupções prejudiquem o desempenho do restante da rotina do microcontrolador. Dessa forma, a frequência do contador do PWM é de 40 kHz, o que exige um tempo de subida/descida máximo de 25 μs , portanto, os parâmetros do transistor 2N2222 foram adequados.

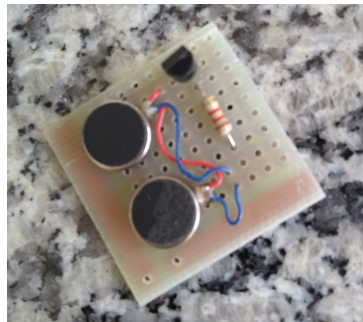
A saída do circuito de chaveamento também foi analisada com a aplicação de um filtro DC, que possibilita o fornecimento de um valor de tensão elétrica contínua aos motores, em vez de frequentes chaveamentos pelo PWM. Essa opção foi considerada devido ao fato de chaveamentos com *duty cycles* mais baixos, em valores que foram avaliados

experimentalmente, poderem tornar as vibrações imperceptíveis. Dessa forma, foi avaliado se o comportamento nessa faixa de valores pode se tornar mais perceptível com um fornecimento de tensão elétrica contínuo e estável.

3.5 Integração do Sistema

O diagrama esquemático proposto do sistema completo foi elaborado no *software* Eagle® 6.1.0 para fins ilustrativos e o mesmo é apresentado no Apêndice E (ver Figura 83). Para fixação na luva e ligação com o restante do sistema, o circuito de chaveamento dos motores de vibração, junto com os mesmos, foram instalados em uma placa de circuito padrão, conforme apresentado na foto da Figura 30. A placa possui dimensão de 3 cm x 3 cm.

Figura 30 – Placa fixada na luva.



O subsistema da luva foi construído com uma luva de lã. Foi fixada sua placa com os motores de vibração na região do pulso, o sensor IV na região anterior dos dedos, a fim de direcionar sua detecção para frente, quando o pulso estiver fechado, e o botão de ativação na região lateral do dedo indicador, possibilitando sua fácil ativação com o dedo polegar. Suas fotos são apresentadas na Figura 31.

Figura 31 – Subsistema da luva

(a) Luva avulsa.



(b) Luva portada pelo usuário.



Os sensores laterais foram fixados na região da cabeça através de um boné, buscando posicionar os sensores o mais próximo possível dos ouvidos, a fim de aproximar o efeito de sua atuação sonora, que opera considerando os sensores exatamente nos ouvidos. O boné é apresentado na foto da Figura 32.

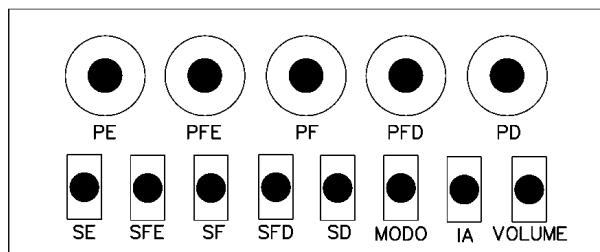
Figura 32 – Boné com sensores laterais.



Para fixar os potenciômetros de controle de volume e as chaves para configurações na cintura, os componentes foram instalados em uma placa. Para essa placa foi confeccionado um adesivo para indicar a localização dos componentes, com legendas indicando sua funcionalidade. Os potenciômetros são indicados pela letra *P* no início, seguida da sigla referente ao sensor; as chaves de ativação dos sensores são indicadas pela letra *S* no início, seguida da sigla referente ao sensor; a chave identificada como *MODO*, quando ativada, troca para o modo de cinco sensores; a chave identificada como *VOLUME* ativa a funcionalidade dos potenciômetros, e a chave identificada como *IA* é reservada para uma implementação futura. A placa possui dimensão de 5 cm x 13 cm e consta de uma malha de aterramento para redução de ruídos. O adesivo e a placa confeccionada são apresentados na Figura 33.

Figura 33 – Placa fixada na cintura.

(a) Adesivo da placa.



(b) Placa confeccionada.



Os sensores US frontais e diagonais, a placa da cintura e o microcontrolador, posicionados na região da cintura, foram fixados em uma pochete. A placa foi mantida

exposta para configuração do usuário e os sensores direcionados de acordo com sua proposta. Para os demais componentes se buscou mantê-los o máximo possível no interior dos bolsos da pochete. Foram disponibilizados conectores para ligação com os circuitos da luva e do boné. O sistema da cintura confeccionado é apresentado na foto da Figura 34.

Figura 34 – Pochete contendo os equipamentos da cintura.



Para conectar todo o sistema, foi utilizado um cabo USB para conectar o microcontrolador com o computador, interligando as etapas de pré-processamento com o processamento. O boné e a luva possuem conectores para serem ligados com o sistema da cintura, e não necessitam ser utilizados obrigatoriamente, apesar de a luva ser o único recurso que utiliza a atuação tátil. O carregador portátil para alimentação do sistema também é ligado por um conector USB e o mesmo pode ser utilizado dentro da pochete, porém para se interromper ou iniciar a alimentação de maneira maleável, recomenda-se colocá-lo em um bolso de fácil acesso. Como o próprio computador é responsável pela geração da atuação sonora, basta ter os fones de ouvido conectados em sua saída P2 enquanto a rotina do LabVIEW® 2014 estiver sendo executada. O procedimento para ligação do sistema consta de ligar a alimentação e conectar o cabo USB entre microcontrolador e computador, para depois executar a rotina do LabVIEW® 2014. O sistema integrado é apresentado nas fotos da Figura 35, e o mesmo equipado é apresentado nas fotos da Figura 36.

Figura 35 – Integração do sistema.

(a) Sistemas interligados.



(b) Sistema conectado ao computador.

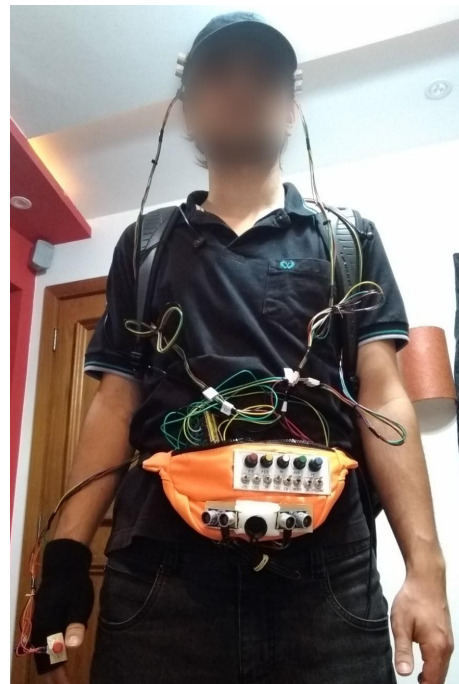


Figura 36 – Sistema equipado em usuário.

(a) Vista lateral.



(b) Vista frontal.



3.6 Procedimento de Testes Finais

A fim de facilitar os testes nas etapas de processamento e de atuação sonora, foi elaborado um simulador no *software* LabVIEW® 2014, que se comunica com a rotina elaborada para processamento através de uma porta serial virtual, com as mesmas configurações da comunicação com o microcontrolador. Para utilizar o simulador, deve ser ativada a opção *Porta alternativa* no painel de controle da rotina de processamento (Figura 78

do Apêndice D), e selecionada a porta que está conectada virtualmente com a porta do simulador.

No simulador, podem ser alterados os estados das chaves de configuração através de botões binários de controle, e variados os valores dos potenciômetros de volume, através de *knobs* virtuais. Também podem ser alterados os valores de distâncias fornecidos por cada um dos sensores, através de ponteiros de *slide*, ou digitando o valor manualmente. O simulador também necessita receber uma requisição de dados da etapa de processamento, para então enviar suas informações, caso contrário, nenhum dado é enviado.

O simulador foi utilizado para realizar testes nas etapas de processamento e de atuação sonora de forma individual, sem a necessidade de se conectar os componentes físicos ao computador, com o objetivo não apenas de facilitar os testes, mas também de simular situações inviáveis com os recursos atuais, como deslocamentos ideais, tornando possível analisar falhas que venham exclusivamente das etapas realizadas no computador. O painel de controle e o diagrama de blocos do simulador estão contidos no Apêndice D (Ver Figuras 81 e 82).

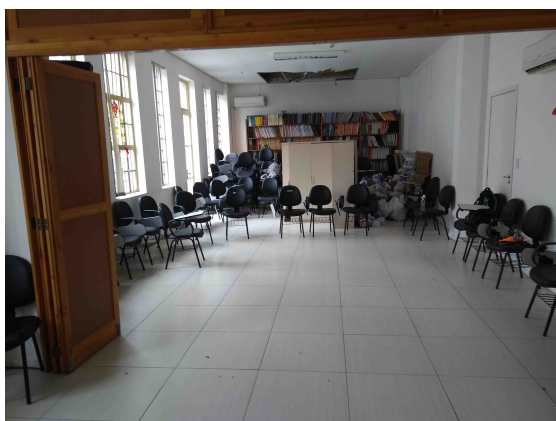
No entanto, o uso do simulador não substitui o teste com o sistema completo em funcionamento. Para validar o funcionamento do sistema, o mesmo foi ligado em um usuário qualquer e testadas todas as suas funcionalidades. Foi verificado se o funcionamento esteve de acordo com o que foi proposto, alterando todas as combinações de configurações possíveis, variando os volumes referentes a todos os sensores, e testando com distâncias dentro da faixa, e também fora da faixa, onde deve se obter um *timeout*.

Para analisar a usabilidade do sistema, o mesmo foi apresentado na ACERGS - Associação de Cegos do Rio Grande do Sul. Na associação, foi realizada uma avaliação, com sugestões e críticas, a respeito da proposta do projeto por dois especialistas na área de empreendedorismo em tecnologia assistiva para deficientes visuais, sendo um deles com baixa visão. Após a avaliação, procurou-se um voluntário deficiente visual para testar a usabilidade do sistema e relatar suas opiniões. De início foi explicado brevemente ao usuário como funciona o sistema, e como o portador pode alterar as suas configurações de atuação. Os testes iniciais trataram-se de manter o usuário parado, aproximar objetos de cada um dos sensores, e perguntar para o portador de onde ele percebia que o som emulado estava vindo. Também pediu-se para o voluntário alterar as configurações por conta própria para facilitar a percepção de objetos a distâncias mais longas. Após estes testes iniciais, pediu-se para o voluntário deslocar-se livremente dentro de uma sala utilizando o sistema, buscando utilizar as sinalizações do sistema para evitar colisões com os obstáculos presentes. Estes últimos testes foram realizados com o voluntário utilizando sua bengala para auxílio, e também com a utilização da luva como forma de substituição da bengala, com o usuário alterando as configurações conforme lhe convinha. As fotos do aposento

em que foram realizados os testes são apresentadas na Figura 37. Realizados os testes e a devida apresentação do sistema, pediu-se a opinião do voluntário nos seguintes quesitos:

- se o posicionamento dos acessórios do sistema dificultou sua locomoção natural;
- se a inclusão do boné e da luva trouxeram benefícios apesar de aumentar a complexidade do sistema;
- se o subsistema da luva é adequado para se substituir o uso da bengala branca;
- se sentiu falta de uma detecção em uma direção específica;
- se o fato de não poder rotacionar a cabeça para manter a fidedignidade das detecções da cintura foi um inconveniente;
- se foi entendível o significado dos sinais da atuação sonora;
- se a forma de alterar as configurações do sistema é factível;
- se o voluntário teria interesse de utilizar o sistema;
- se o voluntário utilizaria o sistema no seu dia-a-dia ou apenas em alguma situação específica;
- qual seria o custo adequado para esse sistema;
- sugestões de melhoria.

Figura 37 – Sala da ACERGS onde foram realizados os testes de usabilidade.



4 Resultados e Discussões

4.1 Caracterização dos Sensores

4.1.1 Caracterização dos Sensores Ultrassônicos

Os resultados obtidos nos testes para comparação de repetibilidade dos dois modelos de sensores US utilizados encontram-se na Tabela 4.

Tabela 4 – Teste de precisão dos sensores US utilizados.

Situação	Sensor	Coefficiente de Variação (%)
Objeto longe com sensor fixado	JSN-SR04T 2.0	2,09
	HC-SR04	1,62
Objeto perto com sensor fixado	JSN-SR04T 2.0	0,16
	HC-SR04	19,7
Objeto longe com sensor portado por usuário	JSN-SR04T 2.0	13,4
	HC-SR04	13,0
Objeto perto com sensor portado por usuário	JSN-SR04T 2.0	9,41
	HC-SR04	30,3

Através dos resultados, pode-se concluir que, para objetos a longas distâncias, o coeficiente de variação apresenta uma diferença menor que 0,5% para os dois sensores, possuindo um resultado mais similar do que aqueles para objetos mais próximos, onde o sensor JSN-SR04T 2.0 apresentou uma precisão melhor, chegando a ultrapassar em 20 pontos percentuais o coeficiente de variação encontrado no HC-SR04. Dessa forma, a utilização deste último sensor se justifica, apesar de seu maior custo, porém o uso dos sensores HC-SR04 ainda é considerado viável, principalmente nas distâncias maiores. Portanto, a escolha pela utilização do sensor JSN-SR04T 2.0 apenas como sensor frontal e os demais com HC-SR04 se mostra válida.

Outro fator importante comparado entre os sensores foi o seu *timeout* para quando não se detecta nenhum obstáculo dentro da sua faixa de detecção, onde o sensor coloca em nível lógico baixo o seu sinal de *echo* automaticamente. O sensor JSN SR04T 2.0 manteve seu sinal de *echo* em nível lógico alto por volta de 60 ms, diferente dos 38 ms informados em seu *datasheet*. Já o sensor HC-SR04 levou 180 ms para colocar o seu sinal do pino *echo* em nível lógico baixo, um valor cerca de 7,5 vezes maior do que seu tempo máximo tomado para uma detecção dentro de sua faixa, que não ultrapassa 24 ms, segundo Equação (4). Esse valor considerado alto de *timeout* do HC-SR04 prejudica a taxa de amostragem do

sistema, evidenciando a necessidade de se atribuir um *timeout* menor por *software* para o sensor HC-SR04, para o sistema funcionar de forma correta na aplicação proposta.

Como os sensores HC-SR04 são utilizados no modo de cinco sensores, o *timeout* por *software* necessitou ser implementado para esse modo, para não permitir que um sensor com detecção fora da faixa prejudique o restante do sistema. No modo de sensor único, se utilizou o JSN-SR04T 2.0, que já possui um *timeout* adequado, permitindo o tempo de amostragem do sistema em 100 ms. Porém, o *timeout* de 60 ms também não é adequado para o modo de cinco sensores, onde se realiza mais de um acionamento de sensores em cada amostragem, portanto o *timeout* por *software* também necessitou ser atribuído nesse caso.

O tempo entre o acionamento do pino *trigger* e a detecção do pulso no pino *echo* variou entre 447 e 468 μs para os quatro sensores HC-SR04. Ao se utilizar acionamento simultâneo apenas com sensores desse modelo, permanece-se no máximo 21 μs sem monitorar o sinal de pulso, que segundo a Equação (4), representam uma distância menor que a resolução do sistema, que é de 1 cm.

No sensor JSN-SR04T, o tempo entre o acionamento do pino *trigger* e a detecção do pulso no pino *echo* variou entre 203 e 207 μs , cerca de 45% daquele observado nos sensores HC-SR04. No pior dos casos, haverá uma diferença de 265 μs para a detecção do acionamento entre os dois modelos de sensores, podendo-se permanecer sem monitorar o sinal de pulso no JSN-SR04T 2.0 neste tempo, que representa a detecção de um objeto a 4,6 cm do sensor, segundo a Equação (4).

Para o sensor HC-SR04, o valor mínimo de pulso medido foi de 154 μs , valor referente a uma detecção de 2,6 cm, segundo a Equação (4), porém o objeto à sua frente estava a 3 cm, posição em que se atingia valor mínimo dos pulsos. O pulso máximo registrado em uma detecção foi de 22929 μs , valor referente a uma detecção em 393 cm, porém esse valor foi registrado em 386 cm, distância máxima em que foi possível realizar uma detecção. Portanto, a faixa de distância para atuação do sensor é de 3 cm a 386 cm.

Realizando o ensaio de caracterização do sensor HC-SR04, foram obtidos os dados contidos na Tabela 5, contendo as distâncias que foram avaliadas, quatro medidas de tempo do pulso no pino *echo*, média aritmética desses pulsos, incerteza padrão tipo A (u_A) e ângulo máximo de detecção em graus (Θ_{max}).

Tabela 5 – Resultados do ensaio de calibração do sensor HC-SR04.

Distância (cm)	Pulso no pino <i>echo</i> (μs)				Média (μs)	u_A (V)	Θ_{max} (°)
3	177	162	164	174	169	4	41
4	210	188	192	207	200	5	36

Continuação da tabela na próxima página

Continuação da Tabela 5

Distância (cm)	Pulso no pino <i>echo</i> (μs)				Média (μs)	u_A (μs)	Θ_{max} ($^\circ$)
5	258	270	246	264	261	5	36
6	343	303	300	321	312	10	38
7	378	390	357	387	383	7	36
8	460	448	442	427	445	7	36
9	495	477	492	511	494	7	34
10	550	561	565	565	563	4	32
11	631	613	595	601	607	8	35
12	670	651	652	688	661	9	32
13	724	736	736	721	730	4	31
14	808	769	790	811	799	10	30
15	862	823	841	866	852	10	31
16	919	931	934	922	927	4	31
17	1004	985	970	1013	995	10	29
18	1079	1040	1052	1064	1058	8	32
19	1127	1132	1133	1151	1133	5	27
20	1226	1220	1190	1235	1223	10	31
21	1283	1280	1281	1319	1282	9	36
22	1364	1337	1334	1358	1348	7	32
23	1404	1394	1418	1439	1411	10	32
24	1448	1436	1443	1457	1446	4	34
25	1500	1497	1499	1509	1500	3	34
26	1560	1575	1536	1562	1561	8	32
27	1628	1611	1596	1596	1604	8	32
28	1656	1671	1665	1650	1661	5	33
29	1716	1731	1722	1716	1719	4	33
30	1791	1770	1773	1770	1772	5	32
35	2047	2043	2041	2032	2042	3	30
40	2332	2330	2329	2311	2330	5	31
45	2600	2596	2600	2621	2600	6	34
50	2916	2894	2883	2907	2901	7	33
55	3186	3195	3190	3205	3193	4	33
60	3460	3484	3508	3484	3484	10	37
65	3751	3787	3776	3778	3777	8	39
70	4077	4051	4053	4052	4053	6	39
75	4339	4341	4356	4347	4344	4	39

Continuação da tabela na próxima página

Continuação da Tabela 5

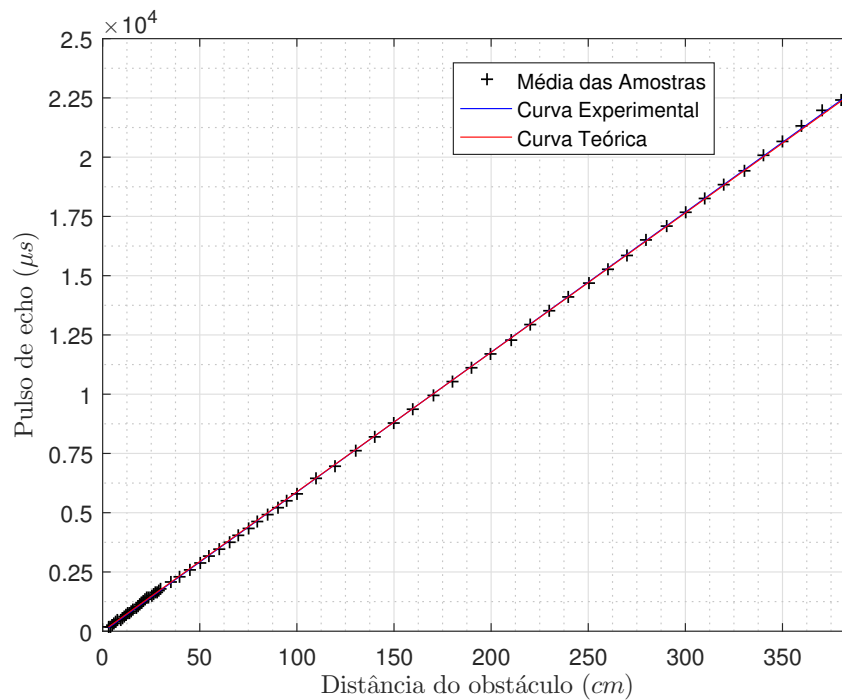
Distância (cm)	Pulso no pino <i>echo</i> (μs)				Média (μs)	u_A (μs)	Θ_{max} ($^\circ$)
80	4645	4631	4630	4624	4631	4	37
85	4951	4935	4949	4958	4950	5	36
90	5235	5219	5250	5228	5232	7	36
95	5520	5518	5523	5512	5519	2	36
100	5832	5817	5814	5835	5825	5	36
110	6429	6424	6425	6406	6425	5	38
120	6998	6988	7040	6966	6993	16	41
130	7580	7627	7575	7600	7590	12	44
140	8176	8162	8166	8192	8171	7	43
150	8756	8747	8750	8755	8753	2	44
160	9346	9364	9360	9377	9362	6	43
170	9943	9980	9927	9962	9953	11	38
180	10539	10518	10596	10514	10529	19	37
190	11159	11129	11131	11159	11145	8	37
200	11795	11689	11715	11719	11717	23	35
210	12319	12276	12339	12299	12309	13	36
220	12930	12996	12975	12864	12953	29	38
230	13538	13510	13488	13493	13502	11	37
240	14105	14147	14124	14164	14136	13	37
250	14717	14666	14680	14689	14685	11	37
260	15335	15251	15281	15279	15280	18	37
270	15893	15885	15881	15865	15883	6	35
280	16486	16477	16479	16456	16478	6	33
290	17128	17069	17119	17047	17094	20	35
300	17710	17653	17631	17651	17652	17	34
310	18272	18275	18274	18245	18273	7	34
320	18956	18854	18860	18861	18861	24	32
330	19429	19402	19478	19396	19416	19	32
340	20092	20089	20014	20063	20076	18	35
350	20655	20620	20672	20613	20638	14	35
360	21315	21256	21310	21201	21283	27	35
370	21982	21920	21969	21864	21945	27	35
380	22477	22438	22373	22435	22437	21	34
386	22883	22837	22914	22929	22899	20	34

Nota-se que a incerteza padrão do tipo A não atinge 2% do valor médio do pulso em nenhuma das medições a partir de 7 cm, com valor máximo de 27 μs . O valor da incerteza padrão do tipo A obtido considerando-se todas as amostras dentro da faixa de atuação foi de 8 μs . Rearranjando a Equação (4), foi obtida a função de transferência teórica média dada pela Equação (38), onde t é o pulso no pino *echo* em [μs], d é distância em [cm] e c é a velocidade de propagação do som em [m/s]. A função de transferência experimental foi encontrada através do método de regressão linear, considerando-se as médias aritméticas dos pulsos obtidas, e a mesma é mostrada na Equação (39). O gráfico comparativo das curvas teóricas e experimentais foi gerado a partir do software MATLAB® 2012a e é apresentado na Figura 38.

$$t_{teorico} = \frac{2d \cdot 10^4}{c} = \frac{2d \cdot 10^4}{343} = 58,3d \quad (38)$$

$$t_{experimental} = 59,0d - 33,4 \quad (39)$$

Figura 38 – Funções de transferência teórica e experimental média do pulso no pino *echo* em função da distância do objeto detectado referentes ao sensor HC-SR04.



