



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

ANTONIO PIRES LEÔNCIO JÚNIOR

CADEIRA DE RODAS ELÉTRICA COMANDADA PELAS
VIBRAÇÕES DAS CORDAS VOCAIS NA GARGANTA

LONDRINA

2024

ANTONIO PIRES LEÔNCIO JÚNIOR

**CADEIRA DE RODAS ELÉTRICA COMANDADA PELAS
VIBRAÇÕES DAS CORDAS VOCAIS NA GARGANTA**

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado em Engenharia Elétrica da Universidade Estadual de Londrina para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Ruberlei Gaino

Coorientador: Prof. Dr. Márcio Roberto Covacic

LONDRINA

2024

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UEL

C122 Leoncio Junior, Antonio Pires .
CADEIRA DE RODAS ELÉTRICA COMANDADA PELAS VIBRAÇÕES DAS
CORDAS VOCAIS NA GARGANTA LONDRINA 2024 / Antonio Pires Leoncio
Junior. - Londrina, 2024.
87 f. : il.

Orientador: Ruderlei Gaino.
Coorientador: Márcio Roberto Covacic.
Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade Estadual de
Londrina, Centro de Tecnologia e Urbanismo, Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Elétrica, 2024.
Inclui bibliografia.

1. Engenharia Biomédica - Teses - Tese. 2. Comando por Voz - Laringofone -
Tecnologias Assistivas - Tese. 3. Cadeiras de Rodas - Engenharia de Reabilitação
- Tese. 4. Motor de Indução Trifásico Engenharia Elétrica - Tese I Gaino Ruderlei.
/II Covacic, Márcio Roberto. - Tese. I. Gaino, Ruderlei . II. Roberto Covacic,
Márcio . III. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Tecnologia e
Urbanismo. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica. IV. Título.

CDU 62

ANTONIO PIRES LEÔNCIO JÚNIOR

**CADEIRA DE RODAS ELÉTRICA COMANDADA PELAS
VIBRAÇÕES DAS CORDAS VOCAIS NA GARGANTA**

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado em Engenharia Elétrica da Universidade Estadual de Londrina para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

BANCA EXAMINADORA

Orientador: Prof. Dr. Ruberlei Gaino
Universidade Estadual de Londrina

Prof. Dr. Álvaro Periotto
Centro Universitário Ingá – UNINGÁ

Prof. Dr. Willian R. Bispo M. Nunes
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
– UTFPR

Prof. Dr. Rodrigo da Ponte Caun
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
– UTFPR

Londrina, 15 de Março de 2024.

Dedico este trabalho ao Senhor nosso DEUS, que ao ser questionado por Moisés que perguntou a ELE “ E quando me perguntarem quem é o SENHOR e qual é o seu NOME, que direi. ” DEUS respondendo disse a Moisés.: EU SOU O QUE SOU. Diga EU SOU e me enviou a voz.....

Bendito seja Deus, como disse Davi.:” O Senhor é bom e Sua Misericórdia dura para Sempre”.

Às minhas Filhas Patrícia e Karina. À toda a minha Família.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a DEUS pela sua misericórdia e por ter estado comigo nessa caminhada, foram dias difíceis, algumas intempéries se levantaram, mas o SENHOR sempre esteve presente e nos momentos em que achava que ele não agia, hoje entendo que era necessário passar pelo embate, perdas, e assim no reconhecer da minha fragilidade, caminho na direção de se tornar uma pessoa melhor.

Agradecer aos Professores Dr. Alessandro Goedtel à época coordenador do Mestrado na UTF-PR, campus Cornélio Procopio, onde iniciei o mestrado, e ao Professor Dr. Hélio Voltolini, meu orientador à época, pessoas incríveis que acreditaram em mim em meio as dificuldades minhas, o meu obrigado.

Agradecer ao Professor Dr. Ruberlei Gaino meu orientador, pois me recebeu de braços e coração aberto lá em 2014 no Laboratório e desde então tendo paciência comigo, onde me oportunizou melhor conhecer a pesquisa e entender que a Graduação é apenas o começo de um mundo de conhecimento e oportunidades fantásticas, os trabalhos desenvolvidos foram maravilhosos, muito obrigado, Professor Dr. Ruberlei.

Agradecer ao Professor Dr. Márcio Roberto Covacic, meu coorientador, também me recebeu com carisma, e com ele pude crescer muito no conhecimento, aumentar o olhar crítico, autônomo, polindo ideias, contextualizando a técnica de maneira estruturada sem ferir a interpretação de leigos, e sem deixar de conotar a técnica para os especialistas, privilegiado pelas suas correções, onde sempre cresci, e foram inúmeras revisões de 5 artigos publicados, muito obrigado, professor Dr. Márcio. Ambos me orientaram com dedicação, profissionalismo e seriedade.

Agradecer ao Prof. Dr. Newton da Silva, um grande professor e profissional que nos presenteou com seus conhecimentos, apresentou-nos o DSP da Texas e sua tecnologia, elevando as pesquisas e os trabalhos a níveis de excelência, agradeço os ensinamentos, correções, conselhos, suas contribuições levarei para a vida.

Agradecer ao Prof. Dr. Willian Bispo, um profissional e pessoal incrível, onde tive o privilégio e oportunidade, de ser companheiro de estudos e pesquisa, e desenvolvimento de versões impactantes do protótipo da cadeira de rodas sendo que uma versão culminou em patente relevante, tive muito desenvolvimento técnico e como pessoa ao acompanhá-lo, é um presente tê-lo como Professor no mestrado, só gratidão a DEUS, Prof. Dr. Willian muito obrigado.

Agradecer aos Professores, Prof.^a Dr.^a Maria Bernadete e Prof. Dr. Francisco Granziere, Coordenadores do MEEL, na entrevista de apresentação de proposta do retorno me senti acolhido, animado, pelas sábias palavras de direcionamento que me deram, e sim por

esse gesto, minhas forças redobram e posso dizer o quanto isso me impulsionou, muito obrigado, a UEL além de ser um grande patrimônio da cidade de Londrina e região, esta entre as melhores do país, estrutura robusta, laboratórios de ponta, mas a maior riqueza, esta além, sim seus Docentes, o que posso dizer com toda a certeza pelo tempo que oportunamente frequentei o Mestrado, o CTU tem grandes Professores, o que o torna destaque no desenvolvimento do conhecimento tecnológico.

Não poderia deixar de agradecer o estimado Carlos Giuzzo que carinhosamente o chamamos de Carlos Patrão, proprietário da EletroInmatec Materiais Elétricos, um amigo de longa data e que acreditou no trabalho do grupo de pesquisa do Laboratório de Automação, Robótica e Controle, acreditou de tal forma que forneceu equipamentos de ponta, qualidade superior, o que nos fortaleceu e os trabalhos aconteceram, a patente aconteceu e o Laboratório está com o protótipo em condições perfeitas de continuidade de estudos diversos, muito obrigado, meu amigo, o conhecimento te agradece também.

Muitos são os que colaboraram em prol do desenvolvimento, não poderia deixar de mencionar o meu também amigo Prof. Valmir Pirolo (Professor do SENAI-SAP), colaborou com seus grandes conhecimentos mecânicos, o que foi primordial nas adequações mecânicas do protótipo, muito obrigado, meu querido.

A CAPES-Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Ensino Superior, pelo suporte financeiro dado a equipamentos necessários e oportunidade de participação de congressos.

Aos secretários do PPG-EE-UEL, à querida Aparecida (aposentada) e ao querido Leonardo Rodrigues Paulino, seus prestativos serviços e companheirismo, um Homem de DEUS.

A todos os Técnicos do DEEL, pelo apoio, atenção e suporte às atividades.

Aos demais professores do Programa de Mestrado em Engenharia Elétrica, pela partilha dos ricos conhecimentos, e como já dito acima, todos vocês são de grande valor para nós alunos.