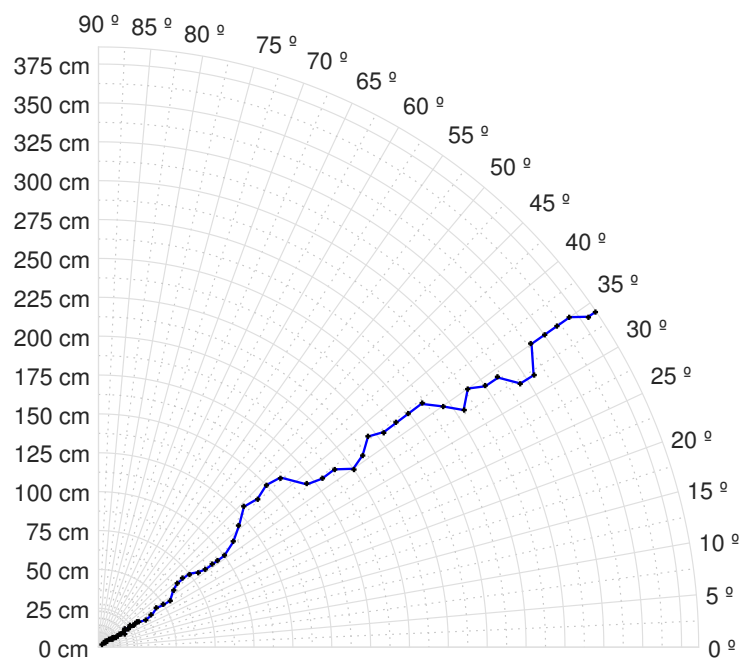
A sensibilidade experimental e o erro de linearidade estão representados pelas Equações (40) e (41), respectivamente.

$$S_{t_{echo}} = 59,0\mu s/cm \quad (40)$$

$$\epsilon\% = 0,64\% \quad (41)$$

A relação que ilustra os ângulos máximos de detecção para cada distância é apresentada na Figura 39. O ângulo máximo encontrado foi de 44° e o mínimo foi de 27° , com uma média de 35° e desvio padrão de 4° . Nota-se um valor estável para todas as distâncias testadas, inclusive mais bem comportado que aquele mostrado no trabalho de Raghuvanshi, Dutta e Vaidya (2014) para o mesmo sensor, ilustrado na Figura 8, e com ângulo de detecção maior do que aquele informado pelo *datasheet* do sensor.

Figura 39 – Relação polar dos ângulos máximos de detecção do sensor HC-SR04 em função da distância do obstáculo.



Para o sensor JSN-SR04T 2.0, o valor mínimo de pulso medido foi de $1150 \mu s$, valor referente a uma detecção em 20 cm, segundo a Equação (4). O pulso máximo registrado em uma detecção foi de $40474 \mu s$, valor referente a uma detecção em 694 cm, sendo essa distância maior que aquela informada em seu *datasheet*, de 600 cm. Esse valor foi encontrado em uma distância de 700 cm, distância máxima em que se conseguiu realizar detecções, porém isso só foi possível quando o obstáculo detectado tratava-se de um muro. A fim de utilizar o sensor em uma faixa em que o mesmo consiga detectar objetos de menores dimensões que um muro, foi decidido utilizá-lo em uma distância máxima de 500 cm, valor em que foi possível realizar sua caracterização sem problemas utilizando um objeto móvel de dimensões 30 cm \times 30 cm a ser detectado.

Realizando o ensaio de caracterização do sensor JSN-SR04T 2.0, foram obtidos os dados apresentados na Tabela 6, contendo as distâncias avaliadas, quatro medidas de tempo do pulso no pino *echo*, média aritmética desses pulsos, incerteza padrão tipo A (u_A) e ângulo máximo de detecção (Θ_{max}).

Tabela 6 – Resultados do ensaio de calibração do sensor JSN-SR04T 2.0.

Distância (cm)	Pulso no pino <i>echo</i> (μs)				Média (μs)	u_A (V)	Θ_{max} ($^\circ$)
3	1181	1216	1177	1217	1199	11	18
4	1186	1190	1216	1236	1203	12	19
5	1235	1198	1178	1211	1205	12	18
6	1174	1192	1172	1185	1180	5	26
7	1189	1235	1172	1175	1182	15	24
8	1200	1193	1193	1201	1197	2	25
9	1199	1191	1206	1188	1195	4	24
10	1215	1211	1199	1216	1213	4	24
11	1276	1241	1239	1266	1254	9	23
12	1328	1356	1348	1366	1352	8	20
13	1472	1430	1455	1480	1464	11	18
14	1585	1554	1582	1585	1584	8	18
15	1156	1150	1150	1152	1151	1	20
16	1190	1192	1190	1192	1191	1	16
17	1200	1185	1182	1201	1193	5	17
18	1200	1207	1193	1200	1200	3	16
19	1210	1211	1210	1222	1211	3	18
20	1211	1206	1222	1226	1217	5	19
21	1229	1222	1226	1210	1224	4	24
22	1239	1235	1228	1244	1237	3	29
23	1269	1268	1262	1274	1269	2	29
24	1329	1331	1322	1325	1327	2	33
25	1387	1388	1357	1399	1388	9	35
26	1426	1418	1418	1426	1422	2	40
27	1481	1481	1481	1486	1481	1	40
28	1542	1535	1541	1541	1541	2	40
29	1598	1592	1593	1593	1593	1	40
30	1679	1685	1686	1645	1682	10	41
35	1981	1975	1969	1974	1975	2	41
40	2263	2264	2262	2272	2264	2	43
45	2559	2557	2554	2559	2558	1	43
50	2856	2847	2847	2853	2850	2	41
55	3150	3152	3141	3138	3146	3	42
60	3440	3438	3434	3436	3437	1	40
65	3735	3739	3735	3736	3736	1	42

Continuação da tabela na próxima página

Continuação da Tabela 6

Distância (cm)	Pulso no pino <i>echo</i> (μs)				Média (μs)	u_A (μs)	Θ_{max} ($^\circ$)
70	4030	4034	4019	4028	4029	3	41
75	4331	4322	4307	4325	4324	5	41
80	4615	4612	4605	4610	4611	2	42
85	4910	4906	4901	4906	4906	2	43
90	5211	5200	5198	5204	5202	3	43
95	5500	5490	5488	5488	5489	3	40
100	5800	5793	5788	5700	5791	24	41
110	6385	6372	6376	6381	6379	3	39
120	6972	6969	6956	6969	6969	4	42
130	7556	7556	7544	7556	7556	3	40
140	8155	8119	8135	8140	8138	7	41
150	8723	8698	8716	8725	8720	6	40
160	9322	9282	9310	9294	9302	9	41
170	9912	9876	9892	9865	9884	10	43
180	10507	10467	10470	10461	10469	10	41
190	11082	11050	11061	11048	11056	8	40
200	11656	11632	11651	11629	11642	7	40
210	12263	12223	12211	12217	12220	12	43
220	12823	12811	12801	12803	12807	5	44
230	13412	13404	13407	13387	13406	5	42
240	14014	14015	13981	13973	13998	11	43
250	14607	14574	14555	14567	14571	11	41
260	15161	15169	15138	15156	15159	7	38
270	15756	15744	15750	15727	15747	6	42
280	16366	16337	16311	16322	16330	12	39
290	16929	16931	16887	16918	16924	10	39
300	17532	17511	17532	17493	17522	9	36
310	18099	18129	18094	18077	18097	11	38
320	18720	18685	18689	18692	18691	8	34
330	19310	19292	19274	19249	19283	13	36
340	19892	19886	19832	19866	19876	14	33
350	20482	20456	20443	20462	20459	8	30
360	21068	21057	21007	21039	21048	13	30
370	21648	21645	21604	21623	21634	10	29
380	22244	22235	22195	22185	22215	15	29

Continuação da tabela na próxima página

Continuação da Tabela 6

Distância (cm)	Pulso no pino <i>echo</i> (μs)				Média (μs)	u_A (μs)	Θ_{max} ($^\circ$)
390	22825	22819	22751	22825	22822	18	27
400	23438	23406	23357	23387	23397	17	31
410	24002	24010	23953	23968	23985	14	32
420	24587	24590	24513	24552	24570	18	29
430	25185	25173	25135	25185	25179	12	27
440	25800	25765	25721	25755	25760	16	27
450	26355	26368	26309	26343	26349	13	24
460	26960	26980	26888	26916	26938	21	23
470	27525	27542	27560	27499	27534	13	20
480	28033	28160	28033	28093	28063	30	22
490	28764	28731	28790	28716	28748	17	21
500	29369	29478	29352	29352	29361	30	22

Nota-se que a incerteza padrão do tipo A não atinge 2% do valor médio do pulso em nenhuma das medições, com valor máximo de 30 μs . Nota-se também que o comportamento das médias não é estritamente crescente nos valores de distância menores que 15 cm, evidenciando que não há um comportamento linear nessa faixa. Para se avaliar a partir de qual distância o comportamento passa a ser linear, foi obtida a função de transferência experimental por regressão linear e calculado o erro de linearidade variando-se o valor mínimo da faixa de distância de 3 a 50 cm. O gráfico que ilustra o erro de linearidade em função da distância mínima é apresentado na Figura 40. Pela Figura 40, pôde-se concluir que o erro de linearidade se estabiliza a partir de 21 cm, coerente com o valor mínimo de detecção informado pelo fabricante, de 20 cm. Em vista disso, a faixa de distância para atuação do sensor foi definida de 21 cm até 500 cm. Para essa faixa de atuação, a incerteza padrão do tipo A do sensor é de 8 μs .

A função de transferência experimental, encontrada através do método de regressão linear considerando-se as médias dos pulsos obtidas, é mostrada na Equação (42). O gráfico comparativo das curvas teórica e experimental, gerado a partir do software MATLAB[®] 2012a, é apresentado na Figura 41.

$$t = 58,8d - 96,3 \quad (42)$$

A sensibilidade experimental e o erro de linearidade estão representados pelas Equações (43) e (44), respectivamente.

$$S_{t_{echo}} = 58,8 \mu s/cm \tag{43}$$

$$\epsilon\% = 0,29\% \tag{44}$$

Figura 40 – Erro de linearidade do sensor JSN-SR04T 2.0 em função da sua distância mínima considerada.

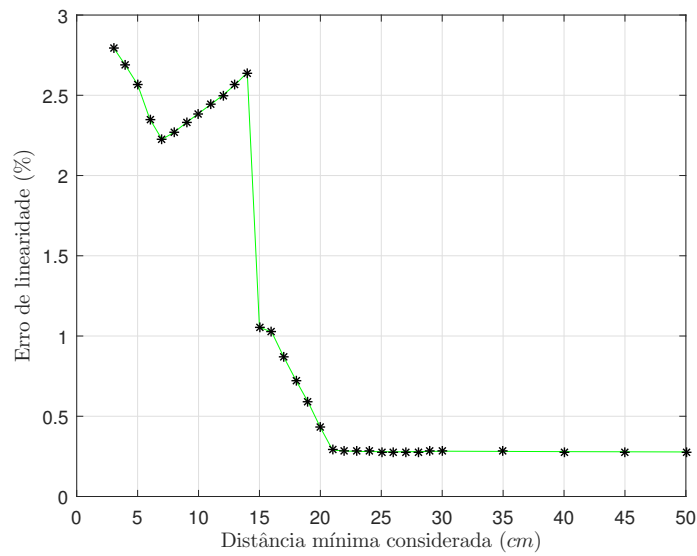
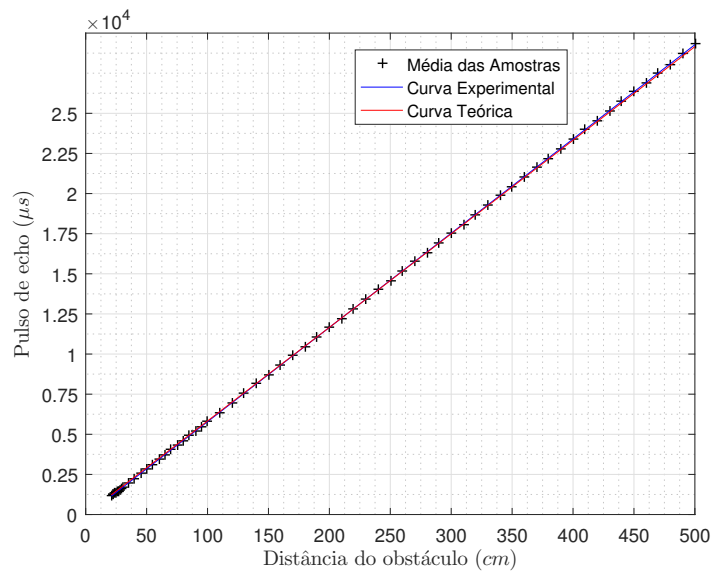
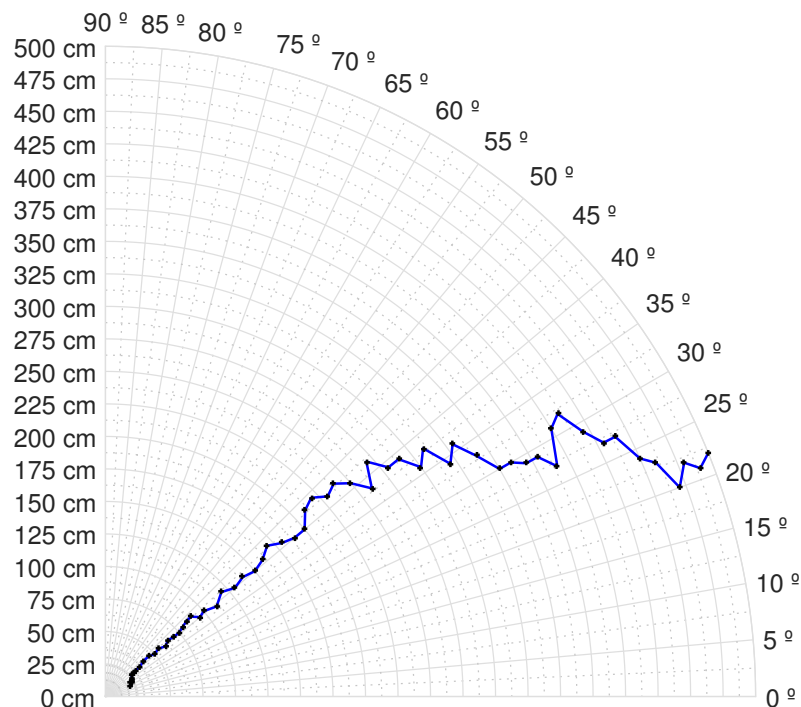


Figura 41 – Funções de transferência teórica e experimental média do pulso no pino *echo* em função da distância do objeto detectado referentes ao sensor JSN-SR04T 2.0.



A relação que ilustra os ângulos máximos de detecção para cada distância é apresentada na Figura 42. O ângulo máximo encontrado foi de 44° e o mínimo foi de 20° , com uma média de 36° e desvio padrão de 9° . Nota-se que o feixe de detecção vai diminuindo para distâncias maiores, podendo se encontrar valores de ângulo máximo menores que 30° a partir de 370 cm. Ângulos máximos abaixo de 30° também foram encontrados em distâncias menores que 23 cm, evidenciado que o feixe de detecção é maior em valores intermediários.

Figura 42 – Relação polar dos ângulos máximos de detecção do sensor JSN-SR04T 2.0 em função da distância do obstáculo.



Como o ângulo máximo de detecção dos sensores não ultrapassou 45° em nenhuma distância, é possível realizar o acionamento simultâneo dos sensores laterais e frontal sem ocorrer interferência. A Figura 43 ilustra as áreas em que cada sensor é capaz de detectar nesse acionamento. O mesmo caso ocorre para os sensores diagonais, e suas áreas de detecção encontram-se na Figura 44.

Devido aos valores máximos de pulsos encontrados nos sensores nas faixas de atuação, o *timeout* implementado por *software* para as detecções simultâneas foi implementado e definido em 30 ms. Assim sendo, o tempo despendido para monitoramento dos pinos *echo* para o modo de cinco sensores, onde são realizados dois acionamentos simultâneos, será de 60 ms, mesmo valor de *timeout* intrínseco do sensor JSN-SR04T 2.0, utilizado no modo de um sensor. Portanto, em ambos os modos o tempo de monitoramento do pino *echo* irá tomar 60% do tempo de amostragem que se tem como objetivo (100 ms).

Como o *timeout* implementado por *software* não *reseta* o pino *echo* e o *timeout* intrínseco do HC-SR04 é de 180 ms, ao ocorrer a não-detecção de um objeto, seu pino

echo não será *resetado* a tempo de uma próxima amostra, portanto a mesma será perdida. O mesmo não ocorre com o sensor JSN-SR04T 2.0, pois o seu *timeout* intrínseco é menor que o tempo de amostragem.

Figura 43 – Áreas de detecção ao realizar o acionamento simultâneo dos sensores laterais e frontal.

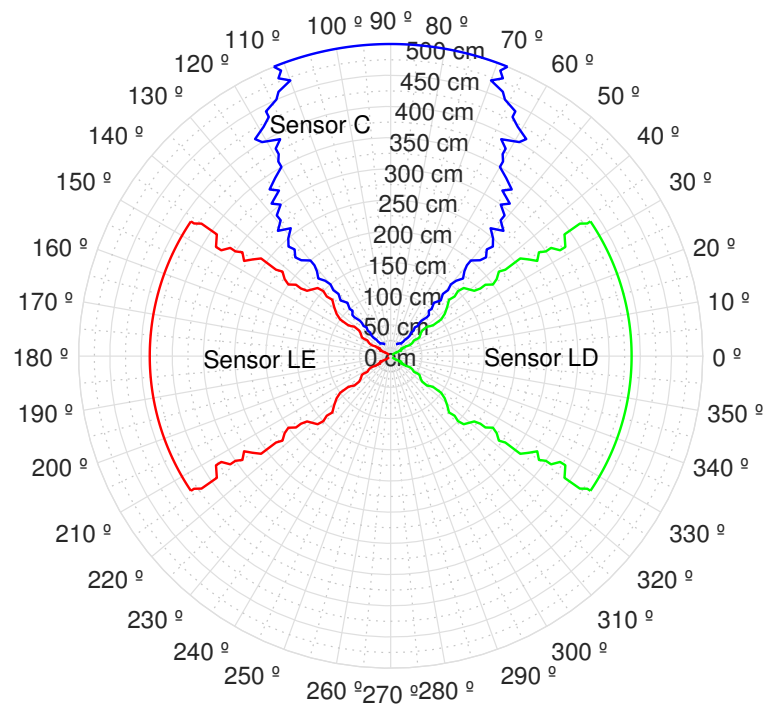
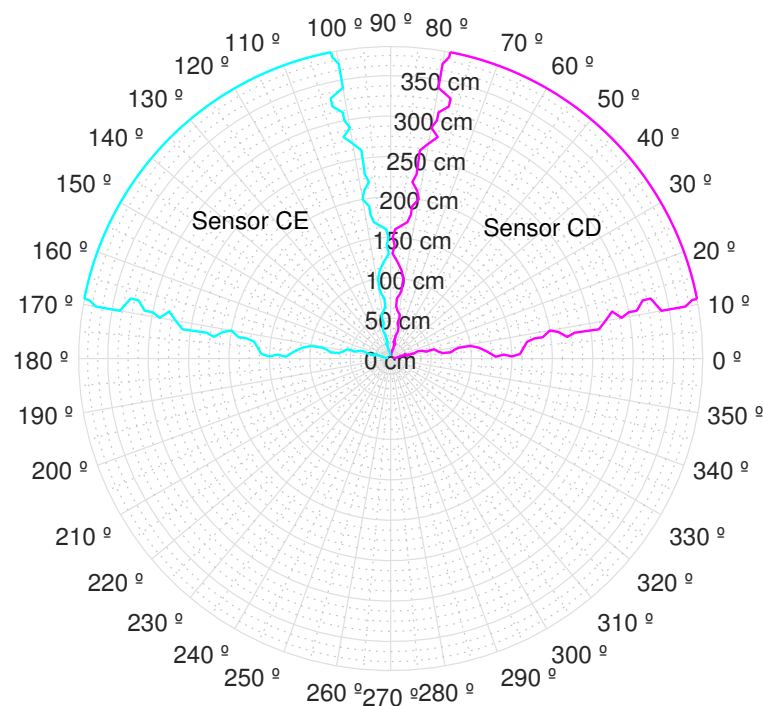


Figura 44 – Áreas de detecção ao realizar o acionamento simultâneo dos sensores diagonais.



Devido aos tempos encontrados para detecção do pulso no pino *echo* dos sensores, foi aplicado um *timeout* de $550 \mu\text{s}$ para se aguardar esse pulso. Dessa forma, tem-se um

tempo suficiente para todos os sensores serem ativados, e causando, no pior dos casos, 347 μs (550 a 203 μs) sem monitorar o sensor JSN-SR04T 2.0 e 104 μs (550 a 446 μs) sem monitorar o sensor HC-SR04, ambos valores fora da faixa de atuação, portanto, esse *timeout* não causará prejuízo nas detecções.

4.1.2 Caracterização do Sensor Infra-Vermelho

Os resultados dos ensaios de calibração do sensor IV para os três objetos diferentes são apresentados nas Tabelas 7, 8, 9, onde constam os valores medidos, a média aritmética dos mesmos e a incerteza padrão do tipo A (u_A) para cada distância. O gráfico das médias em função da distância para todos os objetos foi gerado pelo *software* MATLAB® 2012a e o mesmo é apresentado na Figura 45.

Tabela 7 – Resultados do ensaio de calibração do sensor IV com um objeto de papelão.

Distância (cm)	Tensão elétrica (V)			Média (V)	u_A (V)
5	1,81	1,82	1,83	1,82	0,01
10	2,68	2,68	2,69	2,68	0,00
15	2,73	2,71	2,71	2,72	0,01
20	2,49	2,49	2,48	2,49	0,00
25	2,23	2,25	2,25	2,24	0,01
30	1,95	1,95	1,93	1,94	0,01
40	1,48	1,47	1,45	1,47	0,01
50	1,18	1,17	1,16	1,17	0,01
60	0,96	0,96	0,95	0,96	0,00
70	0,83	0,81	0,80	0,81	0,01
80	0,72	0,71	0,69	0,71	0,01
90	0,63	0,61	0,61	0,62	0,01
100	0,55	0,55	0,54	0,55	0,00
110	0,50	0,49	0,47	0,49	0,01
120	0,43	0,44	0,42	0,43	0,01
130	0,38	0,39	0,38	0,38	0,00
140	0,35	0,34	0,33	0,34	0,01
150	0,31	0,31	0,30	0,31	0,00

Nota-se que a incerteza é menor em todas as medições quando se utiliza o objeto de papelão, em comparação aos outros objetos utilizados no ensaio, e inclusive seu gráfico aparenta melhor comportamento, se aproximando da curva do fabricante apresentada na Figura 18. Já os objetos de plástico e de metal apresentaram certas diferenças no comportamento, observadas principalmente a partir de 70 cm e na posição onde ocorre o pico de tensão, conforme dados experimentais representados na Figura 45.

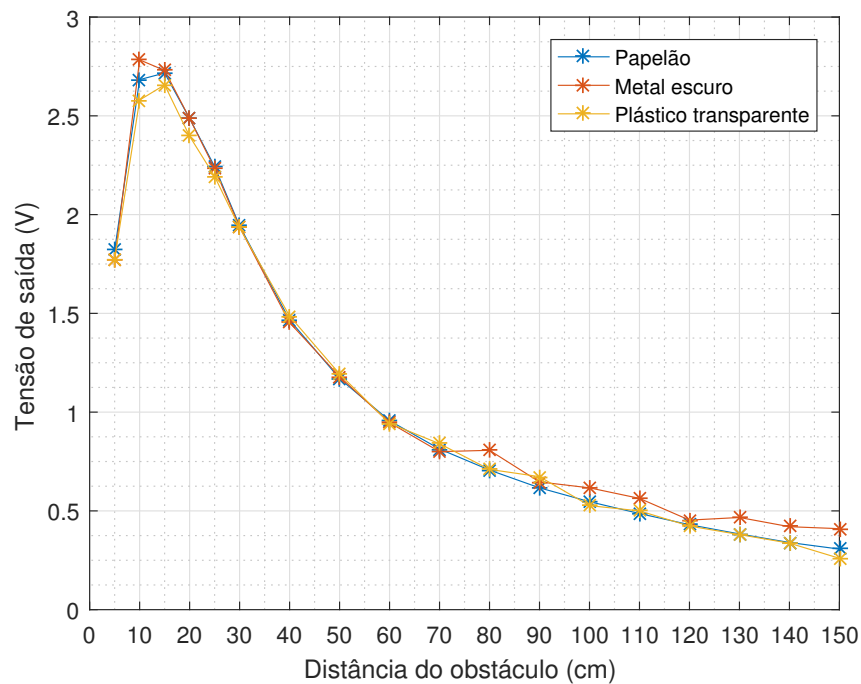
Tabela 8 – Resultados do ensaio de calibração do sensor IV com um objeto de metal escuro.

Distância (cm)	Tensão elétrica (V)			Média (V)	u_A (V)
5	1,86	1,75	1,70	1,77	0,05
10	2,67	2,84	2,84	2,78	0,06
15	2,75	2,72	2,72	2,73	0,01
20	2,51	2,49	2,46	2,49	0,01
25	2,25	2,22	2,23	2,23	0,01
30	1,94	1,95	1,92	1,94	0,01
40	1,47	1,47	1,42	1,45	0,02
50	1,25	1,19	1,10	1,18	0,04
60	0,89	0,91	1,04	0,95	0,05
70	0,80	0,83	0,77	0,80	0,02
80	0,79	0,82	0,81	0,81	0,01
90	0,63	0,63	0,68	0,65	0,02
100	0,57	0,68	0,6	0,62	0,03
110	0,55	0,54	0,6	0,56	0,02
120	0,46	0,54	0,36	0,45	0,05
130	0,47	0,51	0,42	0,47	0,03
140	0,39	0,53	0,34	0,42	0,06
150	0,50	0,43	0,30	0,41	0,06

Tabela 9 – Resultados do ensaio de calibração do sensor IV com um objeto de plástico transparente.

Distância (cm)	Tensão elétrica (V)			Média (V)	u_A (V)
5	1,70	1,80	1,82	1,77	0,04
10	2,62	2,50	2,62	2,58	0,04
15	2,65	2,67	2,65	2,66	0,01
20	2,41	2,36	2,42	2,40	0,02
25	2,25	2,10	2,23	2,19	0,05
30	2,00	1,91	1,89	1,93	0,03
40	1,57	1,44	1,45	1,49	0,04
50	1,17	1,15	1,26	1,19	0,03
60	0,91	0,95	0,97	0,94	0,02
70	0,82	0,91	0,79	0,84	0,04
80	0,78	0,67	0,68	0,71	0,04
90	0,71	0,68	0,63	0,67	0,02
100	0,47	0,53	0,58	0,53	0,03
110	0,42	0,53	0,55	0,50	0,04
120	0,41	0,38	0,48	0,42	0,03
130	0,49	0,28	0,37	0,38	0,06
140	0,38	0,30	0,33	0,34	0,02
150	0,28	0,25	0,25	0,26	0,01

Figura 45 – Tensões elétricas de saída médias do sensor IV pela distância do objeto detectado.



Nas distâncias limites entre os níveis de atuação, a tensão média encontrada, considerando os três objetos, foi de 0,56 V com desvio padrão de 0,06 V em 1 m, 1,18 V com desvio padrão de 0,05 V em 50 cm e 2,22 V com desvio padrão de 0,05 V em 25 cm. Portanto, esses são os valores limites a serem detectados para haver mudança no nível de atuação. As distâncias menores do que aquela do pico de tensão em que esses valores limites se repetem foram avaliados e os resultados obtidos são apresentados na Tabela 10. A posição onde ocorre novamente a saída de 0,56 V não foi possível de ser encontrada na configuração atual do experimento, devido a alta sensibilidade nessa região.

Tabela 10 – Resultados da avaliação das distâncias em que a tensão elétrica de saída do sensor IV nos limites dos níveis de atuação se repete.

Objeto	Tensão elétrica (V)	Distância (cm)			Média (cm)	u_A (cm)
Papelão	2,22	7,3	7	6,7	7,0	0,4
	1,18	1,3	1,4	1,6	1,4	0,1
Metal escuro	2,22	7,3	7,3	7,2	7,3	0,0
	1,18	4,8	4,9	4,7	4,8	0,1
Plástico transparente	2,22	6,5	7,1	8,4	7,3	0,6
	1,18	-	-	-	-	-

Pôde-se observar que a saída de 2,22 V também é fornecida em valores próximos de 7 cm para todos os objetos. A saída de 1,18 V não foi possível de se obter com o objeto de plástico transparente, pois em distâncias muito curtas o sensor passou a detectar o objeto logo atrás do plástico, indicando que o feixe infra-vermelho não estava com reflexão

suficiente no plástico, sendo assim, a intensidade luminosa estava atravessando o meio de interface. Para os objetos em que foi possível se obter a saída de 1,18 V, nota-se uma diferença de até 277,2% entre os valores onde isso ocorreu, apesar de uma incerteza sempre menor que 6% do valor médio, indicando alta dependência do tipo de objeto.

Avaliando a tensão elétrica máxima de saída, os valores máximos encontrados foram de 2,94 V para o objeto metálico, 2,86 V para o objeto de papelão e 2,92 V para o objeto de plástico, todos dentro da faixa de distância de 11 cm a 13 cm do sensor. Portanto, confirmou-se que pode-se disponibilizar o valor de saída do sensor diretamente na entrada do conversor AD do microcontrolador, sem a necessidade de um divisor de tensão. A mudança do ângulo de incidência não apresentou nenhuma diferença significativa na detecção, mesmo em valores extremos.

Apesar da dependência no comportamento notada com a mudança de objetos, principalmente com objetos em que se pressupõe uma refletância menor, a mesma não foi considerada um prejuízo significativo para a aplicação proposta, desconsiderando-se a dependência do objeto a ser detectado. Devido a esse fator e todos os outros avaliados, como a independência com o ângulo de incidência, os valores de saída de tensão dentro dos limites, a boa repetibilidade do sistema e a fidelidade à curva do fabricante, o sensor foi considerado viável para a aplicação.

4.2 Pré-Processamento de Dados Mensurados

Após implementação e conexões adequados da etapa de pré-processamento, foi utilizada sua comunicação com o computador para monitorar o seu envio de dados e verificar a funcionalidade do sensoriamento e do ajuste de configurações. Todos os sensores, chaves e potenciômetros funcionaram individualmente de acordo com o que foi proposto, sem a necessidade de se utilizar conversores de nível lógico nos sensores ultrassônicos.

No entanto, foi constatada uma limitação no sistema ao se ativar o circuito da luva, que limitava o sensoriamento do sensor JSN-SR04T 2.0 até uma distância próxima de 160 cm, sem estabilidade na detecção a partir desse ponto e sem o mesmo atingir o seu *timeout*. Tal problema ocorria apenas quando os motores de vibração se ativavam, indicando uma instabilidade na alimentação causada pela ativação dos mesmos, que impedia o sinal do pino *echo* do JSN-SR04T 2.0 de permanecer em nível lógico alto pelo tempo necessário. No intuito de corrigir esse efeito, se adicionou um regulador de tensão ajustável LM2596 em 3,96 V para alimentação do JSN-SR04T 2.0, porém o mesmo não foi o suficiente para se eliminar as instabilidades. Portanto, nas situações em que a luva estiver ativada, a detecção frontal acima de 160 cm não pode ser utilizada.

As funções de transferência para obtenção das distâncias em função do pulso dos sensores foram obtidas a partir das Equações (39) e (42), e adaptadas para realizar cálculos

apenas com números inteiros. As Equações (45) e (46) mostram as funções aplicadas aos sensores JSN-SR04T 2.0 e HC-SR04, respectivamente, onde d é a distância em [cm] e t é o tempo do pulso no pino *echo* em [μs]. O valor mínimo de distância para o sensor JSN-SR04T 2.0 é de 21 cm, e o máximo de 500 cm, enquanto que o valor mínimo para o sensor HC-SR04 é de 3 cm, e o valor máximo de 386 cm.

$$d = \frac{170t + 16400}{10000} \quad (45)$$

$$d = \frac{169t + 5660}{10000} \quad (46)$$

Como a resolução da detecção do sistema é de 1 cm, utilizando a Equação (11), obteve-se que o tempo máximo que deve haver entre cada leitura de um mesmo sensor para não ocorrer perda de resolução é $t_{max} = 29,4\mu s$, o que totalizariam $2116,8 \approx 2117$ ciclos do microcontrolador, de acordo com a Equação (10). Realizando a contagem de ciclos para o método de acionamento e leitura simultânea no caso mais crítico da aplicação, quando se faz a leitura de três sensores de forma simultânea, se passaram 138 ciclos entre cada leitura de um sensor, cerca de 6,5% do limite para ocorrer perda de resolução, portanto o método se mostrou adequado à aplicação.

O tempo para o processamento das etapas mais relevantes foi avaliado através de marcadores de tempo e o resultado obtido é apresentado na Tabela 11, onde nota-se que a etapa de maior duração é a de leitura dos sensores, não havendo nenhuma outra etapa que chegue a consumir 1% do seu tempo.

Tabela 11 – Tempo de processamento de etapas no microcontrolador.

Etapa	t (μs)
Leitura de sensores, modo de sensor único	60250
Leitura de sensores, modo de cinco sensores	60985
Leitura da luva	44
Leitura dos potenciômetros de volume	210
Envio de dados por serial	235

O tempo de amostragem total foi avaliado em todas as configurações possíveis e os resultados são apresentados na Tabela 12. No entanto, devido ao fato de o sensor JSN-SR04T 2.0 não atingir seu *timeout* adequado quando a luva está ativa por instabilidades na alimentação, não foi possível se obter o tempo de amostragem máximo no modo de sensor único com a luva ativada, pois o *timeout* de detecção nunca era atingido. Entretanto, como o *timeout* não era atingido, o tempo de amostragem oscilou em valores que permaneceram sempre menores que os demais encontrados.

Tabela 12 – Tempo de amostragem total do microcontrolador de acordo com a configuração estabelecida.

Modo	Luva	Controle de volume	t (μs)
Sensor único	Desativada	Desativado	60460
	Desativada	Ativado	60677
	Ativada	-	-
Cinco sensores	Desativada	Desativado	61214
	Desativada	Ativado	61420
	Ativada	Desativado	61250
	Ativada	Ativado	61455

Notou-se que em nenhuma situação o tempo de amostragem total ultrapassou 62 ms, concluindo-se que a presente etapa de pré-processamento é adequada para o objetivo de implementar um sistema com tempo de amostragem de 100 ms. As rotinas desenvolvidas nesta etapa encontram-se no Apêndice B.

4.3 Comunicação e Processamento dos Dados

Utilizando o simulador, foi possível verificar se a comunicação e o processamento estavam ocorrendo de forma adequada, realizando-se testes com diversos valores de configuração, distância e volumes, testando-se também os efeitos de receber valores de sensores desligados ou em *timeout*, e todos os testes demonstraram funcionamento conforme o definido na metodologia, validando a topologia aplicada. Para definição dos valores de limiares e do número de amostras e obtenção do tempo de amostragem, no entanto, foi necessário realizar os testes com o sistema integrado, obtendo dados diretamente dos sensores, a fim de analisar os efeitos em situações experimentais.

O tempo necessário para processamento de dados foi avaliado juntamente com o tempo de cálculo dos parâmetros para atuação sonora, e o contador de tempo do *software* LabVIEW® 2014, com resolução de 1 ms, não apresentou em nenhuma medida tempo maior que esse valor, indicando que o tempo necessário para processamento é menor que 1 ms, ou seja, menos que 2% do tempo de processamento do microcontrolador. Dessa forma, o limitador para definição do período de amostragem é apenas o tempo de processamento do microcontrolador.

Para definição do número de amostras utilizadas no filtro média móvel, foi analisado de forma qualitativa o atraso percebido na resposta e comparados os resultados da filtragem com 3 e 5 amostras. Estes resultados puderam ser observados através do gerador de gráficos do LabVIEW® 2014, onde os mesmos foram registrados ao se aproximar e afastar um objeto por consecutivas vezes do sensor. As Figuras 46 e 47 apresentam exemplos de filtragens com 3 amostras e as Figuras 48 e 49 apresentam exemplos de filtragens com 5 amostras. Os gráficos da esquerda são referentes às distâncias detectadas, e os da direita às

distâncias filtradas. Verifica-se que as filtrações com filtro utilizando 5 amostras foram mais efetivas em eliminar dados espúrios, identificados como picos nas Figuras 46 a 49. Além disso, não foi percebido nenhum atraso significativo ao se utilizar 5 amostras, portanto a ordem do filtro média móvel foi definida como 5.

Figura 46 – Exemplo de filtração de distâncias detectadas com 3 amostras no filtro média móvel.

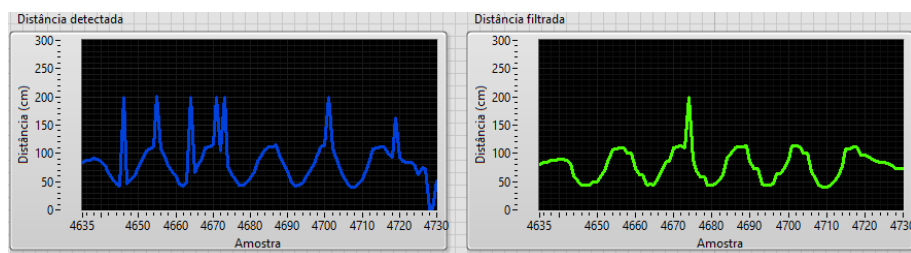


Figura 47 – Exemplo de filtração de distâncias detectadas com 3 amostras no filtro média móvel.

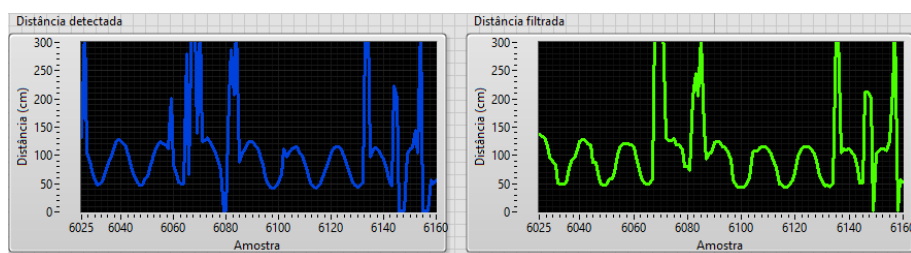


Figura 48 – Exemplo de filtração de distâncias detectadas com 5 amostras no filtro média móvel.

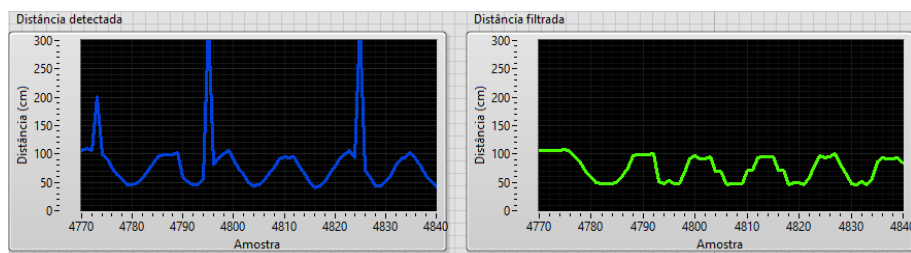
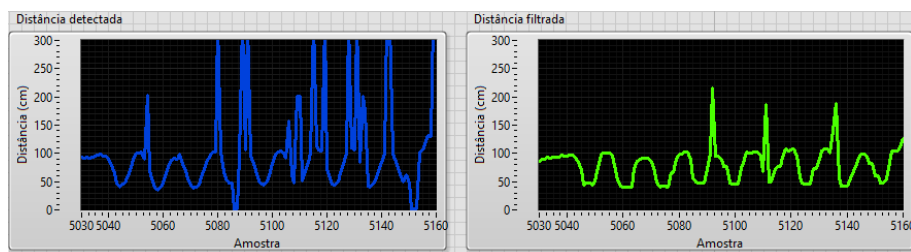


Figura 49 – Exemplo de filtração de distâncias detectadas com 5 amostras no filtro média móvel.



O limiar de velocidade máxima de deslocamento foi fixado em 3 m/s, valor em que foi possível se realizar deslocamentos de uma pessoa caminhando rapidamente sem haver

saturação de velocidade detectada. Para definição do limiar de desvio padrão aceitável para se poder calcular a velocidade, obteve-se o melhor resultado fixando esse limiar em 100 cm, após testes com valores arbitrários. Para análise do resultado, também foram observados gráficos ao se aproximar e afastar objetos do sensor. A Figura 50 apresenta um exemplo de resultado da obtenção da velocidade com esse limiar. A Figura 51 apresenta um exemplo de resultado da obtenção da velocidade com um limiar menor, fixado em 50 cm, e observa-se que nesse caso a velocidade não foi calculada em grande parte das amostras. A Figura 52 apresenta um exemplo de resultado da obtenção da velocidade com um limiar maior, fixado em 150 cm, e observa-se que nesse caso muitos valores espúrios foram calculados. Por fim, a Figura 53 apresenta os resultados das filtrações do sistema com todos os parâmetros definidos em uma situação bem comportada, onde observa-se uma situação em que todas as filtrações foram efetivas. Os gráficos da esquerda são referentes às distâncias detectadas, os centrais às distâncias filtradas, e os da direita às velocidades calculadas.

Figura 50 – Exemplo de filtragem de velocidade com limiar de desvio padrão fixado em 100 cm.

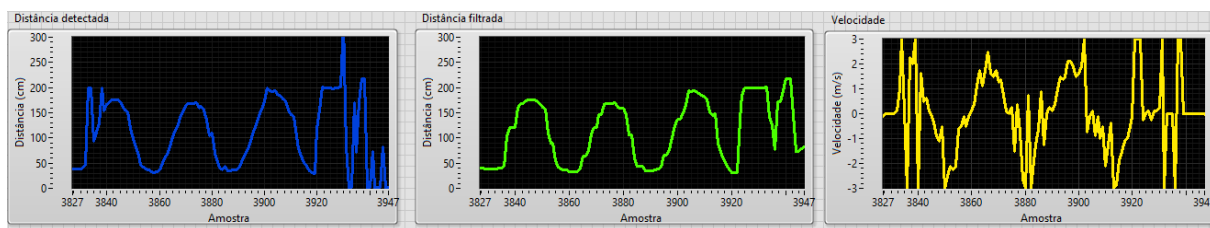


Figura 51 – Exemplo de filtragem de velocidade com limiar de desvio padrão fixado em 50 cm.

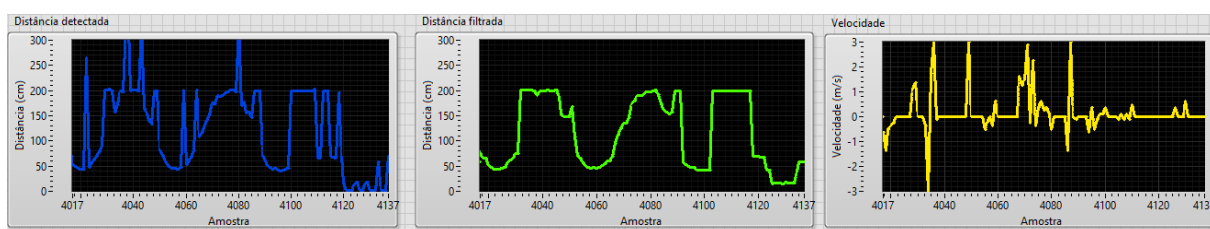


Figura 52 – Exemplo de filtragem de velocidade com limiar de desvio padrão fixado em 150 cm.

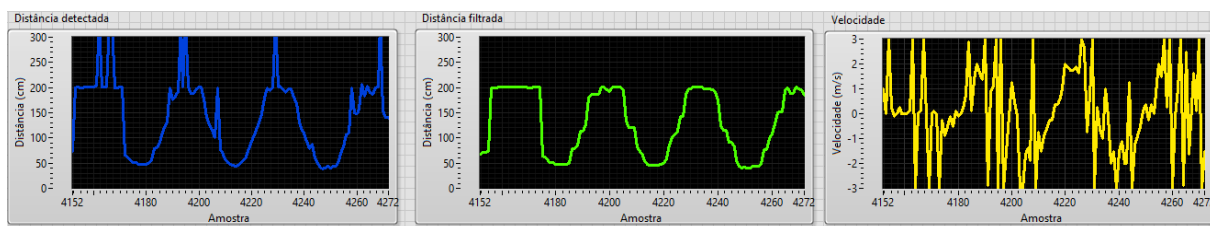
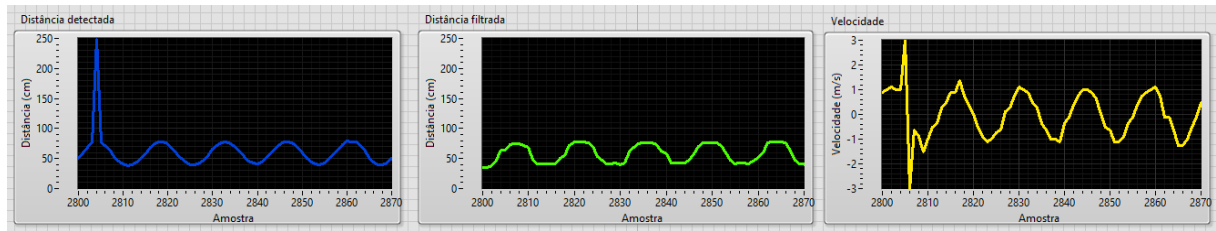


Figura 53 – Exemplo de filtragem bem comportada.



4.4 Desempenho da Etapa de Atuação

4.4.1 Desempenho da Etapa de Atuação Sonora

Baseando-se em medidas realizadas por uma pessoa de 1,80 m, a distância vertical d_z , entre os sensores da cintura e os ouvidos do usuário, recebeu o valor padrão de 60 cm. Dessa forma, para utilização do sistema em qualquer usuário, deve-se fixar a pochete em uma posição que respeite essa medida. Caso não seja possível, o parâmetro deverá ser alterado na rotina.

A fim de que todos os sinais de áudio sintetizados sejam executados em um número inteiro de múltiplos de seu período, foi atribuído um tempo de amostragem que seja um múltiplo do período de uma onda de 100 Hz e que seja maior que o tempo necessário para a etapa de pré-processamento, de 62 ms. Portanto, o tempo de amostragem atribuído foi de 80 ms, e para implementar esse tempo foi atribuída uma taxa de amostragem de 48000 amostras/s para a geração sonora, com 3840 amostras de áudio a cada amostra de dados de sensoriamento.

As relações das distâncias dos objetos detectados aos ouvidos com as distâncias detectadas pelos sensores, obtidas pelas Equações (12) a (20), são apresentadas nas Figuras 54, 55 e 56, sendo o ouvido próximo aquele referente ao lado do sensor. Para o sensor frontal, o objeto detectado é considerado equidistante para ambos os ouvidos, e a representação é realizada apenas por uma curva. Nota-se que, conforme especificado para os sensores laterais, a distância ao ouvido referente ao sensor foi aproximada como sendo igual à distância detectada, havendo uma relação direta, enquanto que para o ouvido oposto apenas adiciona-se a parcela de 23 cm referente a distância entre os ouvidos. Já para os sensores diagonais e frontal, essa relação direta é aproximada para quando o objeto encontra-se mais distante, onde a parcela da distância vertical passa a possuir menor influência, por se tornar cada vez menor em relação à distância detectada.