Enfim, o agradecimento se estende a todos que contribuíram direta e indiretamente com os trabalhos e a conclusão do mesmo.

*“Eis que sua Alma se incha, não é reta
nele, mas o justo pela sua fé viverá”
(Habacuque 2:4)*

LEÔNICIO JR, ANTONIO PIRES. **CADEIRA DE RODAS ELÉTRICA COMANDADA PELAS VIBRAÇÕES DAS CORDAS VOCAIS NA GARGANTA.** 2024. 87f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Eletrica) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2024.

RESUMO

Este trabalho apresenta um estudo e aplicação de controle de cadeira de rodas por meio de vibrações da garganta, utilizando tecnologia desenvolvida em laboratório a partir de componentes e DSPs (Processamento Digital de Sinais) de custo acessível. A abordagem promete ser uma solução viável para pessoas com deficiência e dificuldades motoras, especialmente tetraplégicos. Além de enfrentar os desafios diários decorrentes de sua condição severa, esses indivíduos lidam com questões sociais de inclusão e acessibilidade, que têm recebido crescente atenção governamental e interesse da ONU. O trabalho é baseado em evoluções de dissertações do grupo de pesquisa, incluindo o estudo do acionamento por sopro e sucção, bem como a motorização em corrente alternada com controle vetorial. O avanço no modo de acionamento, combinado com o uso de inversores de frequência parametrizados vetorialmente como elementos finais de acionamento dos motores da cadeira de rodas, permitiu a captação eficaz da intenção de direção por meio de vibrações da garganta. Este método se mostrou eficiente em ambientes de ruído médio a alto, superando propostas que utilizam microfones, os quais são susceptíveis a interferências de ruídos baixos. Um protótipo foi montado e validou a aplicação, culminando na obtenção de uma patente aceita pelo INPI (Instituto Nacional da Propriedade Industrial).

Palavras-chave: Processamento digital de sinais; tecnologia assistiva; tetraplégicos; reconhecimento de voz; mobilidade urbana.

LEÔNICIO JR, ANTONIO PIRES. **ELECTRIC WHEELCHAIR CONTROLLED BY THE VIBRATIONS OF THE VOCAL CORDS IN THE THROAT**. 2024. 87p. Master's Thesis (Master in Electrical Engineering) – State University of Londrina, Londrina, 2024.

ABSTRACT

This paper presents a study and application of wheelchair control by means of throat vibrations, using technology developed in the laboratory from affordable components and DSPs (Digital Signal Processing). The approach promises to be a viable solution for people with disabilities and motor difficulties, especially quadriplegics. As well as facing the daily challenges arising from their severe condition, these individuals deal with social issues of inclusion and accessibility, which have received increasing governmental attention and UN interest. The work is based on developments in the research group's dissertations, including the study of blowing and suction drives, as well as alternating current motorization with vector control. The advance in the drive mode, combined with the use of vector-parameterized frequency inverters as the final drive elements of the wheelchair motors, has enabled effective capture of the steering intention by means of throat vibrations. This method proved to be efficient in medium to high noise environments, outperforming proposals that use microphones, which are susceptible to low noise interference. A prototype was assembled and validated the application, culminating in a patent being accepted by the INPI (National Institute of Industrial Property).