Considerando o limiar de velocidade definido em 3 m/s, as faixas de frequência que os sons sintetizados podem atingir, devido a aplicação do efeito Doppler e segundo a Equação (22), são apresentadas na Tabela 13. A variação de frequências não chega a 1% de seu valor central especificado na Tabela 2. Devido a essas alterações de frequência, o período de amostragem pode passar a não ser mais um múltiplo inteiro das ondas

sonoras sintetizadas, o que evidencia a necessidade de uma filtragem para eliminação das discontinuidades que podem ocorrer na geração sonora.

Figura 54 – Relação da distância do objeto aos ouvidos pela distância detectada pelos sensores laterais.

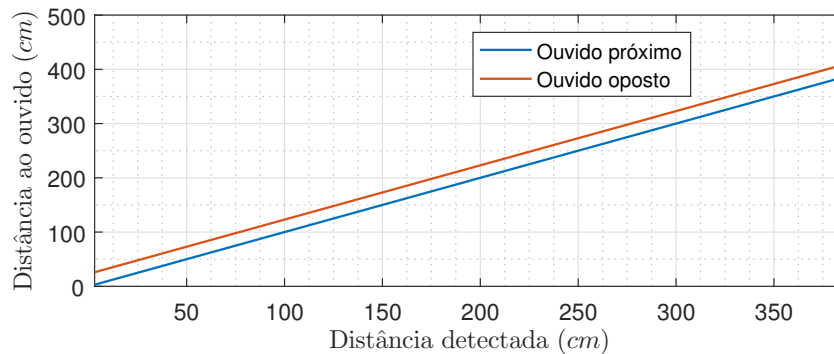


Figura 55 – Relação da distância do objeto aos ouvidos pela distância detectada pelos sensores diagonais.

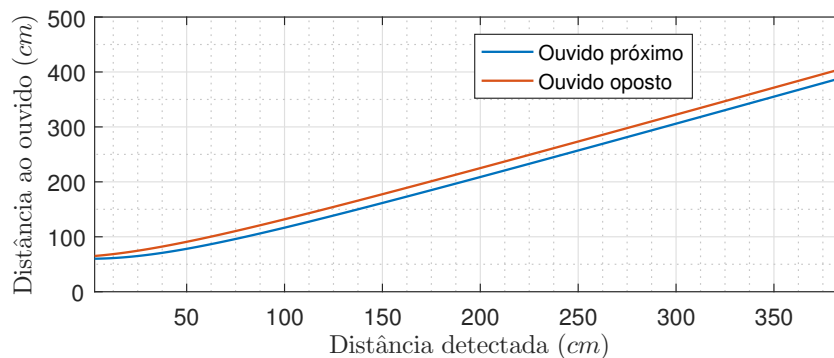
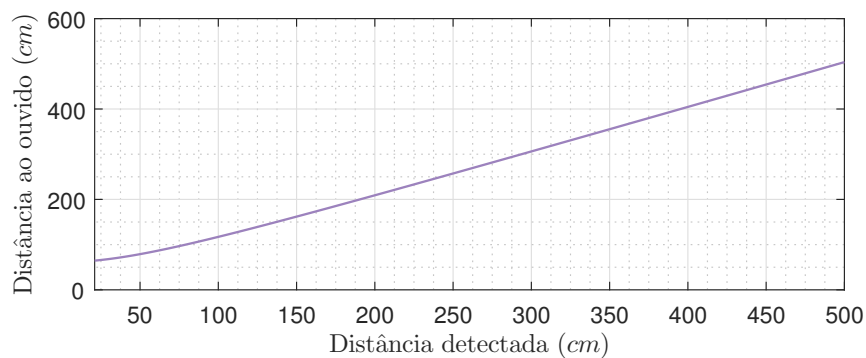


Figura 56 – Relação da distância do objeto aos ouvidos pela distância detectada pelo sensor frontal.



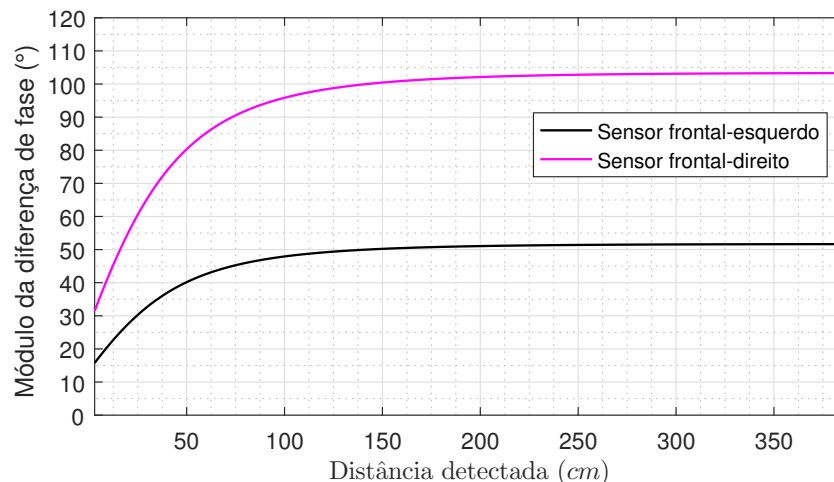
A diferença de fase do som entre os canais para os sensores laterais e frontal é fixa, conforme explicitado nas Equações (25), (27) e (29). Seu módulo é de 48° para o som referente ao sensor 1 e 193° para o som referente ao sensor 5, enquanto que para o sensor 3 esse valor é nulo. Para os sensores diagonais, a diferença de fase é dependente da distância,

de acordo com as Equações (26) e (28), e seu módulo em função da distância detectada é exibido no gráfico da Figura 57. Nota-se que, conforme o objeto se distancia, o valor da diferença de fase tende a ser constante, com o valor de 52° para o sensor 2 e 103° para o sensor 4, o que é esperado ao se observar a Figura 55, onde a diferença de distância do objeto aos ouvidos também tende a ser constante. Salientando que, devido à diferença ser aplicada apenas ao canal direito, a mesma sempre será negativa (atrasada) para os sensores do lado esquerdo, e positiva (adiantada) para os sensores do lado direito.

Tabela 13 – Frequências geradas referentes aos sensores US utilizados.

Sensor	Faixa de frequência (Hz)
Esquerdo (E)	198,3 a 201,8
Frontal-Esquerdo (DE)	297,4 a 302,7
Frontal (F)	396,5 a 403,5
Frontal-Direito (FD)	594,8 a 605,3
Direito (D)	793,1 a 807,1

Figura 57 – Relações referentes aos sensores diagonais do módulo da diferença de fase dos sons sintetizados em função da distância detectada.



As relações das amplitudes dos sons sintetizados nos dois canais com as distâncias detectadas pelos sensores, obtidas pela Equação (31), em conjunto com as Equações (12) a (20), são apresentadas nas Figuras 58, 59 e 60, sendo o ouvido próximo aquele referente ao lado do sensor. Para o sensor frontal, devido ao objeto ser equidistante para ambos os ouvidos, sua amplitude será a mesma em ambos os canais e a representação é realizada apenas por uma curva. Os valores foram obtidos a partir das distâncias de referência padrão, onde a amplitude atinge seu valor máximo para o ouvido próximo. Verificou-se que, na distância de referência, a amplitude do ouvido oposto é de aproximadamente 22% da amplitude total para os sensores laterais, e 77% para os sensores diagonais. Já para distâncias maiores, seus valores se aproximam, devido ao fato de a diferença de distâncias entre ouvidos se tornar menor em relação às distâncias detectadas.

Figura 58 – Relações referentes aos sensores laterais da amplitude dos sons sintetizados em função da distância detectada.

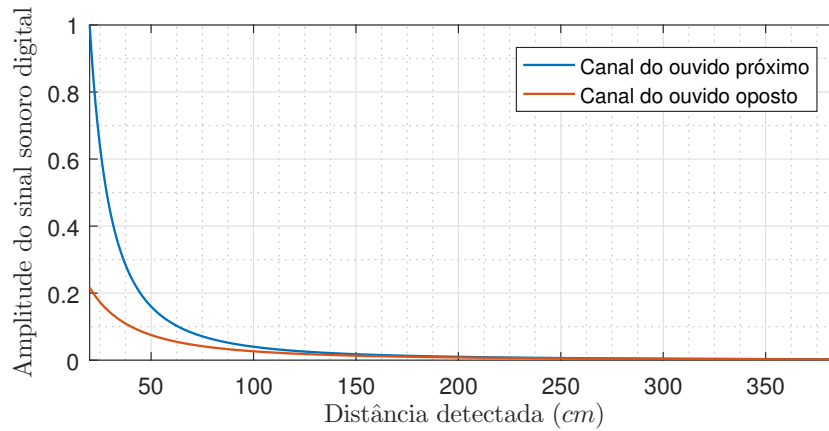


Figura 59 – Relações referentes aos sensores diagonais da amplitude dos sons sintetizados em função da distância detectada.

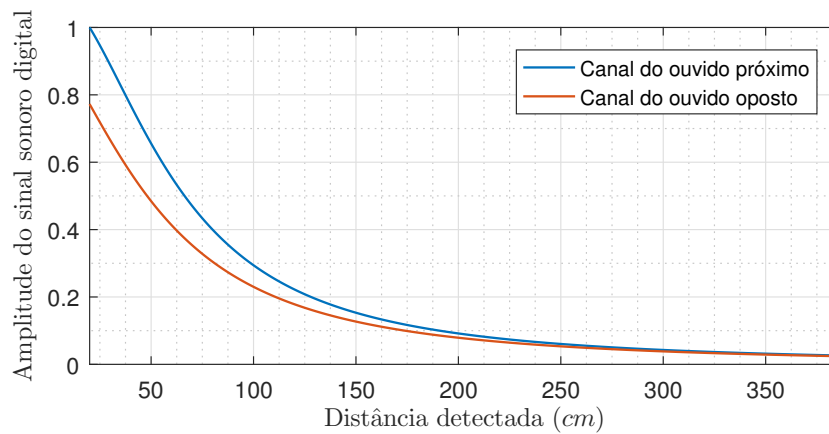
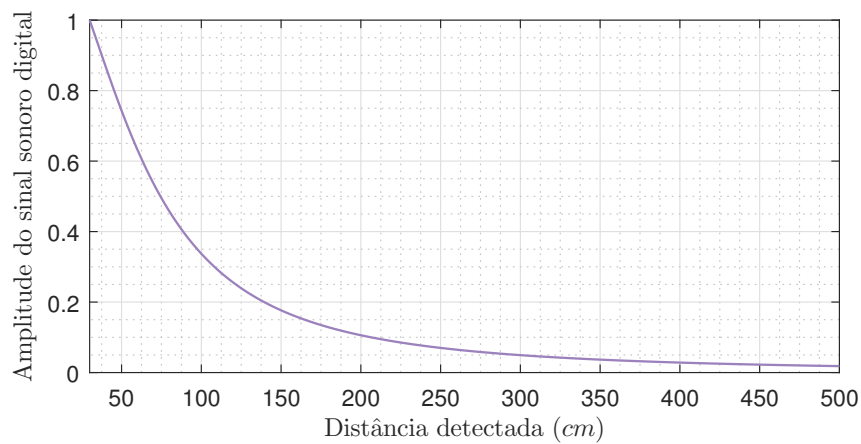
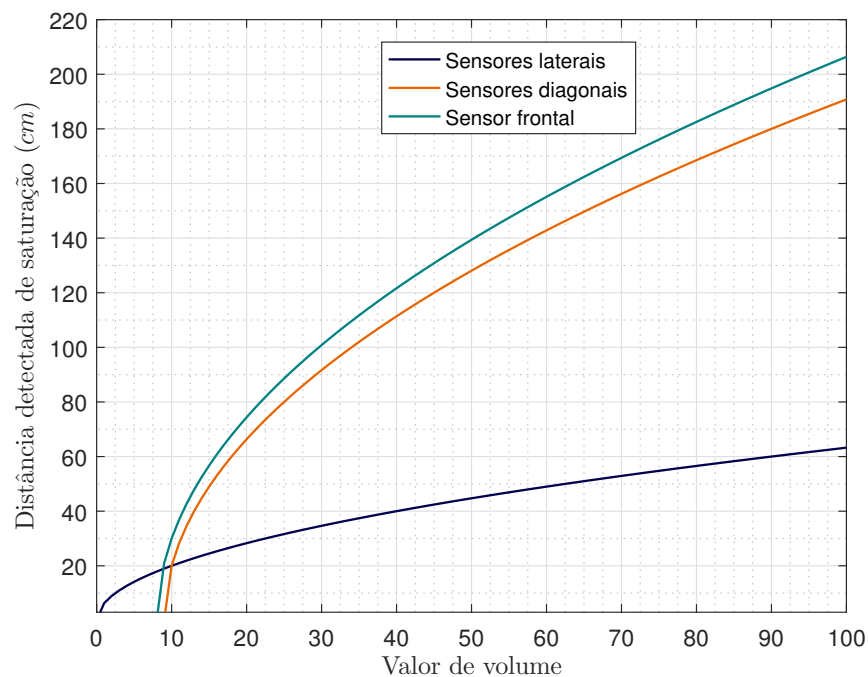


Figura 60 – Relação referente ao sensor frontal da amplitude dos sons sintetizados em função da distância detectada.



Conforme mencionado na Seção 3.4.1, os potenciômetros de volume, ao modificarem a amplitude do som, modificam a distância em que se atinge seu valor máximo. Por consequência, a amplitude estará saturada a partir desse valor, e as relações das distâncias em que ocorrem tais saturações em função do valor digital de volume obtido do potenciômetro são apresentadas na Figura 61. Observa-se que, com o valor de volume padrão (10), a distância de saturação é a mesma distância de referência, conforme o esperado. Para valores de volume menores, a saturação passa a não ser atingida, em nenhum valor de distância dentro da faixa de atuação, para os sons referentes aos sensores diagonais e frontal. Com os volumes configurados nos seus valores máximos, a distância de saturação passar a ser de 63 *cm* para os sensores laterais, 190 *cm* para os sensores diagonais, e 206 *cm* para o sensor frontal.

Figura 61 – Relações das distâncias detectadas em que ocorre saturação da amplitude em em função do valor de volume.



Percebe-se que a variação da distância de saturação é menor para os sensores laterais, em relação aos demais sensores. Devido a proposta de se emular fontes sonoras, aquelas referentes aos sensores laterais devem ser percebidas com sua amplitude máxima quando estiverem a apenas 20 *cm* dos ouvidos, enquanto que as fontes referentes aos demais sensores distarão de valores maiores, devido à distância vertical de 60 *cm* dos sensores aos ouvidos. Esse fato acarreta no que pode ser interpretado por fontes sonoras de menor potência referentes aos sensores laterais, para que a saturação ocorra apenas com objetos mais próximos aos ouvidos, e isso impede que haja saturação em valores maiores de distância.

Após a implementação do filtro *Butterworth* na saída de áudio, foi observado, com o auxílio do simulador, o sinal antes e após a filtragem com objetos se aproximando e se distanciando. Constataram-se descontinuidades na geração da onda sonora quando o objeto emulado estava em movimento, devido às alterações repentinas de fase e frequência ao se obter uma nova amostra. Estas descontinuidades puderam ser corrigidas com a aplicação do filtro proposto, conforme observa-se nas Figuras 62, 63 e 64, concluindo-se que o filtro funcionou adequadamente e é essencial para a qualidade do sinal de saída do sistema proposto.

Figura 62 – Comparação de sinal sonoro antes e após filtragem.

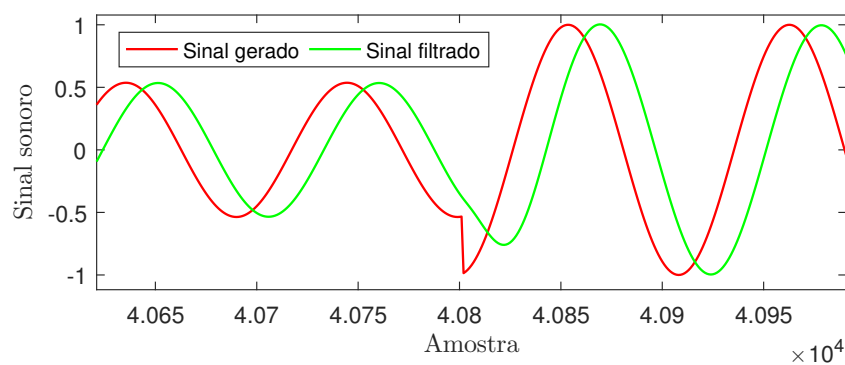


Figura 63 – Comparação de sinal sonoro antes e após filtragem.

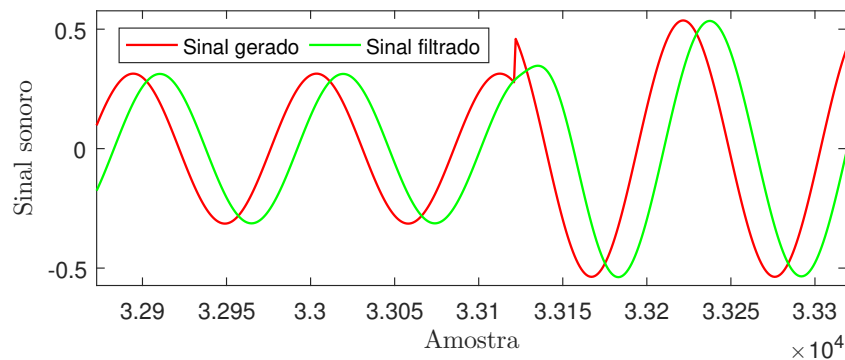
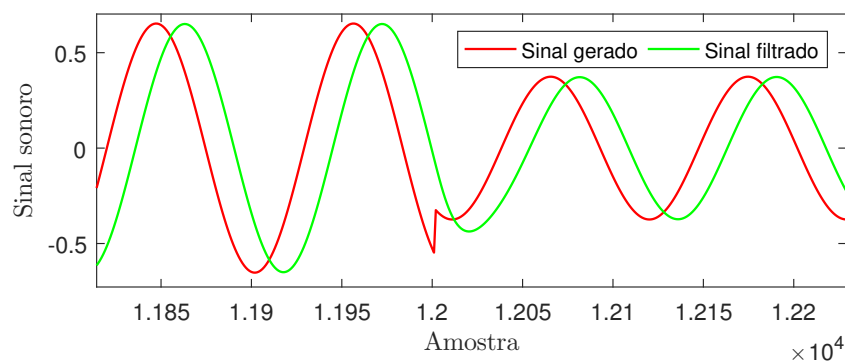


Figura 64 – Comparação de sinal sonoro antes e após filtragem.



A Figura 65 apresenta a saída de áudio quando se emula o distanciamento e a conseguinte aproximação de um objeto simulado. Nota-se nesta figura que ocorrem saltos no valor de amplitude, e os mesmos também puderam ser percebidos ao se escutar a resposta. Após realizar a filtragem dos valores de amplitude com um filtro *Butterworth* de ordem 1 e frequência de corte igual 16% da frequência de amostragem, obteve-se a saída apresentada na Figura 66. Verificou-se que os saltos diminuíram em intensidade, porém aumentaram em quantidade e foi observado um aumento do atraso da resposta. O efeito da utilização do filtro foi considerado desagradável para a percepção da resposta, e o mesmo foi descartado.

Figura 65 – Espectro de amplitude do sinal de saída da Figura 67.

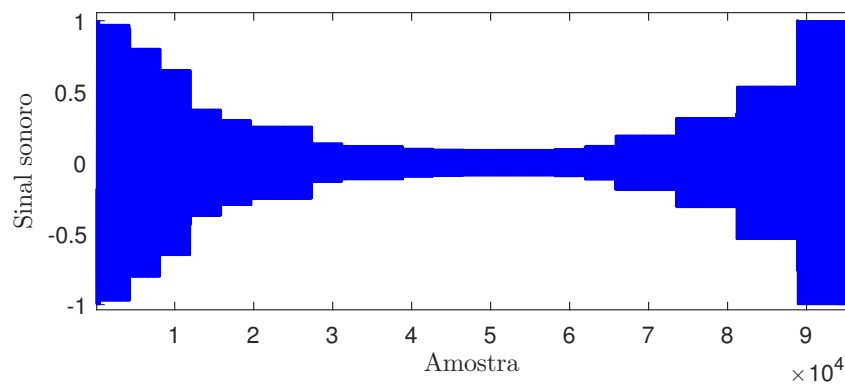
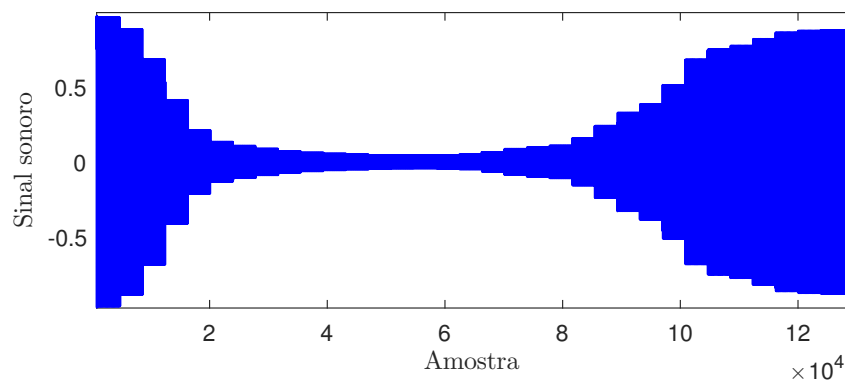


Figura 66 – Espectro de amplitude do sinal de saída da Figura 67.



Por fim, através do gerador de gráficos do LabVIEW[®] 2014, foi possível observar a onda sonora gerada nos dois canais. A Figura 67 exhibe um trecho da saída de áudio, com a amplitude do sinal saturada para as detecções dos sensores lateral-esquerdo, frontal e frontal-direito, e com os demais sensores desativados. O seu espectro de amplitude foi obtido através da utilização da função do MATLAB[®] 2012a, *Fast Fourier transform - FFT*, e o mesmo é apresentado na Figura 68. Nesta última figura, podem ser observados os picos de amplitude em 400 Hz de mesma intensidade nos dois canais, da atuação referente ao sensor frontal; picos em 200 Hz com maior intensidade no canal esquerdo, da atuação

referente ao sensor lateral-esquerdo, e picos em 600 Hz com maior intensidade no canal direito, da atuação referente ao sensor frontal-direito. Somando-se a intensidade dos picos mais altos nas três frequências, chega-se ao valor unitário, conforme esperado, pelo fato de todos os sensores ligados estarem com a amplitude saturada. Verifica-se também que as parcelas máximas para cada sinal foram redistribuídas de forma adequada ao se desligar os sensores 2 e 5.

Figura 67 – Trecho de saída de áudio do sistema.

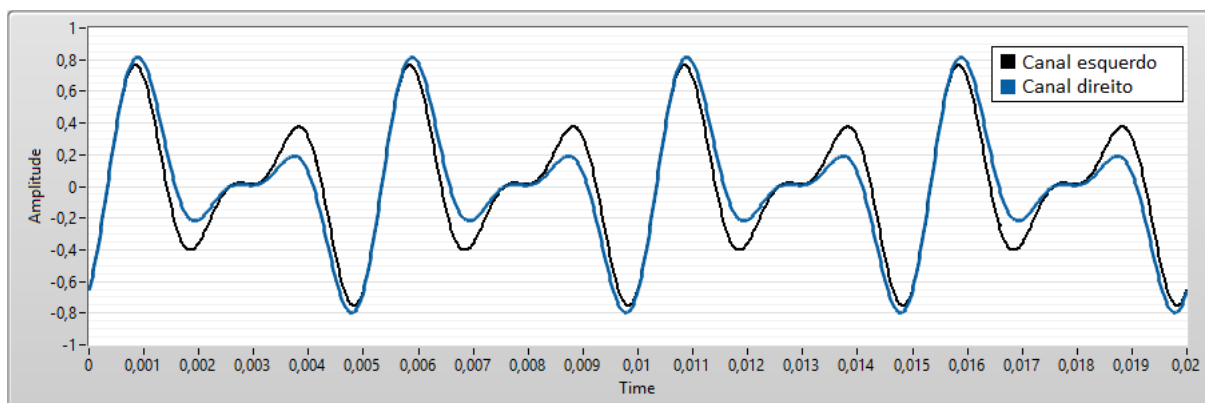
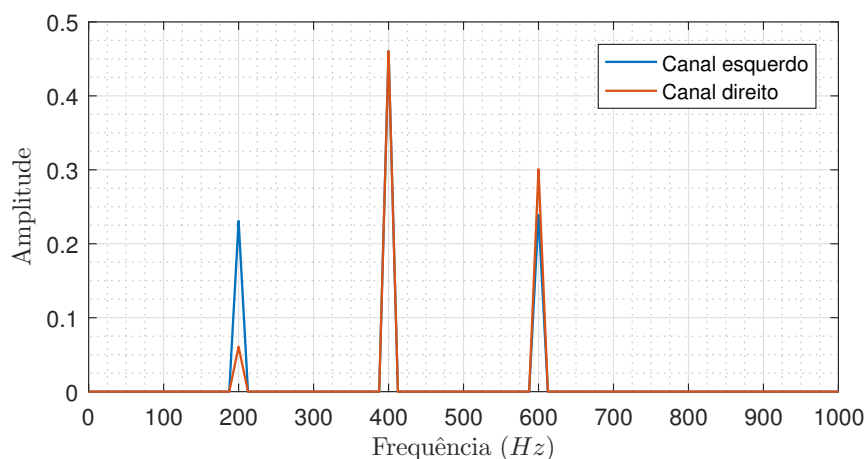


Figura 68 – Espectro de amplitude do sinal de saída da Figura 67.



Conectando a etapa de atuação sonora ao restante do sistema, foi testado o seu funcionamento referente a cada sensor individualmente, e após isso, testado o funcionamento de cada potenciômetro individualmente. Os testes foram realizados a fim de se observar comportamentos de acordo com o que foi apresentado nesta seção, e de validar a integração de todas as etapas. O funcionamento do sistema observado esteve de acordo com o que foi proposto na metodologia, com cada uma de suas etapas operando da forma como os resultados foram observados individualmente, comprovando-se a viabilidade da aplicação.

4.4.2 Desempenho da Etapa de Atuação Tátil

Com os valores especificados do transistor informados na Seção 3.4.2, e aplicando os mesmos nas Equações (36) e (37), tem-se que a corrente mínima na base do transistor deverá ser de $1,2 \text{ mA}$ e o resistor máximo da base deverá ser de $1,67 \text{ k}\Omega$, portanto, o valor escolhido para o resistor foi de $1,2 \text{ k}\Omega$. Aplicando essa configuração, foi possível se obter o funcionamento do sistema conforme o que havia sido proposto.

O funcionamento do motor para vibrações mais atenuadas foi testado com sua alimentação com um sinal de PWM e com um valor de tensão contínua, filtrada de um sinal PWM através de um filtro DC ativo de primeira ordem. Para valores de PWM, ao se chegar em um *duty cycle* de aproximadamente 19%, o motor já apresentava um comportamento instável, enquanto que em 12%, já não se percebia mais nenhuma vibração do dispositivo. Já para uma alimentação com tensão contínua, as instabilidades não apareceram, mas a vibração já não se notava nos mesmos 12%. Apesar de uma vantagem ser observada em uma certa região de operação, a mesma não será utilizada no funcionamento do sistema, o que não justifica a utilização de um circuito adicional, que além da maior complexidade, causa perdas, como a saturação em valores abaixo de 100% de *duty cycle*, dessa forma, optou-se por manter apenas o sinal de PWM como alimentação do atuador.

4.5 Teste de Usabilidade

Na apresentação do sistema à ACERGS, foi realizada uma observação pelos profissionais da área de empreendedorismo que muitos projetos não são aprovados para uso, devido a complexidade que os mesmos apresentam. Foi apresentado também um dispositivo que foi aceito e é utilizado por frequentadores da associação. Esse dispositivo trata-se de um boné equipado com um sensor HC-SR04, que retorna uma resposta tátil de acordo com a aproximação do objeto detectado. Para o uso desse boné ser aprovado, o mesmo teve que sofrer modificações, que tornaram possível ocultar ao máximo os componentes utilizados, e sem a necessidade de fios passando ao longo do corpo do usuário. Também foi afirmado que nenhum dispositivo tornou dispensável o uso da bengala branca. As principais observações referentes ao presente projeto pelos profissionais foram:

- a importância da estética do sistema, alegando que dispositivos com aparências extravagantes aumentam os preconceitos que os deficientes já sofrem ao serem identificados na rua, recomendando a minimização do número de fios e componentes expostos;
- os efeitos negativos que a utilização de fones de ouvido pode causar, prejudicando a percepção de outros sons externos, que são indispensáveis para auxílio do deficiente visual;

- o fato de as faixas de distância utilizadas no sistema aparentarem ser mais adequadas para ambientes fechados;
- a possibilidade de o sistema não ser adequado para utilização contínua em lugares onde haja movimentação intensa de pessoas, pois os sinais podem causar confusão e fadiga sonora ao usuário.

Após analisado o sistema pelos profissionais, foi chamado um voluntário deficiente visual da associação para receber explicações sobre o funcionamento do sistema e testar seu uso logo em seguida. O voluntário, ao utilizar o sistema, conseguiu compreender e alterar as configurações conforme necessidade, e pôde identificar a direção em que os sons emulados vinham, de acordo com a aproximação de objetos aos sensores, e inclusive apontar a localização dos mesmos. No entanto, o voluntário afirmou que a sensação era de que todos os sons estavam sendo gerados na altura dos ouvidos, inclusive para os sensores fixados na cintura. Uma possível causa para tal efeito pode ser a necessidade de o usuário manter a cabeça fixa para frente para manter a fidedignidade da resposta referente aos sensores da cintura, retirando seu recurso de alterar a direção de seus ouvidos para auxiliar na localização dos sons. Uma foto do voluntário portando o sistema completo é apresentada na Figura 69.

Figura 69 – Voluntário portando o sistema.



Realizados os testes com o voluntário estático, pediu-se para o mesmo caminhar pela sala utilizando o sistema completo, inicialmente sem a sua bengala. O voluntário conseguiu se deslocar e identificou a maior parte dos obstáculos através da utilização do subsistema da luva, porém necessitou de alertas de outra pessoa em situações onde haviam obstáculos de altura menor que a sua cintura. Após um primeiro deslocamento, o usuário preferiu desativar os sensores do boné, pois a quantidade de sons apenas estavam confundindo-o. Na sequência, os testes foram repetidos com a utilização da bengala, e o

usuário pôde caminhar de forma mais confortável pela sala, sem a necessidade de ninguém alertá-lo sobre a proximidade de obstáculos. O voluntário demonstrou afinidade com a utilização da luva, no entanto, como o mesmo era destro, não foi possível utilizar a luva em conjunto com a bengala, pois ambas necessitavam ser utilizadas na mão direita. Fotos do voluntário caminhando com o sistema são apresentadas na Figura 70.

Figura 70 – Voluntário testando o sistema ao caminhar por uma sala.

(a) Com o auxílio da bengala. (b) Com luva substituindo bengala.



Por fim, foi requisitada a opinião do usuário no tópicos definidos na Seção 3.6 e se obteve as seguintes respostas:

- O posicionamento dos acessórios do sistema dificultou sua locomoção natural?

O voluntário relatou que a utilização dos acessórios não causa incômodo, porém os fios expostos limitam a liberdade de movimentação, inclusive acrescentando o perigo de se enganchar em objetos.

- A inclusão do boné e da luva trouxeram benefícios apesar de aumentar a complexidade do sistema?

O voluntário relatou que a luva trouxe muitos benefícios sem adicionar nenhuma complexidade, sendo inclusive o recurso mais utilizado pelo mesmo. O boné, no entanto, tornou a resposta sonora mais confusa ao adicionar sinais, e foi sugerido que se trocasse sua resposta por um sinal vibratório. Perguntado se um sinal vibratório na cabeça poderia ser um incômodo, o voluntário negou.

- O subsistema da luva é adequado para se substituir o uso da bengala branca?

O voluntário afirmou que o subsistema serve apenas como complemento, utilizado na outra mão, e não como substituto da bengala.

- Sentiu falta de uma detecção em uma direção específica?

O voluntário relatou que sentiu falta de uma detecção em alturas mais próximas ao chão, que o ajudasse a identificar degraus e objetos que podem lhe fazer tropeçar, e inclusive sugeriu a inclusão de sensores em sapatos ou meias, mesmo que isso lhe obrigasse a controlar seu movimento da perna.

- O fato de não poder rotacionar a cabeça para manter a fidedignidade das detecções da cintura foi um inconveniente?

O voluntário afirmou que era sim um inconveniente, e seria importante ter a liberdade de movimentar sua cabeça. Além disso, a liberdade de rotacionar a cabeça poderia auxiliar na identificação da direção dos sons emulados, sendo uma possível solução para se obter de melhor forma a sensação de sons emulados na altura da cintura.

- Foi entendível o significado dos sinais da atuação sonora?

O voluntário relatou que a aproximação de objetos foi compreensível em todos os sensores, e também a sua direção. No entanto, não houve a sensação de sons sendo gerados na altura da cintura, mas seria interessante caso houvesse.

- A forma de alterar as configurações do sistema é factível?

O voluntário afirmou que a alteração de configurações era factível sim, e de fácil entendimento.

- Teria interesse de utilizar o sistema?

O voluntário confirmou com certeza o interesse de utilizar o sistema.

- Utilizaria o sistema no seu dia-a-dia ou apenas em alguma situação específica?

O voluntário afirmou que utilizaria o sistema no dia-a-dia, principalmente em lugares desconhecidos.

- Qual seria o custo adequado para esse sistema?

O voluntário afirmou que, com todos os acessórios, o sistema poderia custar por volta de R\$ 1000.

- Sugestões de melhoria?

A principais sugestões do voluntário foram de diminuir o número de fios, avaliar o uso de uma comunicação sem fio com o menor atraso possível; diminuir o tamanho da pochete, ou substituí-la por uma cinta melhor fixada, e por fim, a inclusão de inteligência artificial no sistema, para ajudar a identificar os objetos detectados mais

relevantes, desativando os sensores menos utilizados automaticamente. O voluntário também demonstrou interesse que se pudesse se utilizar apenas o boné ou apenas a luva, de forma separada e independente.

O voluntário também sugeriu que se substituíssem os fones de ouvido por sinais sonoros perto do ombros, pois o uso de fones prejudica a audição de acontecimentos externos. Porém, ao ser perguntando se não seria inconveniente andar pela rua com outras pessoas ouvindo os sinais, chegou-se a conclusão que o melhor seria a utilização de fones de ouvidos adaptados de forma a lhe prejudicar menos na percepção de sons externos. Foi também apresentada a ideia de substituir a placa de configurações, exposta na cintura, por um acessório sem fio, que pudesse ser guardado no bolso, e a ideia recebeu uma avaliação positiva.

5 Conclusões

Objetivando a implementação de um sistema que abrange diversas funcionalidades para auxiliar na locomoção de deficientes visuais, o mesmo foi possível de ser implementado de acordo com a metodologia proposta, validando-se o método e obtendo-se o funcionamento desejado em seu primeiro protótipo, ainda que o mesmo tenha apresentado necessidades de aprimoramentos, principalmente em sua estrutura física.

Buscou-se um sistema com tempo de amostragem curto o suficiente para reação humana, e o principal entrave para essa característica estava no tempo de resposta dos sensores ultrassônicos. Tal problema pôde ser superado ao se realizar adaptações adequadas por *software*, limitando o *timeout* dos sensores para 30 ms, e tornando possível o acionamento simultâneo de sensores ortogonais, sem prejuízo na sua qualidade de dados para a aplicação proposta. Através do processamento de dados obtidos, também foi possível observar uma melhoria na sua qualidade, que originalmente possuíam altas taxas de valores espúrios. A velocidade, que não é um parâmetro obtido diretamente por esses sensores, também foi possível de ser obtida através de filtrações realizadas por *software*, quando adequadas as situações. Dessa forma, concluiu-se que as modificações realizadas por *software* foram efetivas e essenciais na adequação dos sensores ultrassônicos para a aplicação.

Como tempo requerido para leitura de todos os sensores ultrassônicos permaneceu entre 60 e 62 ms, ocupando mais de 99% do tempo necessário para a etapa de pré-processamento e sendo maior que o tempo requerido para a etapa de processamento, esse foi o tempo limitante para definição do período de amostragem do sistema completo. O sistema funcionou adequadamente com o período de amostragem final definido em 80 ms, 20% menor do que o objetivo inicial. Devido a utilização do filtro média-móvel de ordem 5, houve um aumento no atraso da resposta, porém o mesmo não foi significativo do ponto de vista experimental, mantendo o tempo de resposta adequado.

A resposta sonora implementada no sistema foi efetiva no quesito de realizar a aproximação da emulação de uma fonte sonora onde detecta-se um objeto, produzindo efeitos de localização perceptíveis no quesito da diretividade horizontal e do distanciamento. A resposta sonora sintetizada ainda precisou passar por um filtro passa-baixas antes de ser enviada à saída do sistema, para eliminar descontinuidades dos sinais. No entanto, o filtro da saída não foi o suficiente para eliminar saltos no valor de amplitude do áudio, que são perceptíveis auditivamente. A utilização dos potenciômetros de volume flexibilizou as faixas de distância em que se percebiam alterações na resposta sonora, conforme o planejado. Em contraponto, a utilização de fones de ouvido trouxe como consequência a

diminuição da percepção de sons ambientes, que por muitas vezes são de grande utilidade para deficientes visuais. Devido a este fato, não é recomendado que se utilizem fones de ouvido que isolem completamente os sons ambiente, como é, por exemplo, o caso de fones intra-auriculares.

A necessidade de aprimoramentos na estrutura física foi evidente após a implementação do protótipo do sistema, e apontada como uma das principais necessidades pelo deficiente visual que se voluntariou a testá-lo, e também por profissionais experientes na área de tecnologia assistiva. Foi afirmado que o uso de um sistema complexo e trabalhoso de manusear dificilmente é aprovado, por adicionar mais dificuldades do que benefícios na vida do deficiente. Os principais problemas observados foram o alto número de cabos, com diâmetros maiores que o necessário, e de componentes expostos. Contudo, o projeto recebeu avaliações positivas do voluntário deficiente visual, que demonstrou interesse na utilização do sistema, contanto que hajam melhorias em sua robustez e simplicidade. Portanto, conclui-se que, no intuito de tornar o sistema adequado para utilização, a reestruturação física surge como prioridade para futuros avanços do trabalho, juntamente com a melhoria das funcionalidades já existentes que apresentaram limitações, como a restrição de rotacionar a cabeça e os saltos de amplitude na saída.

6 Propostas de Trabalhos Futuros

Para realizar a reestruturação física do sistema, recomenda-se que sejam simplificadas as ligações, reduzindo-se a quantidade de cabos, ou reduzindo o diâmetro dos mesmos, realizando também uma fixação robusta nos componentes, evitando ao máximo de deixá-los expostos. Para se atingir essa meta, é essencial eliminar a utilização de um computador, e realizar todo o processamento através de um microcontrolador, tornando possível concentrar todas as unidades de processamento na cintura. Essa modificação exigiria um processamento mais elaborado no microcontrolador, podendo haver a necessidade de mais de uma unidade para suprir as necessidades. Uma placa de som também se faria necessária.

Devido a necessidade de um tempo de resposta curto o suficiente para possibilitar a reação humana, o uso de comunicação sem fio para o processamento do sistema torna-se restrito, devido ao seu atraso. No entanto, esse recurso pode ser utilizado para se alterar as configurações do sistema, tornando possível a implementação dos recursos das chaves e potenciômetros em um módulo que não esteja conectado fisicamente ao sistema. Essa implementação pode ser realizada através de tecnologia *bluetooth*, e eliminaria-se assim a quantidade de componentes expostos nos acessórios vestíveis.

Como o funcionamento do circuito da luva é independente do restante do sistema, pode-se implementar a mesma de forma separada do restante do circuito, utilizando um microcontrolador e uma alimentação própria. Dessa forma, elimina-se a necessidade de cabos direcionados até a mão do usuário, simplificando a estrutura física. Essa alteração também corrige o problema da instabilidade de alimentação, que não permitia utilizar o circuito da luva em conjunto com o sensor JSN-SR04T 2.0 de forma adequada. A independência do subsistema do boné foi sugerida pelo voluntário que testou o sistema, e um possível método para realizar esta alteração trata-se da substituição das respostas sonoras referentes aos sensores do boné por respostas táteis, também sugeridas pelo voluntário.

A obstrução de sons externos ao se utilizar fones de ouvidos também foi uma limitação importante destacada pelas pessoas que avaliaram o sistema, e alto-falantes externos também não são aceitos por chamar a atenção de terceiros de forma importuna. Para reduzir esta adversidade, pode-se buscar a confecção de fones que se fixem com uma certa distância aos ouvidos do usuário e com maior intensidade de som, contanto que o sinal ainda seja imperceptível para terceiros. Objetivaria-se, dessa forma, otimizar a relação entre a percepção de sons externos e aqueles gerados pelo sistema.

No quesito de funcionalidade do sistema, a implementação de uma rede neural, ativada opcionalmente pelo usuário, poderia avaliar a aproximação de objetos em todas as direções, e destacar mais as respostas referentes aos objetos mais relevantes. Tal implementação pode ser realizada alterando-se as parcelas de amplitude reservadas para cada som sintetizado no modo de cinco sensores, reservando um percentual maior para aquelas direções em que a aproximação de objetos é mais frequente, ou desativar completamente os sensores avaliados como menos relevantes, reduzindo a complexidade da resposta. Pode-se também tornar a resposta sonora mais realista considerando-se a reflexão do som nos objetos detectados, sendo assim adicionados efeitos de reverberação. A suavização da alteração de amplitude do som sintetizado também é uma melhoria desejada.

Com o intuito de ampliar a funcionalidade da atuação tátil, pode-se aumentar o número de sensores IV utilizados na luva, com diferentes inclinações. Nesse caso, o número de atuadores por vibração necessários também aumentaria, para cada um deles retornar uma resposta referente a um sensor. Sugere-se um posicionamento estratégico para que o usuário possa compreender em qual direção foi realizada a detecção. Essa implementação requereria um número maior de pinos do microcontrolador e de fios chegando até a luva, evidenciando que a sugestão de separar completamente o circuito da luva do restante do sistema é um requisito para essa implementação. Outra opção trata-se de utilizar um servo motor para rotacionar um único sensor IV.

O fato de os sensores diagonais e frontal não manterem um direcionamento fixo em relação aos ouvidos do usuário, conforme este último movimentar a cabeça, tornaram a fidedignidade da resposta sonora limitada. Essa limitação pode ser resolvida adicionando-se acelerômetros ou giroscópios que detectem o movimento da cabeça do usuário em relação aos sensores. Sugere-se que o posicionamento desses sensores seja junto aos fones de ouvido, para reduzir o número de fios expostos. A inclusão desse recurso passaria a requerer um cálculo mais aprimorado para a distância do objeto detectado aos ouvidos, levando-se em consideração o ângulo variável entre os ouvidos e os sensores, e forneceria ao usuário a possibilidade de movimentar a cabeça para ajudar a identificar a direção emulada do som.

A utilização de sensores que façam uma varredura no ambiente, apesar de envolver um aumento de custo de projeto, causa um aumento expressivo no número de direções que se pode realizar detecções, e também pode substituir o uso de diversos sensores por um único. No entanto, caso deseje-se manter a atuação sonora conforme apresentada neste trabalho, um número grande de detecções pode tornar a resposta poluída. Como alternativa para tornar essa topologia viável, pode-se considerar apenas um número limitado de distâncias detectadas, sendo elas as mais próximas.

Referências Bibliográficas

- ALVES, Franciele A. S.; NEUMANN, Alexandre M. M.; GOUVÊA, Maury M. Jr. **Bengala Inteligente Neural Baseada em Aprendizagem por Reforço para Deficientes Visuais**. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, 2014. Disponível em: <<http://www.lbd.decc.ufmg.br/colecoes/eniac/2014/0071.pdf>>. Acesso em: 01/05/2018.
- BALBINOT, Alexandre; BRUSAMARELLO, Valner João. **Instrumentação e Fundamentos de Medidas**. 2. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2011. v. 2. 490 p. ISBN 978-85-216-1879-9.
- BEIJING ESTEK ELECTRONICS. **LM2596 - 3A Step-Down Voltage Regulator**. 2004. Disponível em: <<http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/223022/ESTEK/LM2596.html>>. Acesso em: 15/11/2018.
- COOK, Albert M.; POLGAR, Janice M. **Assistive Technologies: Principles and Practice**. 4. ed. St. Louis: Mosby, 2015. 480 p. ISBN 978-0-323-09631-7.
- ELECFREAKS. **HC-SR04 User Guide**. [s.d.]. Disponível em: <https://elecfreaks.com/estore/download/EF03085-HC-SR04_Ultrasonic_Module_User_Guide.pdf>. Acesso em: 10/09/2018.
- FILHO, José de Sousa Ribeiro; CAVALCANTE, Rodrigo Vieira; NATASHA, Alessandra; BARROS, Rejane de. Argos – auxílio à locomoção de deficientes visuais a partir de pulseira microcontrolada. **Computer on the Beach 2011**, UNIVALI, Florianópolis, p. 89–98, abr. 2011.
- FRADEN, Jacob. **Handbook of Modern Sensors: Physics, Designs, and Applications**. 4. ed. Nova York: Springer, 2010. 663 p. ISBN 978-1-4419-6465-6.
- FREITAS, Hyndara. **Brasil tem 6 milhões de pessoas com deficiência visual, mas apenas 160 câes-guia**. O Estado de S. Paulo, 2016. Disponível em: <<http://emails.estadao.com.br/noticias/comportamento,brasil-tem-6-milhoes-de-pessoas-com-deficiencia-visual-mas-apenas-160-caes-guia,10000094416>>. Acesso em: 15/04/2018.
- GADOTTI, Ludmilla. **Aplicativo auxilia deficientes visuais a circular em espaços públicos**. Agência AL, 2015. Disponível em: <http://agenciaal.alesc.sc.gov.br/index.php/noticia_single/alescsedia-demonstracao-de-aplicativo-que-auxilia-deficientes-visuais-a-ci>. Acesso em: 02/05/2018.
- GASPARETTO, Maria Elisabete Rodrigues Freire; MONTILHA, Rita de Cassia Ietto; ARRUDA, Sonia Maria Chadi de Paula; SPERQUE, Jaqueline; AZEVEDO, Tássia Lopes de; NOBRE, Maria Inês Rubo de Souza. Utilização de recursos de tecnologia assistiva por escolares com deficiência visual. **Informática na Educação: teoria & prática**, Porto Alegre, v. 15, n. 2, p. 113–130, jul. 2012. ISSN 1982-1654. Disponível em: <<http://www.seer.ufrgs.br/index.php/InfEducTeoriaPratica/article/view/23190/23697>>.