Keywords: Digital signal processing; assistive technology; quadriplegics; speech recognition; urban mobility.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Tipo de BCI não-invasivos.	18
Figura 2 – Primeiro equipamento de Ressonância magnética e seus criadores em 1977.	22
Figura 3 – Blocos Funcionais do Protótipo.	32
Figura 4 – DSP ELECHOUSE V3 SUNPLUS - Voice Recognition Module V . . .	34
Figura 5 – Diagrama em Blocos do SPCE061A	34
Figura 6 – Motor Trifásico em corte expondo a carcaça	36
Figura 7 – Estator do MIT alojamento das Bobinas	36
Figura 8 – Rotor - Reflete a força magnética transduzindo em força mecânica . . .	37
Figura 9 – Circuito Equivalente do MIT	37
Figura 10 – Sistema Proposto em Blocos funcionais.	40
Figura 11 – DSP ELECHOUSE V3 - Voice Recognition Module V	42
Figura 12 – Diagrama em Blocos da Programação	43
Figura 13 – Inicialização do Programa de interfaceamento, reconhecimento e drives	44
Figura 14 – Explicação do Gráfico de Análise do WASP	47
Figura 15 – Bloco Funcional do Sinal da Garganta	49
Figura 16 – Laringofone 1942 - SET 38 MKII / Posto 38	50
Figura 17 – Laringofone feito de baquelite – (Ericsson Co.; Ericson) 1930	51
Figura 18 – Laringofone em posição no modelo em consonância à imagem do aparelho fonador	52
Figura 19 – Explicação simplificada do efeito piezoelétrico: a) Molécula neutra, não sujeita a força. b) Molécula sujeita a força. c) Polarização na superfície do material	53
Figura 20 – Laringofone Baofeng UV-5R BF-A5 BF-888S	54
Figura 21 – Aparelho Fonador	57
Figura 22 – Forma de onda surda sonora do fonema SHI.	59
Figura 23 – Gráfico Exemplo de Análise do WASP	61
Figura 24 – Captura de Voz por microfone de Eletreto	62
Figura 25 – Captura de Voz por Laringofone	63
Figura 26 – Voluntário com o Laringofone em posição	63
Figura 27 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz Avança a 22 dB - Microfone . . .	64
Figura 28 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz Avança a 22 dB - Microfone com ruído	64
Figura 29 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz Avança a 22 dB - Laringofone . .	65
Figura 30 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz Avança a 22 dB - Laringofone com ruído	66

Figura 31 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz Retorna à 22 dB – Microfone . . .	66
Figura 32 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz Retorna à 22 dB – Microfone com ruído	67
Figura 33 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz Retorna à 22 dB – Laringofone .	68
Figura 34 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz Retorna à 22 dB – Laringofone com ruído	68
Figura 35 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz AVANÇA a 68,3 dB – Microfone	70
Figura 36 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz AVANÇA a 68,3 dB – Microfone ruído padrão	71
Figura 37 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz AVANÇA a 68,4 dB – Laringofone	72
Figura 38 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz AVANÇA a 68,4 dB – Laringofone com ruído	73
Figura 39 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz RETORNA a 68,4 dB – Microfone	74
Figura 40 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz RETORNA a 68,4 dB – Microfone	75
Figura 41 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz RETORNA a 67,7 dB – Laringofone	76
Figura 42 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz RETORNA a 67,7 dB – Laringofone	77

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características técnicas do Laringofone	54
Tabela 2 – Aparelho digestivo	56
Tabela 3 – Aparelho Respiratório	56
Tabela 4 – Taxa de acertos nos ambiente	78

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AINTEC/UEL	Agência de Inovação Tecnológica da Universidade Estadual de Londrina
AWS	Amazon Web Services
BCI	Brain Computer Interface
CAT	Comitê de Ajuda Técnica
CEPID	BRAIM Instituto Brasileiro de Neurociência e Neurotecnologia
DSP	Digital Signal Processor
ECG	Eletrocardiograma
EEG	Eletroencefalograma
EPI	Equipamentos de proteção individual
IA	Inteligência Artificial
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IFOC	Controle Indireto Orientado a Campo
INEP	Instituto Nacional de Estudos e Pesquisas
MEEL	Mestrado em Engenharia Elétrica
PCD	Pessoa com Deficiência
PEB	(Programa de Engenharia Biomédica)
PET	Tomografia por emissão de pósitrons
RCA	Root Cause Analysis
RM	Romografia computadorizada
SEDH	Secretaria Especial dos Direitos Humanos da Presidência da República
TC	Tessonância magnética
UEL	Universidade Estadual de Londrina

LISTA DE SÍMBOLOS

V_1	Tensão terminal por fase
E_1	Tensão induzida no estator por fase
R_1	Resistência do enrolamento do estator
X_1	Reatância de dispersão do estator por fase
X_m	Reatância de magnetização por fase
R_c	Perda no núcleo do estator por fase
E_2	Tensão induzida no enrolamento do rotor
R_2	Resistência do enrolamento do rotor
X_2	Reatância de dispersão do rotor
I_2	Corrente por fase no rotor
F_2	Frequência do circuito do rotor

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
1.1	Justificativa	19
1.2	Objetivos	20
1.2.1	Objetivos Gerais	20
1.2.2	Objetivos Específicos	20
2	ESTADO DA ARTE	22
2.1	Breve Histórico	22
2.2	Tecnologias Assistivas e Engenharia de Reabilitação	25
2.3	Trabalhos e Publicações	26
3	MATERIAIS E MÉTODOS DA CADEIRA DE RODAS POR LARINGOFONIA E MOTORES ELÉTRICOS	30
3.1	Delineamento Metodológico	30
3.1.1	Pessoas com Deficiência PD	30
3.1.1.1	Cadeira de Rodas - Protótipo	32
3.1.1.2	ARDUINO e DSP Reconhecimento de Voz	33
3.1.1.3	DSP Reconhecimento de Voz	33
3.1.1.4	Motores de Indução Trifásicos - Aplicados a Cadeira de Rodas	34
3.1.2	Motor de indução trifásico	35
3.1.3	Motores CC - Comparativo e Blocos Funcionais	39
3.1.3.1	Software de Análise da Voz	41
4	ESTRATÉGIA DE ACIONAMENTO POR LARINGOFONIA	49
4.1	Voz e Processamento	49
4.2	Conceitos da Voz Humana	54
4.3	Produção Surdo Sonora	58
5	RESULTADOS E DISCUSSÕES	60
5.1	Análise dos Resultados.: Reconhecimento em Ambientes diversos.	60
5.1.0.1	Análise dos sons de comando.: Comparativo Microfone de Eletreto versus Laringofone Piezoelétrico	63
6	DISCUSSÕES DOS RESULTADOS	78
7	CONCLUSÕES GERAIS	79

7.1	TRABALHOS, PATENTES, PRÊMIO E PLUBICAÇÕES . .	79
	REFERÊNCIAS	81
	APÊNDICES	83
	APÊNDICE A – ALGORITMO NO TMS320F283355 - CON- TROLE DOS INVERSORES	84
	APÊNDICE B – ALGORITMO NO ARDUINO - CONTROLE DOS SINAIS DE VOZ/INTENÇÃO	85
	APÊNDICE C – ALGORITMO NO ARDUINO - EDUCA- ÇÃO DOS COMANDOS DE VOZ ARDUINO/ELECHOU V3	86
	APÊNDICE D – REPORTAGEM RIC TV - APRESENTA- ÇÃO DO PROTÓTIPO	87

1 INTRODUÇÃO

Desde meados do século XX, a ideia de controlar dispositivos por meio da voz deixou de ser apenas ficção científica e se tornou objeto de estudo em instituições de ensino avançado. O processamento da voz por computadores foi objeto de pesquisa desde então. Atualmente, o reconhecimento de voz é uma realidade e se tornou um dos temas mais explorados na pesquisa científica. Diversas tecnologias estão sendo aplicadas e desenvolvidas nessa área. Uma tecnologia antiga, mas comum, é o reconhecimento de voz em telefones celulares, enquanto a interação com Inteligência Artificial por meio da fala para comandar ações em residências e empresas é uma aplicação mais recente e amplamente utilizada (JURAFSKY, Daniel; MARTIN, 2008).