- GONÇALVES, Alexandre; THOMÉ, Clarissa. **Cegos usam técnica para "ver" com audição**. O Estado de S. Paulo, 2011. Disponível em: <<http://www.estadao.com.br/noticias/geral,cegos-usam-tecnica-para-ver-com-audicao-imp-,740066>>. Acesso em: 2018-04-15.
- GONZATTO, Alfredo; SANTOS, Cristiane; MELO, Felipe; RODRIGUES, Geisson; FARIA, João Rodrigo. **Óculos sonar para deficientes visuais. XIII Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e IX Encontro Latino Americano de Pós-Graduação**, Universidade do Vale da Paraíba, São José dos Campos, 2012. Disponível em: <http://www.inicepg.univap.br/cd/INIC_2009/anais/arquivos/RE_0948_0818_01.pdf>.
- GOUGOUX, Frédéric; LEPORE, Franco; LASSONDE, Maryse; VOSS, Patrice; ZATORRE, Robert J.; BELIN, Pascal. Pitch discrimination in the early blind. **Nature**, [s.l.], v. 430, n. 6997, p. 309–310, jul. 2004. Springer Nature. <http://dx.doi.org/10.1038/430309a>.
- HARDESTY, Larry. **Wearable system helps visually impaired users navigate**. MIT News, 2017. Disponível em: <<http://news.mit.edu/2017/wearable-visually-impaired-users-navigate-0531>>. Acesso em: 01/05/2018.
- HOEFER, Steve. **Meet The Tacit Project. It's Sonar For The Blind**. 2011. Disponível em: <<http://grathio.com/2011/08/meet-the-tacit-project-its-sonar-for-the-blind/>>. Acesso em: 01/05/2018.
- IBGE. **Censo Demográfico 2010: Características gerais da população, religião e pessoas com deficiência**. Rio de Janeiro: IBGE, 2012. 215 p. ISSN 0104-3145. Disponível em: <https://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/periodicos/94/cd_2010_religiao_deficiencia.pdf>. Acesso em: 29/04/2018.
- IBGE. **Pesquisa nacional de saúde: 2013: Ciclos de vida: Brasil e grandes regiões**. 1. ed. Rio de Janeiro: IBGE, 2015. 92 p. ISBN 978-85-240-4351-2. Disponível em: <<https://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/livros/liv94522.pdf>>.
- INNET, S.; RITNOOM, N. An application of infrared sensors for electronic white stick. **2008 International Symposium on Intelligent Signal Processing and Communications Systems**, IEEE, Bangkok, p. 1–4, fev. 2009. IEEE. <http://dx.doi.org/10.1109/ispacs.2009.4806716>.
- ITEAD STUDIO. **Ultrasonic Ranging Module HC-SR04**. 2010. Disponível em: <https://www.itead.cc/wiki/Ultrasonic_Ranging_Module_HC-SR04>. Acesso em: 08/09/2018.
- JACQUET, Christophe; BELLIK, Yacine; BOURDA, Yolaine. Electronic locomotion aids for the blind: Towards more assistive systems. **Intelligent Paradigms for Assistive and Preventive Healthcare**, [s.l.], v. 19, p. 133–163, maio 2006. Springer-Verlag. http://dx.doi.org/10.1007/11418337_5.
- JAHAN KIT ELECTRONIC. **JSN-SR04T-2.0**. [s.d.]. Disponível em: <<https://www.msseletronica.com/arquivos/1252.pdf>>. Acesso em: 10/09/2018.
- JINLONG MACHINERY & ELECTRONIC. **C1027B001D - Product Specification**. 2010. Disponível em: <<http://www.vibration-motor.com/products/download/C1027B001D.pdf>>. Acesso em: 15/11/2018.

- MEIJER, Peter B. L. An experimental system for auditory image representations. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, [s.l.], v. 39, n. 2, p. 112–121, fev. 1992. Disponível em: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/121642/>>.
- PASCOLINI, Donatella; MARIOTTI, Silvio Paolo. Global estimates of visual impairment: 2010. **British journal of ophthalmology**, Geneva, v. 96, n. 5, p. 614–618, dez. 2011. BMJ. <http://dx.doi.org/10.1136/bjophthalmol-2011-300539>.
- PHILIPS SEMICONDUCTORS. **2N2222; 2N2222A - NPN switching transistors**. 2006. Disponível em: <<http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/15067/PHILIPS/2N2222.html>>. Acesso em: 11/09/2018.
- RAGHUVANSHI, Digvijay S.; DUTTA, Isha; VAIDYA, R. J. Design and analysis of a novel sonar-based obstacle-avoidance system for the visually impaired and unmanned systems. **2014 International Conference on Embedded Systems (ICES)**, IEEE, Coimbatore, p. 238–243, nov. 2014. IEEE. <http://dx.doi.org/10.1109/embeddedsys.2014.6953165>.
- RUMSEY, Frances. **Spatial Audio**. 1. ed. Molburn: Focal Press, 2001. 240 p. ISBN 978-0240516233.
- SARTORETTO, Mara Lúcia; BERSCH, Rita. **Tecnologia Assistiva**. 2017. Disponível em: <<http://www.assistiva.com.br/tassistiva.html>>. Acesso em: 2018-04-28.
- SHARP CORPORATION. **GP2Y0A02YK0F**. 2006. Disponível em: <<http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/412633/SHARP/GP2Y0A02YK0F.html>>. Acesso em: 10/09/2018.
- SPEAKS, Charles E. **Introduction to Sound: Acoustics for the Hearing and Speech Sciences**. 3. ed. San Diego: Singular Publishing Group, 1999. 316 p. ISBN 978-0-412-48760-6.
- STM32DUINO WIKI. **Blue Pill**. STM32duino wiki, 2018. Disponível em: <http://wiki.stm32duino.com/index.php?title=Blue_Pill>. Acesso em: 06/06/2018.
- STMICROELECTRONICS. **STM32F103xx**. 2007. Disponível em: <<http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/201596/STMICROELECTRONICS/STM32F103C8T6.html>>. Acesso em: 15/11/2018.
- TAPU, Ruxandra; MOCANU, Bogdan; TAPU, Ermina. A survey on wearable devices used to assist the visual impaired user navigation in outdoor environments. **2014 11th International Symposium on Electronics and Telecommunications (ISETC)**, IEEE, Timisoara, p. 1–4, nov. 2014.
- VALENTIM, Ricardo Alexandro de Medeiros; CARDOSO, Pablo Holanda; SOUZA, Bruno Linhares de; MORAIS, Philippi Sedir Grilo de; MORAIS, Antônio Higor Freire de; SILVA, Rodrigo Dantas da; CABRAL, João Victor Fernandes; LINS, Hertz Wilton Castro. Olho biônico para auxílio à locomoção autônoma de deficientes visuais. **Revista Brasileira de Inovação Tecnológica em Saúde**, v. 6, n. 1, p. 35–43, ago. 2016. ISSN 2236-1103. Revista Brasileira de Inovacao Tecnologica em Saude (R-BITS). <http://dx.doi.org/10.18816/r-bits.v6i1.7793>.

WANG, Hsueh-Cheng; KATZSCHMANN, Robert K.; TENG, Santani; ARAKI, Brandon; GIARRÉ, Laura; RUS, Daniela. Enabling independent navigation for visually impaired people through a wearable vision-based feedback system. **2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)**, IEEE, Singapura, p. 6533–6540, maio 2017. IEEE. <http://dx.doi.org/10.1109/ICRA.2017.7989772>.

WHO. **World Report on Disability**. Malta: WHO, 2011. 325 p. ISBN 978-92-4-156418-2. Disponível em: <https://www.unicef.org/protection/World_report_on_disability_eng.pdf>.

WHO. **Assistive technology**. 2018. Disponível em: <<http://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/assistive-technology>>. Acesso em: 29/04/2018.

WOODWORTH HAROLD SCHLOSBERG, Julius William Kling Lorrin Andrews Riggs Robert Sessions. **Woodworth & Schlosberg's Experimental Psychology**. 3. ed. [S.l.]: Holt, Rinehart and Winston, 1971. 1279 p. ISBN 978-0416674606.

APÊNDICE A – Configuração de Ambiente do STM32

Figura 71 – Configuração da funcionalidade dos pinos pelo *software* STM32CubeMX 4.26.1.

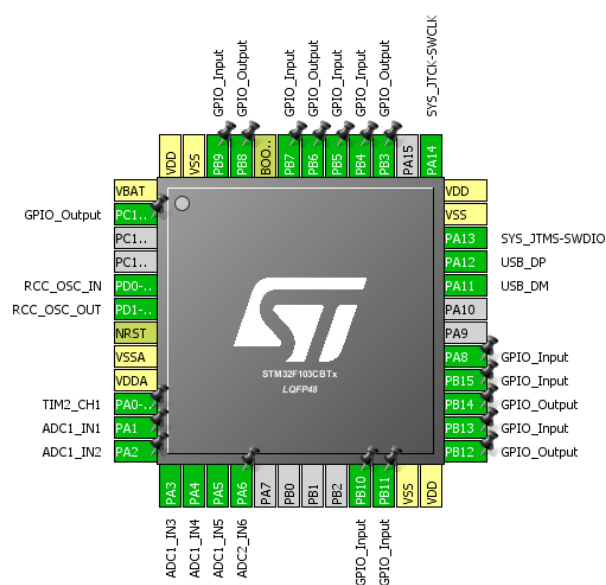


Figura 72 – Configuração de *clocks* pelo *software* STM32CubeMX 4.26.1.

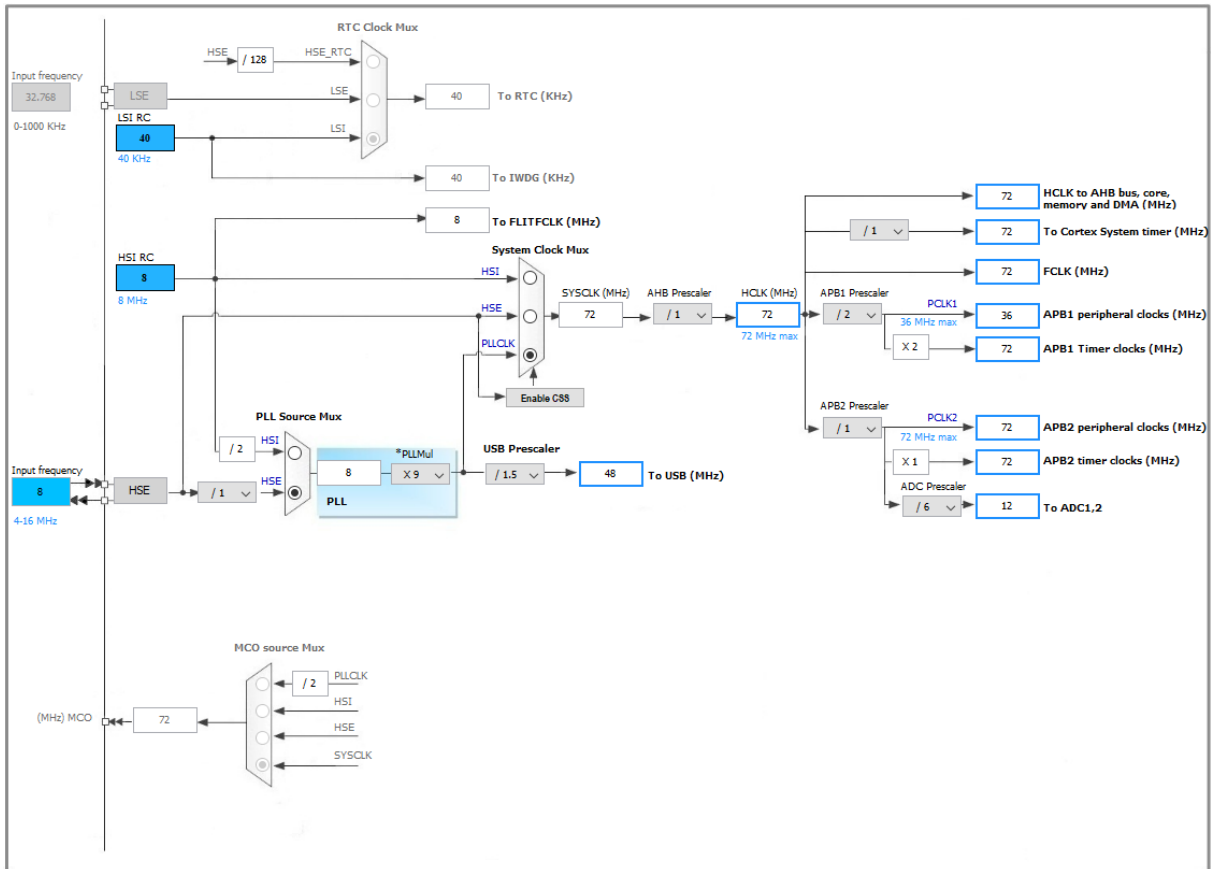


Figura 73 – Configuração dos pinos de entrada e saída do microcontrolador pelo *software* STM32CubeMX 4.26.1.

Pin Name	GPIO mode	GPIO Pull-up/Pull-down
PA8	Input mode	Pull-down
PB3	Output Push Pull	No pull-up and no pull-down
PB4	Input mode	Pull-down
PB5	Input mode	Pull-up
PB6	Output Push Pull	No pull-up and no pull-down
PB7	Input mode	Pull-down
PB8	Output Push Pull	No pull-up and no pull-down
PB9	Input mode	Pull-down
PB10	Input mode	Pull-up
PB11	Input mode	Pull-up
PB12	Output Push Pull	No pull-up and no pull-down
PB13	Input mode	Pull-down
PB14	Output Push Pull	No pull-up and no pull-down
PB15	Input mode	Pull-down

Figura 74 – Configuração do ADC utilizado para obtenção dos valores dos potenciômetros pelo *software* STM32CubeMX 4.26.1.

ADCs_Common_Settings	
Mode	Independent mode
ADC_Settings	
Data Alignment	Right alignment
Scan Conversion Mode	Disabled
Continuous Conversion Mode	Enabled
Discontinuous Conversion Mode	Disabled
ADC_Regular_ConversionMode	
Enable Regular Conversions	Enable
Number Of Conversion	1
External Trigger Conversion Source	Regular Conversion launched by software
Rank	
Rank	1
Channel	Channel 2
Sampling Time	55.5 Cycles
ADC_Injected_ConversionMode	
Number Of Conversions	0
WatchDog	
Enable Analog WatchDog Mode	<input type="checkbox"/>

Figura 75 – Configuração do ADC utilizado para obtenção da saída do sensor IV pelo *software* STM32CubeMX 4.26.1.

ADCs_Common_Settings	
Mode	Independent mode
ADC_Settings	
Data Alignment	Right alignment
Scan Conversion Mode	Disabled
Continuous Conversion Mode	Enabled
Discontinuous Conversion Mode	Disabled
ADC_Regular_ConversionMode	
Enable Regular Conversions	Enable
Number Of Conversion	1
External Trigger Conversion Source	Regular Conversion launched by software
Rank	
Rank	1
Channel	Channel 6
Sampling Time	239.5 Cycles
ADC_Injected_ConversionMode	
Number Of Conversions	0
WatchDog	
Enable Analog WatchDog Mode	<input type="checkbox"/>

Figura 76 – Configuração do *timer 2* do BP utilizado para gerar sinal de PWM pelo *software* STM32CubeMX 4.26.1.

[-] Counter Settings	
Prescaler (PSC - 16 bits value)	1800 - 1
Counter Mode	Up
Counter Period (AutoReload Register - 16 bits va...	4 - 1
Internal Clock Division (CKD)	No Division
auto-reload preload	Disable
[-] Trigger Output (TRGO) Parameters	
Master/Slave Mode (MSM bit)	Disable (Trigger input effect not delayed)
Trigger Event Selection	Reset (UG bit from TIMx_EGR)
[-] PWM Generation Channel 1	
Mode	PWM mode 1
Pulse (16 bits value)	0
Fast Mode	Disable
CH Polarity	High

APÊNDICE B – Rotinas Desenvolvidas e Implementadas no *Software Eclipse*

Função para acionamento e leitura de um sensor ultrassônico:

```

unsigned int ReadUS (GPIO_TypeDef *GPIO_PORT, uint16_t trigger, int16_t
echo) {
    /* Inicializa variáveis */
    unsigned int t1, t2; // Variáveis para contagem de tempos
    unsigned int timeout = 1 * (HAL_RCC_GetHCLKFreq() / 1000); // Timeout
        de lms para detectar echo

    /* Aciona trigger */
    HAL_GPIO_WritePin(GPIO_PORT, trigger, GPIO_PIN_RESET);
    DWT_Delay_us (2);
    HAL_GPIO_WritePin(GPIO_PORT, trigger, GPIO_PIN_SET);
    DWT_Delay_us (20);
    HAL_GPIO_WritePin(GPIO_PORT, trigger, GPIO_PIN_RESET);

    /* Aguarda sinal de echo */
    t1 = DWT->CYCCNT;
    while (HAL_GPIO_ReadPin(GPIO_PORT, echo) != GPIO_PIN_SET) {
        if (DWT -> CYCCNT > t1 + timeout) {
            t1 = 0; // Sinal que indica sensor desligado
            break;
        }
    }

    /* Aguarda sinal de echo resetar */
    if (t1 != 0) {
        t1 = DWT->CYCCNT;
        while (HAL_GPIO_ReadPin(GPIO_PORT, echo) == GPIO_PIN_SET);
        t2 = DWT->CYCCNT;
        t1 = (t2 - t1) / (HAL_RCC_GetHCLKFreq() / 1000000); // Tempo em us do
            pulso de retorno
    }

    return t1;
}

```

Função para acionamento e leitura simultânea de dois sensores ultrassônicos:

```
unsigned int *Read2US (GPIO_TypeDef *GPIO_PORT, uint16_t trigger1, uint16_t
    echo1,
        uint16_t trigger2, uint16_t echo2) {
    /* Inicializa variáveis*/
    static unsigned int ti[2];
    unsigned int t, tf[2] = {0, 0}; // Variáveis para contagens de tempo
    unsigned int timeout0 = 550 * (HAL_RCC_GetHCLKFreq() / 1000000); //
        Timeout de 550us para detectar echo
    unsigned int timeout1 = 30 * (HAL_RCC_GetHCLKFreq() / 1000); // Timeout
        de 30ms para baixar echo

    ti[0] = 1;
    ti[1] = 1;

    /* Verifica se algum sensor não saiu do estado de timeout da amostragem
        anterior
        e sinaliza em caso de positivo */
    if (HAL_GPIO_ReadPin(GPIO_PORT, echo1) == GPIO_PIN_SET) {
        ti[0] = 2;
    }
    if (HAL_GPIO_ReadPin(GPIO_PORT, echo2) == GPIO_PIN_SET) {
        ti[1] = 2;
    }

    /* Aciona triggers */
    HAL_GPIO_WritePin(GPIO_PORT, trigger1, GPIO_PIN_RESET);
    HAL_GPIO_WritePin(GPIO_PORT, trigger2, GPIO_PIN_RESET);
    DWT_Delay_us (2);
    HAL_GPIO_WritePin(GPIO_PORT, trigger1, GPIO_PIN_SET);
    HAL_GPIO_WritePin(GPIO_PORT, trigger2, GPIO_PIN_SET);
    DWT_Delay_us (20);
    HAL_GPIO_WritePin(GPIO_PORT, trigger1, GPIO_PIN_RESET);
    HAL_GPIO_WritePin(GPIO_PORT, trigger2, GPIO_PIN_RESET);

    /*Aguarda sinais de echo serem detectados, sinalizando sua detecção e
        * marcando o tempo em que a mesma ocorre. Caso algum sinal não seja
        * detectado antes de um timeout, é sinalizado que o sensor está
        desligado. */
    t = DWT->CYCCNT;
    while (1) {
        if (HAL_GPIO_ReadPin(GPIO_PORT, echo1) == GPIO_PIN_SET && ti[0] == 1)
            {
                ti[0] = DWT->CYCCNT;
            }
        if (HAL_GPIO_ReadPin(GPIO_PORT, echo2) == GPIO_PIN_SET && ti[1] == 1)
            {
                ti[1] = DWT->CYCCNT;
            }
    }
}
```

```
}
if (DWT -> CYCCNT > t + timeout0) {
    // Indica sinal de desligados para os sensores em que o pulso não
    foi detectado
    if (ti[0] == 1) {
        ti[0] = 0;
    }
    if (ti[1] == 1) {
        ti[1] = 0;
    }
    break;
}
if (ti[0] > 2 && ti[1] > 2) {
    // Todos sinais detectados, sai do laço
    break;
}
}

/* Aguarda sinais de echo baixarem, sinalizando o ocorrido e marcando
seu tempo.
* Ao ser atingido um timeout, atribui-se um sinal à variável de distâ
ncia.
*/
t = DWT->CYCCNT;
while (1) {
    if (HAL_GPIO_ReadPin(GPIO_PORT, echo1) == GPIO_PIN_RESET && ti[0] > 2
        && tf[0] == 0) {
        tf[0] = DWT->CYCCNT;
    }
    if (HAL_GPIO_ReadPin(GPIO_PORT, echo2) == GPIO_PIN_RESET && ti[1] > 2
        && tf[1] == 0) {
        tf[1] = DWT->CYCCNT;
    }
    if (DWT -> CYCCNT > t + timeout1) {
        // Indica sinal de timeout esgotado
        if (tf[0] == 0 && ti[0] > 2) {
            ti[0] = 2;
        }
        if (tf[1] == 0 && ti[1] > 2) {
            ti[1] = 2;
        }
        break;
    }
    if (tf[0] && tf[1]) {
        // Todas detecções realizadas, sai do laço
        break;
    }
}
```

```

}

/* Caso esteja sinalizado que a detecção ocorreu normalmente, calcula a
 * distância em milímetros pelos tempos dos pulsos de echo. Em caso de
 * timeout atingido, atribui distância máxima.
 */
if (tf[0] > 0) {
    ti[0] = (tf[0] - ti[0]) / (HAL_RCC_GetHCLKFreq() / 1000000); //Tempo
        em us do pulso de retorno
}
if (tf[1] > 0) {
    ti[1] = (tf[1] - ti[1]) / (HAL_RCC_GetHCLKFreq() / 1000000); //Tempo
        em us do pulso de retorno
}

return ti;
}

```

Função para acionamento e leitura simultânea de três sensores ultrassônicos:

```

unsigned int *Read3US (GPIO_TypeDef *GPIO_PORT, uint16_t trigger1, uint16_t
    echo1,
        uint16_t trigger2, uint16_t echo2, uint16_t trigger3,
        uint16_t echo3) {
/* Inicializa variáveis*/
static unsigned int ti[3];
unsigned int t, tf[3] = {0, 0, 0}; //Variáveis para contagens de tempo
unsigned int timeout0 = 550 * (HAL_RCC_GetHCLKFreq() / 1000000); //
    Timeout de 550us para detectar echo
unsigned int timeout1 = 30 * (HAL_RCC_GetHCLKFreq() / 1000); //Timeout
    de 30ms para baixar echo

ti[0] = 1;
ti[1] = 1;
ti[2] = 1;

/*Verifica se algum sensor não saiu do estado de timeout da amostragem
    anterior
    e sinaliza em caso de positivo*/
if (HAL_GPIO_ReadPin(GPIO_PORT, echo1) == GPIO_PIN_SET) {
    ti[0] = 2;
}
if (HAL_GPIO_ReadPin(GPIO_PORT, echo2) == GPIO_PIN_SET) {
    ti[1] = 2;
}
if (HAL_GPIO_ReadPin(GPIO_PORT, echo3) == GPIO_PIN_SET) {