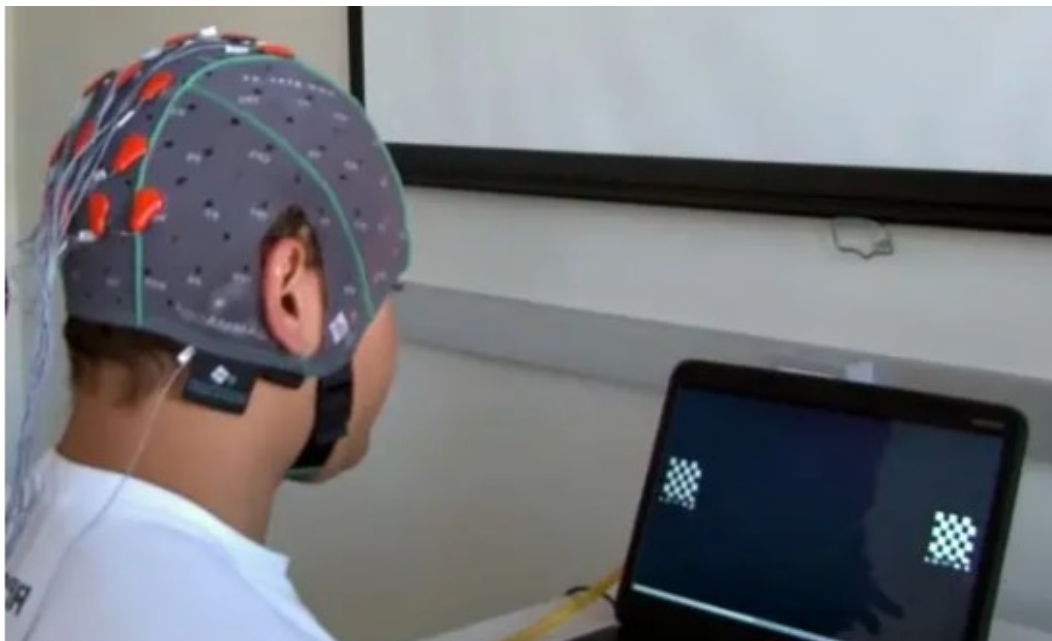
Em busca de soluções inclusivas, este trabalho visa auxiliar pessoas com deficiência (PCD), especialmente aquelas com tetraplegia, oferecendo a opção de controle por voz em cadeiras de rodas motorizadas. A dificuldade enfrentada por PCDs é notória, seja em sua mobilidade, interações sociais ou comunicação.

O campo da Engenharia Biomédica e de Reabilitação, aliado às Tecnologias Assistivas, tem crescido em países desenvolvidos, incluindo o Brasil. Essas áreas contribuem para ampliar as habilidades funcionais das pessoas com deficiência, promovendo independência, inclusão e socialização. Tecnologias como interfaces cérebro-computador (BCI), que permitem controlar dispositivos por meio da atividade cerebral, estão entre as inovações que derrubam barreiras físicas, mentais e sensoriais.

Como afirmou Rudabaugh (1993) : "Para as pessoas sem deficiência, a tecnologia torna as coisas mais fáceis. Para as pessoas com deficiência, a tecnologia torna as coisas possíveis." Quem disse isso foi Mary Pat Radabaugh, diretora do Suporte Nacional de Pessoas com Deficiência da IBM dos Estados Unidos, Essa citação ressalta a importância das engenharias envolvidas nesse contexto, que desempenham um papel fundamental na vida cotidiana das pessoas com deficiência.

Conceituando sobre Tecnologia Assistiva ,em 16 de novembro de 2006, a Secretaria Especial dos Direitos Humanos da Presidência da República - SEDH, através da portaria nº 142, instituiu o Comitê de Ajudas Técnicas - CAT, formado por grupo de especialistas brasileiros e órgãos governamentais, o CAT assim que instituído tem como objetivos principais, apresentar propostas de políticas governamentais e parcerias entre a sociedade civil e órgãos públicos referente à área de tecnologia assistiva; estruturar as diretrizes da área de conhecimento; realizar levantamento dos recursos humanos que atualmente trabalham objetivando a formação, estimular nas esferas, a criação de centros de pesquisa; propor a criação de cursos na área de tecnologia assistiva, bem como o desenvolvimento de outras

Figura 1 – Tipo de BCI não-invasivos.