```

```
    ti[2] = 2;
}

/* Aciona triggers */
HAL_GPIO_WritePin(GPIO_PORT, trigger1, GPIO_PIN_RESET);
HAL_GPIO_WritePin(GPIO_PORT, trigger2, GPIO_PIN_RESET);
HAL_GPIO_WritePin(GPIO_PORT, trigger3, GPIO_PIN_RESET);
DWT_Delay_us (2);
HAL_GPIO_WritePin(GPIO_PORT, trigger1, GPIO_PIN_SET);
HAL_GPIO_WritePin(GPIO_PORT, trigger2, GPIO_PIN_SET);
HAL_GPIO_WritePin(GPIO_PORT, trigger3, GPIO_PIN_SET);
DWT_Delay_us (20);
HAL_GPIO_WritePin(GPIO_PORT, trigger1, GPIO_PIN_RESET);
HAL_GPIO_WritePin(GPIO_PORT, trigger2, GPIO_PIN_RESET);
HAL_GPIO_WritePin(GPIO_PORT, trigger3, GPIO_PIN_RESET);

/*Aguarda sinais de echo serem detectados, sinalizando sua detecção e
 * marcando o tempo em que a mesma ocorre. Caso algum sinal não seja
 * detectado antes de um timeout, é sinalizado que o sensor está
 * desligado. */
t = DWT->CYCCNT;
while (1) {
    if (HAL_GPIO_ReadPin(GPIO_PORT, echo1) == GPIO_PIN_SET && ti[0] == 1)
    {
        ti[0] = DWT->CYCCNT;
    }
    if (HAL_GPIO_ReadPin(GPIO_PORT, echo2) == GPIO_PIN_SET && ti[1] == 1)
    {
        ti[1] = DWT->CYCCNT;
    }
    if (HAL_GPIO_ReadPin(GPIO_PORT, echo3) == GPIO_PIN_SET && ti[2] == 1)
    {
        ti[2] = DWT->CYCCNT;
    }
    if (DWT -> CYCCNT > t + timeout0) {
        //Indica sinal de desligados para os sensores que o pulso não foi
        detectado
        if (ti[0] == 1) {
            ti[0] = 0;
        }
        if (ti[1] == 1) {
            ti[1] = 0;
        }
        if (ti[2] == 1) {
            ti[2] = 0;
        }
    }
}
```

```
        break;
    }
    if (ti[0] > 2 && ti[1] > 2 && ti[2] > 2) {
        break;
    }
}

/* Aguarda sinais de echo baixarem, sinalizando o ocorrido e marcando
   seu tempo.
   * Ao ser atingido um timeout, atribui-se um sinal à variável de distâ
   ncia.
   */
t = DWT->CYCCNT;
while (1) {
    if (HAL_GPIO_ReadPin(GPIO_PORT, echo1) == GPIO_PIN_RESET && ti[0] > 2
        && tf[0] == 0) {
        tf[0] = DWT->CYCCNT;
    }
    if (HAL_GPIO_ReadPin(GPIO_PORT, echo2) == GPIO_PIN_RESET && ti[1] > 2
        && tf[1] == 0) {
        tf[1] = DWT->CYCCNT;
    }
    if (HAL_GPIO_ReadPin(GPIO_PORT, echo3) == GPIO_PIN_RESET && ti[2] > 2
        && tf[2] == 0) {
        tf[2] = DWT->CYCCNT;
    }
    if (DWT->CYCCNT > t + timeout1) {
        //Indica sinal de timeout esgotado
        if (tf[0] == 0 && ti[0] > 2) {
            ti[0] = 2;
        }
        if (tf[1] == 0 && ti[1] > 2) {
            ti[1] = 2;
        }
        if (tf[2] == 0 && ti[2] > 2) {
            ti[2] = 2;
        }
        break;
    }
    if (tf[0] && tf[1] && tf[2]) {
        break;
    }
}

/* Caso esteja sinalizado que a detecção ocorreu normalmente, calcula a
   * distância em milímetros pelos tempos dos pulsos de echo. Em caso de
   * timeout atingido, atribui distância máxima.
```

```
    */
    if (tf[0] > 0) {
        ti[0] = (tf[0] - ti[0]) / (HAL_RCC_GetHCLKFreq() / 1000000); //Tempo
            em us do pulso de retorno
    }
    if (tf[1] > 0) {
        ti[1] = (tf[1] - ti[1]) / (HAL_RCC_GetHCLKFreq() / 1000000); //
            Tempo em us do pulso de retorno
    }
    if (tf[2] > 0) {
        ti[2] = (tf[2] - ti[2]) / (HAL_RCC_GetHCLKFreq() / 1000000); //
            Tempo em us do pulso de retorno
    }

    return ti;
}

/** Função para cálculo de distância através do tempo do pulso */

unsigned int calculaDist(unsigned int t, char type) {
    unsigned int d;
    unsigned int tMax, tMin;
    int sens, offset;

    if (type == 'H') { // Parâmetros do sensor HC-SR04
        tMax    = 22741;
        tMin    = 144;
        sens    = 169;
        offset  = 1;
    } else if (type == 'J') { // Parâmetros do sensor JSN-SR04T
        tMax    = 29303;
        tMin    = 1389;
        sens    = 170;
        offset  = 2;
    } else {
        return 0;
    }

    if (t == 0) {
        d = 0;
    } else {
        if (t > tMax || t == 2) {
            t = tMax;
        } else if (t < tMin) {
            t = tMin;
        }
    }
}
```

```
        d = sens * t / 10000 + offset;
    }

    return d;
}
```

Função para seleção de canal do ADC1 a ser lido:

```
static void selectChannel(uint32_t channel) {
    sConfig.Channel = channel;
    sConfig.Rank = ADC_REGULAR_RANK_1;
}
```

Função para leitura de canal do ADC1 (potenciômetro de volume):

```
unsigned char readVol(void) {
    unsigned int adc;

    HAL_ADC_Start(&hadc1);
    HAL_ADC_PollForConversion(&hadc1, 100);
    adc = HAL_ADC_GetValue(&hadc1);
    HAL_ADC_Stop (&hadc1);

    return (adc * 100 / 4096);
}
```

Função para leitura do sensor IV:

```
unsigned int ReadIV(void) {
    unsigned int IV;
    HAL_ADC_Start(&hadc2);
    HAL_ADC_PollForConversion(&hadc2, 100);
    IV = HAL_ADC_GetValue(&hadc2);
    HAL_ADC_Stop (&hadc2);
    return (IV * 330 / 4096);
}
```

Função para configurar *duty cycle* do sinal de PWM:

```
void setDuty (unsigned char duty) {
    sConfigOC.Pulse = duty;
    HAL_TIM_PWM_ConfigChannel(&htim2, &sConfigOC, TIM_CHANNEL_1);
    HAL_TIM_PWM_Start(&htim2, TIM_CHANNEL_1);
}
```


Função para cálculo de distância a partir do pulso obtido:

```
unsigned int calculaDist(unsigned int t, char type) {
    unsigned int d;
    unsigned int dMax, dMin;
    int sens, offset;

    if (type == 'H') { // Parâmetros do sensor HC-SR04
        dMax    = 386;
        dMin    = 3;
        sens    = 169;
        offset  = 5660;
    } else if (type == 'J') { // Parâmetros do sensor JSN-SR04T
        dMax    = 500;
        dMin    = 21;
        sens    = 170;
        offset  = 16400;
    } else {
        return 0;
    }

    if (t > 2) {
        d = (sens * t + offset) / 10000;
        if (d > dMax) {
            d = 2;
        } else if (d < dMin) {
            d = dMin;
        }
    } else {
        d = t;
    }

    return d;
}
```

Laço principal da rotina de aquisição pré-processamento:

```
while (1)
{
    /* Aguarda pedido de dados */
    while(!serialOK);

    /* Leitura do pino de IA */
    if (HAL_GPIO_ReadPin(GPIOB, pinIA) == GPIO_PIN_SET) IA = 0;
    else IA = 1;
}
```

```
/* Seleção do modo de operação e leitura dos sensores US */
if (HAL_GPIO_ReadPin(GPIOB, pinMode) == GPIO_PIN_SET) { // Modo de
    sensor único
    mode = 0;

    t = ReadUS(GPIOB, triggerF, echoF);
    d[2] = calculaDist(t, 'J');

} else { // Modo de cinco sensores
    mode = 1;

    // Lê sensores frontal e laterais
    tp = Read3US (GPIOB, triggerE, echoE, triggerF, echoF, triggerD,
        echoD);
    d[0] = calculaDist(*tp, 'H');
    d[2] = calculaDist(*(tp + 1), 'J');
    d[4] = calculaDist(*(tp + 2), 'H');

    // Lê sensores diagonais
    tp = Read2US (GPIOB, triggerFE, echoFE, triggerFD, echoFD);
    d[1] = calculaDist(*tp, 'H');
    d[3] = calculaDist(*(tp + 1), 'H');
}

/* Leitura do pino dos potenciômetros */
if (HAL_GPIO_ReadPin(GPIOB, pinVol) == GPIO_PIN_SET) { // Desativado,
    envia valores padrão
    volume = 0;

    for (int i = 0; i < 5; i++) {
        vol [i] = 10;
    }

} else { // Ativada leitura de volume definida pelos potenciômetros
    volume = 1;

    selectChannel(ADC_CHANNEL_1);
    vol[0] = readVol ();
    selectChannel(ADC_CHANNEL_2);
    vol[1] = readVol ();
    selectChannel(ADC_CHANNEL_3);
    vol[2] = readVol ();
    selectChannel(ADC_CHANNEL_4);
    vol[3] = readVol ();
    selectChannel(ADC_CHANNEL_5);
    vol[4] = readVol ();
}
```

```
/* Leitura do pino para ativação da luva */
if (HAL_GPIO_ReadPin(GPIOA, pinLuva) == GPIO_PIN_RESET) { // Luva
    desativada
    setDuty(0);
} else { // Luva ativada
    IV = ReadIV();
    if (IV < 56) { // Faixa de vibração nula
        setDuty(0);
    } else if (IV < 118) { // Faixa de vibração fraca
        setDuty(1);
    } else if (IV < 222) { // Faixa de vibração média
        setDuty(2);
    } else { // Faixa de vibração forte
        setDuty(4);
    }
}

serialOK = 0; // Reseta flag para esperar novo pedido de dados
sprintf(serialMsg, "%u,%u,%u,%u,%u,%u,%u,%u,%u,%u,%u,%u,%u,%u\r\n",
        mode, IA, volume, d[0], d[1], d[2], d[3], d[4], vol[0], vol[1],
        vol[2], vol[3], vol[4]);
CDC_Transmit_FS(serialMsg, strlen(serialMsg)); // Envia mensagem
}
```

APÊNDICE C – Rotinas Implementadas no *software* MATLAB

Rotina para filtragem dos dados de distância:

```
% Filtra valores de distância recebida utilizando média móvel.
%
% dMed = filtraD(D, n, mode) retorna o vetor dMed de distâncias filtradas.
% D é a matriz das últimas distâncias detectadas, n o número de amostras e
% mode o modo de operação.

% Nas iterações, k se refere ao número da filtragem, s o número do sensor
% e i a amostra

function dMed = filtraD(D, n, mode)

    dMed = zeros(1,5);
    dStd = zeros(1,5);
    K = 2;           % Número de vezes que se realiza a filtragem

    % Modo de sensor único
    if mode == 0
        s = 3;           % Seleção do sensor frontal
        dCor = D(1:n,s); % Matriz de distâncias corrigidas
        for i = 1:n      % Desconsidera valores zerados e timeouts
            if i > length(dCor)
                break;
            end
            while 1
                if dCor(i) <= 2
                    dCor(i) = [];
                    if i > length(dCor)
                        break
                    end
                end
            else
                break
            end
        end
        end
        end
        end
        if isempty(dCor)
            dCor = D(1,s);
        end
    end
```

```

% Aplica filtragem
for k = 1:K
    dMed(s) = mean(dCor);          % Obtém média
    if dMed(s) > 0
        dStd(s) = std(dCor);      % Obtém desvio padrão
        for i = 1:length(dCor)
            if i > length(dCor)
                break;
            end
            % Elimina valores fora do desvio padrão
            while 1
                if (dCor(i) > dMed(s) + dStd(s) ||...
                    dCor(i) < dMed(s) - dStd(s))
                    dCor(i) = [];
                    if i > length(dCor)
                        break;
                    end
                else
                    break;
                end
            end
        end
    end
    end
end
dMed(s) = mean(dCor);          % Recalcula média

% Modo de cinco sensores, análogo ao primeiro
else
    N = n * ones(1,5);
    for s=1:5
        dCor = D(1:n,s);
        for i = 1:n          % Desconsidera valores zerados e timeouts
            if i > length(dCor)
                break;
            end
            while 1
                if dCor(i) <= 2
                    dCor(i) = [];
                    if i > length(dCor)
                        break;
                    end
                else
                    break;
                end
            end
        end
    end
end
if isempty(dCor)

```

```

        dCor = D(1,s);
    end
    for k = 1:K
        dMed(s) = mean(dCor);
        if dMed(s) > 0
            dStd(s) = std(dCor);
            for i = 1:N(s)
                if i > length(dCor)
                    break;
                end
            while 1
                if (dCor(i) > dMed(s) + dStd(s) ||...
                    dCor(i) < dMed(s) - dStd(s))
                    dCor(i) = [];
                    if i > length(dCor)
                        break;
                    end
                else
                    break;
                end
            end
        end
    end
    end
    end
    end
    end
    dMed(s) = mean(dCor);
end
end

end

```

Rotina para obtenção das velocidades de deslocamento:

```

% Realiza verificação para obtenção dos valores de velocidade
%
% dD = filtraV(D, limiar_std, limiar_dD, mode) retorna o vetor dD de
% variação das distâncias detectadas. D é a matriz das últimas distâncias
% detectadas, limiar_std o valor máximo de desvio padrão para os dados não
% serem considerados ruidosos, limiar_dD o valor máximo de variação aceito
% e mode o modo de operação.

```

```
function dD = filtraV(D, limiar_std, limiar_dD, mode)
```

```
dD = zeros(1,5);
```

```
% Modo de sensor único
```

```
if mode == 0
```

```
    s = 3;
```

```
    % Seleção do sensor frontal
```

```
dStd = std(D(1:end,s)); % Obtém desvio padrão
% Caso desvio esteja acima do linear, considera dados ruidosos e
% ignora deslocamento
if (dStd > limiar_std || D(1,s) <= 2 || D(2,s) <= 2)
    dD(s) = 0;
else
    dD(s) = D(1,s) - D(2,s); % Obtém deslocamento
    % Não permite deslocamento ser maior que seu limiar
    if dD(s) > limiar_dD
        dD(s) = limiar_dD;
    else if dD(s) < -limiar_dD
        dD(s) = -limiar_dD;
    end
end
end

% Modo de cinco sensores, análogo ao primeiro
else
    for s=1:5
        dStd = std(D(1:end,s));
        if (dStd > limiar_std || D(1,s) <= 2 || D(2,s) <= 2)
            dD(s) = 0;
        else
            dD(s) = D(1,s) - D(2,s);
            if dD(s) > limiar_dD
                dD(s) = limiar_dD;
            else if dD(s) < -limiar_dD
                dD(s) = -limiar_dD;
            end
        end
    end
end
end
end

end
```

Rotina para obtenção da distância e do deslocamento dos objetos detectados aos ouvidos:

```
% Calcula distâncias e variações de distâncias dos objetos detectados em
% relação aos ouvidos do usuários
%
% [d_ouvidos, dD_ouvidos] = distOuvidos (dMed, dD, mode) retorna o vetor
% d_ouvidos de distância do objeto aos ouvidos do usuários e dD_ouvidos de
% variação das distâncias detectadas em relação aos ouvidos. dMed são as
% distâncias filtrados, dD a variação das distâncias e mode o modo de
```

% operação.

```
function [d_ouvidos, dD_ouvidos] = distOuvidos (dMed, dD, mode)

d_EO = 23; % Distância entre ouvidos
d_z = 60; % distancia cintura-ouvidos
d_ouvidos = zeros(2,5);
dD_ouvidos = zeros(2,5);

% Modo de sensor único
if mode == 0
    s = 3; % Seleção do sensor frontal
    if dMed(s) > 2
        % Calcula distância aos ouvidos e suas variações
        d_ouvidos(1,s) = sqrt((dMed(s))^2 + (d_EO/2)^2 + (d_z)^2);
        dD_ouvidos(1,s) = d_ouvidos(1,s) - ...
            sqrt((dMed(s) - dD(s))^2 + (d_EO/2)^2 + (d_z)^2);
        d_ouvidos(2,s) = d_ouvidos(1,s);
        dD_ouvidos(2,s) = dD_ouvidos(1,s);
    else
        d_ouvidos(1,s) = dMed(s);
        d_ouvidos(2,s) = dMed(s);
    end

% Modo de cinco sensores
else
    for s = 1:5
        switch s
            % Sensor esquerdo
            case 1
                if dMed(s) > 2
                    d_ouvidos(1,s) = dMed(s);
                    dD_ouvidos(1,s) = dD(s);
                    d_ouvidos(2,s) = dMed(s) + d_EO;
                    dD_ouvidos(2,s) = dD(s);
                else
                    d_ouvidos(1,s) = dMed(s);
                    d_ouvidos(2,s) = dMed(s);
                end
            % Sensor diagonal esquerdo
            case 2
                if dMed(s) > 2
                    d_ouvidos(1,s) = sqrt((dMed(s) * sin(pi/4))^2 + ...
                        (dMed(s) * sin(pi/4))^2 + (d_z)^2);
                    dD_ouvidos(1,s) = d_ouvidos(1,s) - ...
                        sqrt(((dMed(s) - dD(s)) * sin(pi/4))^2 + ...
```



```

        ((dMed(s) - dD(s)) * sin(pi/4))^2 + (d_z)^2);
d_ouvidos(2,s) = sqrt((dMed(s) * sin(pi/4))^2 + ...
    (dMed(s) * sin(pi/4) + d_EO)^2 + (d_z)^2);
dD_ouvidos(2,s) = d_ouvidos(2,s) - ...
    sqrt(((dMed(s) - dD(s)) * sin(pi/4))^2 + ...
    ((dMed(s) - dD(s)) * sin(pi/4) + d_EO)^2 + ...
    (d_z)^2);
else
    d_ouvidos(1,s) = dMed(s);
    d_ouvidos(2,s) = dMed(s);
end

% Sensor frontal
case 3
    if dMed(s) > 2
        d_ouvidos(1,s) = sqrt((dMed(s))^2 + (d_EO/2)^2 + ...
            (d_z)^2);
        dD_ouvidos(1,s) = d_ouvidos(1,s) - sqrt((dMed(s)...
            - dD(s))^2 + (d_EO/2)^2 + (d_z)^2);
        d_ouvidos(2,s) = d_ouvidos(1,s);
        dD_ouvidos(2,s) = dD_ouvidos(1,s);
    else
        d_ouvidos(1,s) = dMed(s);
        d_ouvidos(2,s) = dMed(s);
    end

% Sensor diagonal direito
case 4
    if dMed(s) > 2
        d_ouvidos(1,s) = sqrt((dMed(s) * sin(pi/4))^2 + ...
            (dMed(s) * sin(pi/4) + d_EO)^2 + (d_z)^2);
        dD_ouvidos(1,s) = d_ouvidos(1,s) - ...
            sqrt(((dMed(s) - dD(s)) * sin(pi/4))^2 + ...
            ((dMed(s) - dD(s)) * sin(pi/4) + d_EO)^2 + ...
            (d_z)^2);
        d_ouvidos(2,s) = sqrt((dMed(s) * sin(pi/4))^2 + ...
            (dMed(s) * sin(pi/4))^2 + (d_z)^2);
        dD_ouvidos(2,s) = d_ouvidos(2,s) - ...
            sqrt(((dMed(s) - dD(s)) * sin(pi/4))^2 + ...
            ((dMed(s) - dD(s)) * sin(pi/4))^2 + (d_z)^2);
    else
        d_ouvidos(1,s) = dMed(s);
        d_ouvidos(2,s) = dMed(s);
    end

% Sensor direito
case 5

```

```

        if dMed(s) > 2
            d_ouvidos(1,s) = dMed(s) + d_EO;
            dD_ouvidos(1,s) = dD(s);
            d_ouvidos(2,s) = dMed(s);
            dD_ouvidos(2,s) = dD(s);
        else
            d_ouvidos(1,s) = dMed(s);
            d_ouvidos(2,s) = dMed(s);
        end
    end
end
end
end

```

Rotina para cálculo da frequência dos sons sintetizados:

```

% Calcula frequências dos sons gerados de acordo com o efeito Doppler.
%
% f = calculaFreq(v, mode) retorna o vetor de frequências de cada sinal
% de áudio gerado. v são as velocidades de deslocamento dos objetos
% detectados em relação aos ouvidos e mode o modo de operação.

function f = calculaFreq(v, mode)

    f = [200 300 400 600 800; 200 300 400 600 800]; % Frequências iniciais
    c = 343; % Velocidade do som

    % Modo de sensor único
    if mode == 0
        s = 3; % Seleciona sensor frontal
        for i = 1:2 % Aplica a ambos canais
            f(i,s) = f(i,s) * (c / (c + v(i,s)));
        end

    % Modo de cinco sensores, análogo ao primeiro
    else
        for s = 1:5
            for i = 1:2
                f(i,s) = f(i,s) * (c / (c + v(i,s)));
            end
        end
    end
end
end

```

Rotina para cálculo da diferença de fase dos sons sintetizados:

```

% Calcula diferença de fase dos sons gerados de acordo com o seu
% comprimento de onda e a distância do objeto aos ouvidos.
%
% fase = calculaFase (d, freq, mode) retorna o vetor de fases de cada sinal
% de áudio gerado. d são as distâncias dos objetos em relação aos ouvidos
% do usuário, freq a frequência do sinal gerado e mode o modo de operação.

function fase = calculaFase (d, freq, mode)

    fase = zeros(2,5);

    if mode == 1
        c = 343;           % Velocidade do som
        d_EO = 0.23;      % Distância entre ouvidos em metros
        for s = 1:5
            switch s
                % Sensor esquerdo
                case 1
                    fase(2,s) = - (freq(2,s) * d_EO / c) * 360;

                % Sensor diagonal esquerdo
                case 2
                    fase(2,s) = - (freq(2,s) * 0.01 * ...
                        (d(1,s) - (d(2,s)))) / c) * 360;

                % Sensor frontal
                case 3
                    fase(2,s) = 0;

                % Sensor diagonal direito
                case 4
                    fase(2,s) = (freq(2,s) * 0.01 * ...
                        (d(1,s) - (d(2,s)))) / c) * 360;

                % Sensor direito
                case 5
                    fase(2,s) = (freq(2,s) * d_EO / c) * 360;
            end
        end
    end
end
end
end

```

Rotina para cálculo da amplitude dos sons sintetizados:

```

% Calcula amplitudes dos sons gerados de acordo com o princípio físico de
% atenuação do som.

```

```

%
% a = calculaAmp (d, volume, mode, IA) retorna o vetor de amplitudes de
% cada sinal de áudio gerado. d são as distâncias dos objetos em relação
% aos ouvidos do usuário, volume o valor fornecido pelos potenciômetros,
% mode o modo de operação e IA a ativação do modo de inteligência
% artificial.

function a = calculaAmp (d, volume, mode, IA)

    a = zeros(2,5);
    d_EO = 23;          % Distância entre ouvidos
    d_z = 60;          % distancia cintura-ouvidos
    % Distâncias de referência, 30 cm para sensor frontal e 20 para demais
    d_ref = [20, sqrt((20 * sin(pi/4))^2 + (20 * sin(pi/4))^2 + (d_z)^2)...
            , sqrt((30)^2 + (d_EO/2)^2 + (d_z)^2),...
            sqrt((20 * sin(pi/4))^2 + (20 * sin(pi/4))^2 + (d_z)^2), 20];

    % Modo de sensor único
    if mode == 0
        s = 3;          % Seleciona sensor frontal
        for i = 1:2     % Aplica a ambos canais
            if d(i,s) > 2 % Aplica cálculo apenas para sensores ativados
                a(i,s) = (0.1 * volume(s)) * (d_ref(s) / d(i,s))^2;
                if a(i,s) > 1 % Impede saturação
                    a(i,s) = 1;
                end
            end
        end
    end

    % Modo de cinco sensores, análogo ao primeiro
    else
        % Inteligência artificial desligada
        if IA == 0
            % Define parcela de som ocupada por cada sensor
            parcela = [0.15, 0.2, 0.3, 0.2, 0.15];
            % Redistribuição de amplitudes caso um sensor esteja desligado
            for s = 1:5
                if d(1,s) == 0
                    parcela = parcela / (1 - parcela(s));
                    parcela(s) = 0;
                end
            end
        else
            % Substituir calculo de parcela por RNA
            parcela = [0.15, 0.2, 0.3, 0.2, 0.15];
        end
        for s = 1:5

```

```
    for i = 1:2
        if d(i,s) > 2
            a(i,s) = parcela(s) * (0.1 * volume(s)) *...
                (d_ref(s) / d(i,s))^2;
            if a(i,s) > parcela(s)
                a(i,s) = parcela(s);
            end
        end
    end
end
end
end
end
```

APÊNDICE D – Implementação no *software* LabVIEW®

LabVIEW

Figura 77 – Diagrama de blocos da etapa de processamento no *software* LabVIEW® 2014.

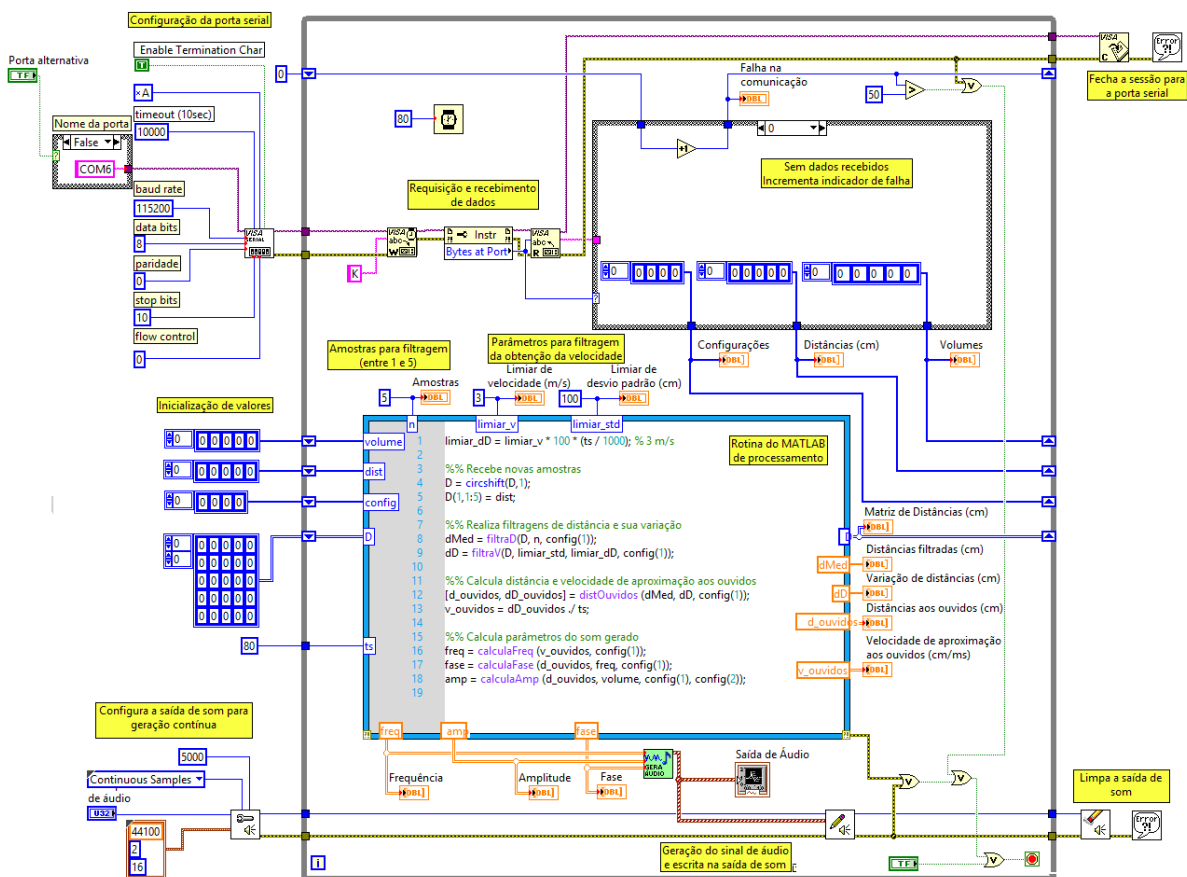


Figura 78 – Painel de controle da etapa de processamento no software LabVIEW® 2014.

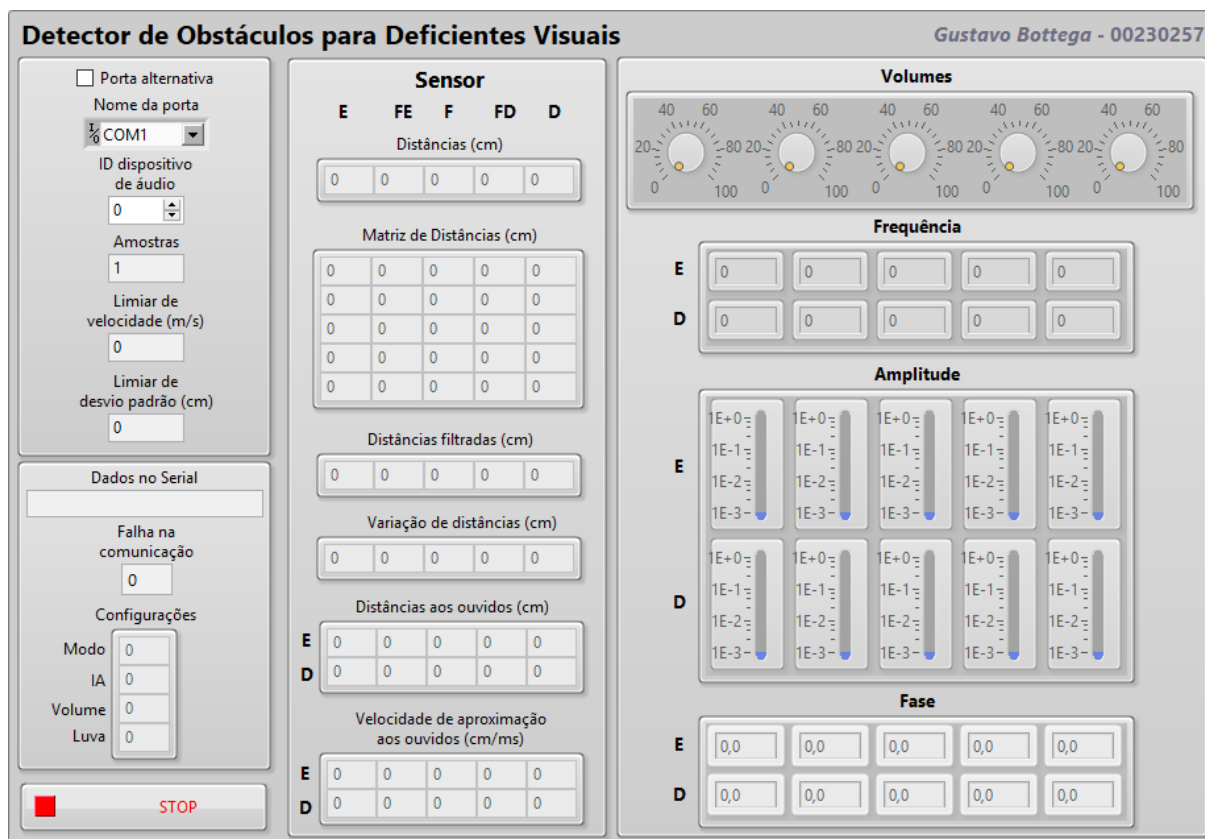


Figura 79 – Diagrama de blocos do software LabVIEW® 2014 do filtro de amplitude testado.

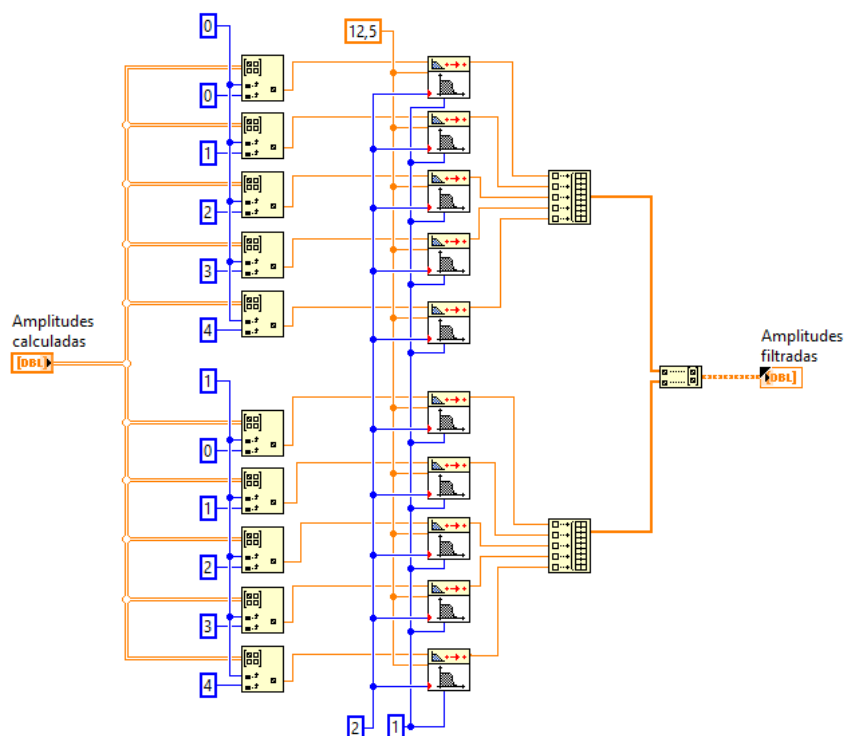


Figura 80 – Diagrama de blocos da geração da saída sonora no software LabVIEW® 2014.

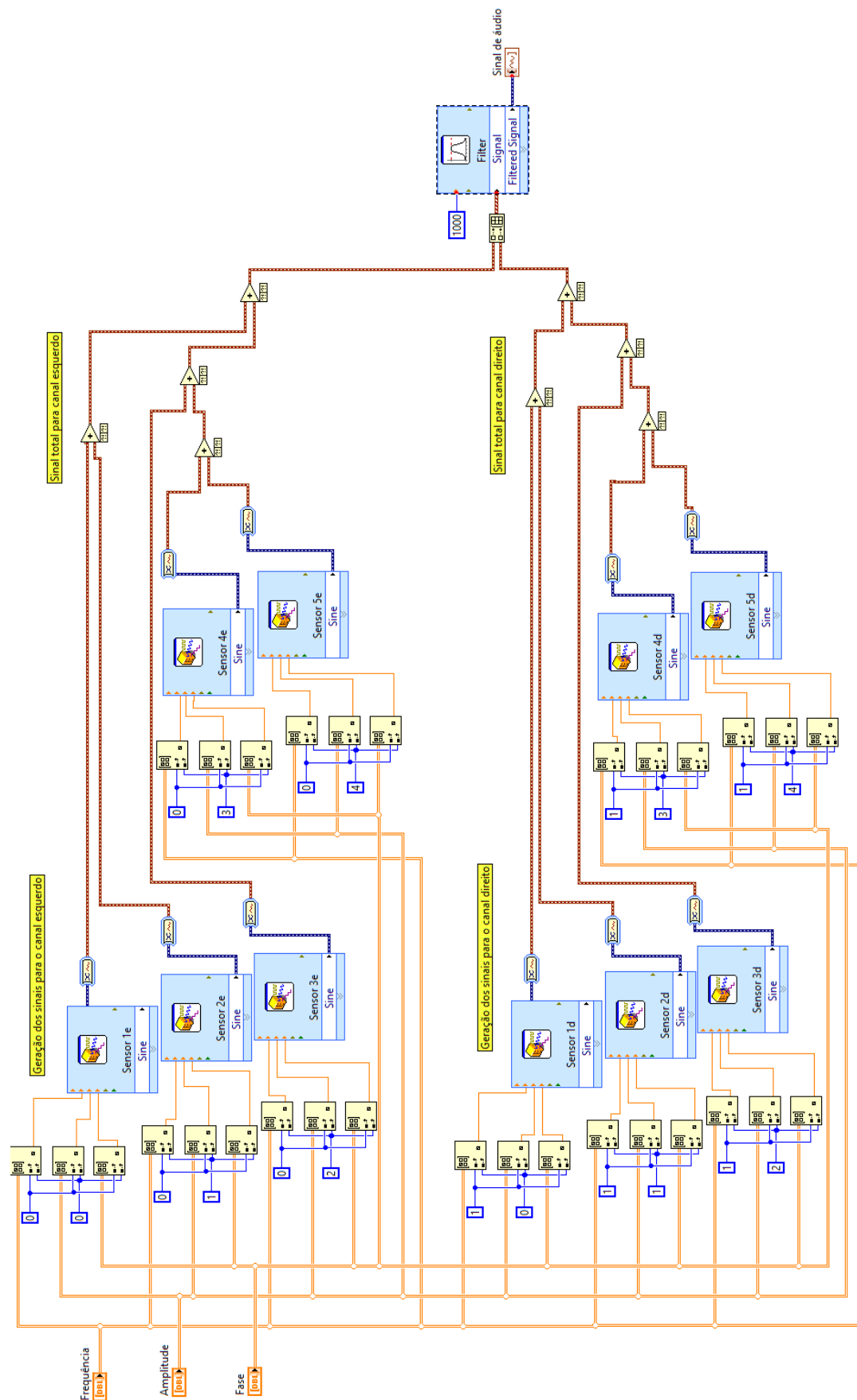


Figura 81 – Diagrama de blocos do simulador elaborado no software LabVIEW® 2014.

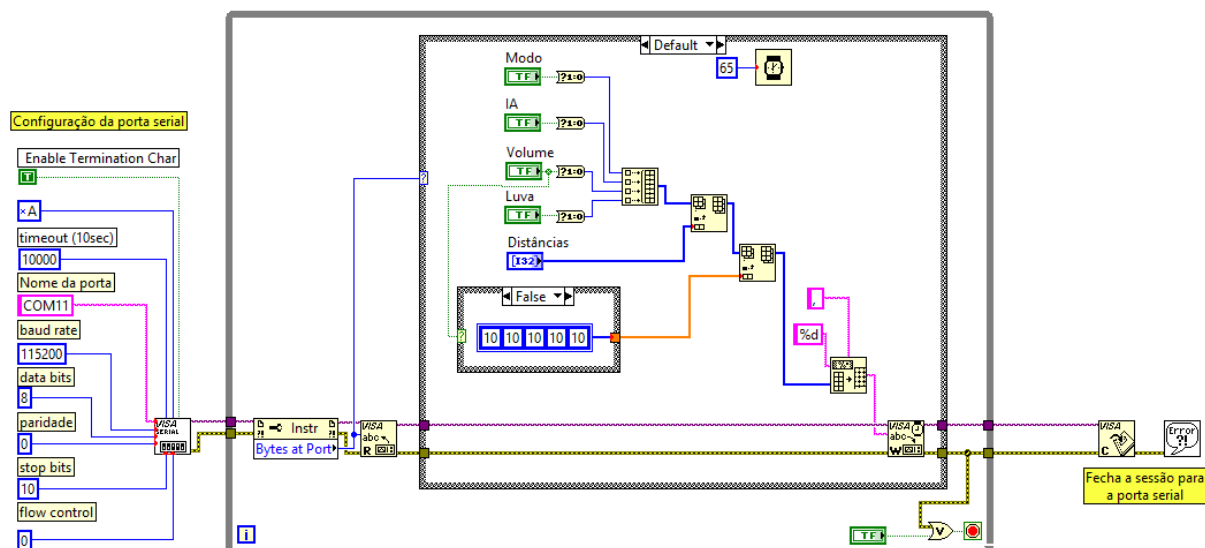
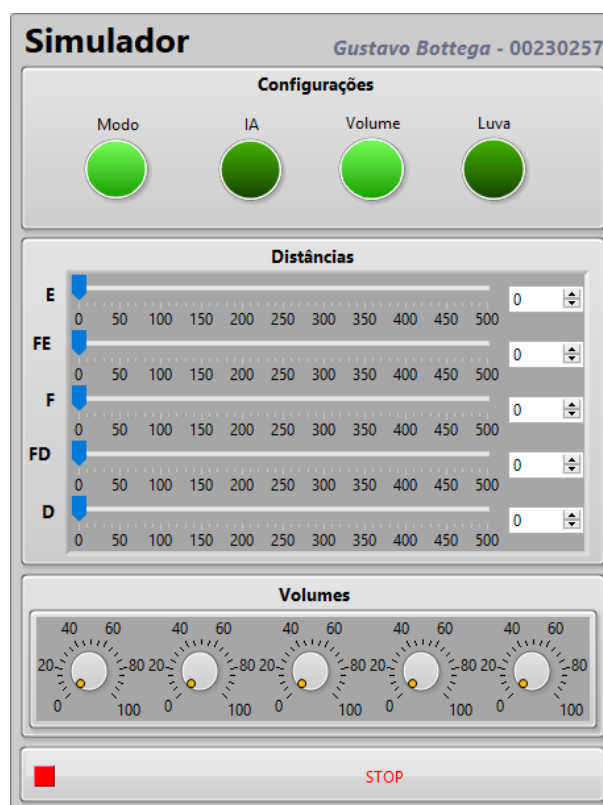
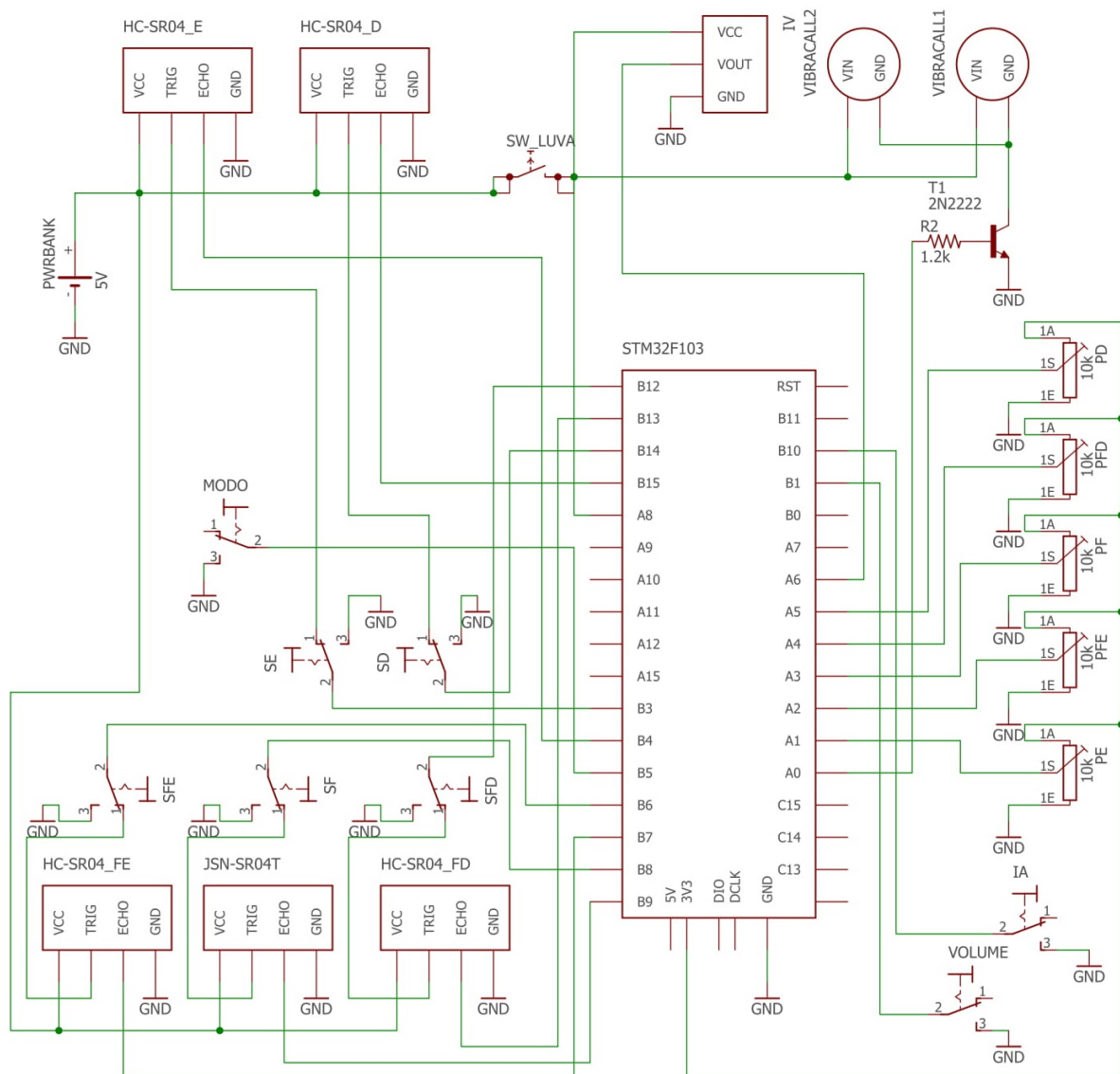


Figura 82 – Painel de controle do simulador elaborado no software LabVIEW® 2014.



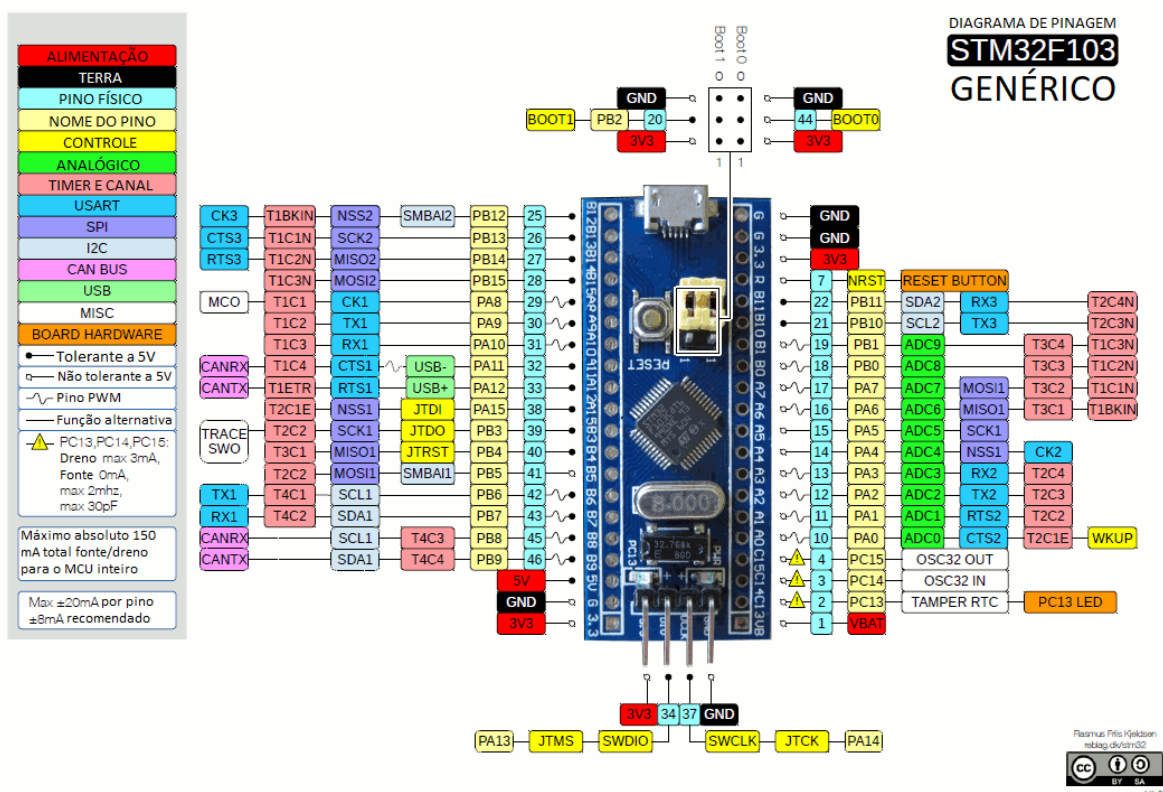
APÊNDICE E – Diagrama Esquemático do Sistema Completo

Figura 83 – Diagrama esquemático elétrico do sistema.



ANEXO A – Pinagem do STM32F103C8T6

Figura 84 – Pinagem da placa de desenvolvimento STM32F103C8T6.



Fonte – Adaptado de STM32duino wiki (2018).