Fonte: PASCHOARELLI e MEDOLA, 2016

ações visando formar recursos humanos qualificados e propor a elaboração de estudos e pesquisas, sendo que, relacionado com o tema da tecnologia assistiva, tem-se a Engenharia Biomédica e de Reabilitação como braço forte da Tecnologia Assistiva (BRASIL – SDHPR, 2012).

A tetraplegia, também conhecida como quadriplegia, é uma condição física grave que resulta na perda de movimento dos braços e pernas em diferentes graus. As causas variam, mas estão frequentemente relacionadas a danos na medula espinhal na região cervical, decorrentes de acidentes automobilísticos, mergulhos de cabeça, lesões por armas de fogo, erros médicos ou derrames cerebrais. Em 2010 o CENSO estimou que cerca de três milhões de pessoas no Brasil vivem com condição severa de não locomoção (Cartilha CESNSO, 2010), enfrentando desafios significativos em sua mobilidade e independência.

A falta de controle das mãos e a imobilidade resultam em dificuldades para realizar atividades cotidianas, como se alimentar, higienizar-se e se comunicar. A dependência de outras pessoas para essas tarefas pode levar ao isolamento social e impactar negativamente o bem-estar psicológico.

No entanto, avanços tecnológicos têm tornado a vida dessas pessoas menos penosas. Diversos sistemas de assistência foram desenvolvidos ao longo do tempo, muitos dos quais são ativados por meio de comandos de voz, sinais cerebrais ou movimentos oculares. Essas tecnologias permitem maior independência e inclusão social para os portadores de tetraplegia e suas famílias.

Empresas como IBM, Google, Amazon, Microsoft, Nuance e Apple têm se des-

tacado no desenvolvimento de sistemas de reconhecimento de voz altamente precisos. O IBM Watson Speech to Text, o Google Speech-to-Text, o Amazon Transcribe, o Azure Speech Service da Microsoft, o Dragon Naturally Speaking da Nuance e o Apple Siri são exemplos de tecnologias que oferecem reconhecimento de voz para uma variedade de comandos e tarefas, integrados em uma variedade de dispositivos e aplicativos. Essas tecnologias não só facilitam a interação homem-máquina, mas também fornecem uma forma mais acessível e eficaz de comunicação para pessoas com deficiências físicas.

Além disso, o desenvolvimento de tecnologias assistivas específicas, como o acionamento de cadeiras de rodas por comando de voz e o uso de motores de indução em substituição aos motores tradicionais, tem potencial para melhorar significativamente a qualidade de vida dos tetraplégicos, oferecendo maior autonomia e redução de custos. (PACHOALLERI E ORSI, 2018) .

Em resumo, o avanço das tecnologias de reconhecimento de voz e assistivas, impulsionadas por empresas líderes nesse campo, representa uma importante ferramenta para promover a independência e a inclusão social de pessoas com tetraplegia, permitindo que elas realizem tarefas cotidianas e participem ativamente da sociedade.

1.1 Jutificativa

O controle por voz é uma inovação promissora para cadeiras de rodas, especialmente para tetraplégicos, oferecendo maior conforto e autonomia. No entanto, sua aplicação enfrenta desafios devido ao ruído ambiente, o que pode comprometer a segurança do usuário. Este trabalho propõe o uso de um sensor de voz baseado em laringofonia, captando sinais vocais por vibrações da garganta, proporcionando maior confiabilidade e segurança ao sistema.

Com base em pesquisas anteriores e orientado pela Engenharia Biomédica e de Reabilitação, este estudo visa melhorar a acessibilidade e inclusão de tetraplégicos. Explorando avanços tecnológicos e utilizando motores de indução em substituição aos motores de corrente contínua, busca-se otimizar a eficiência energética e reduzir custos. Além disso, é destacada a importância da interação homem-máquina por meio de comandos de voz confiáveis.

Ao desenvolver um sistema de reconhecimento de voz em ambientes ruidosos e com a utilização do laringofone, busca-se garantir a segurança e eficácia das operações. Considerando os avanços na Engenharia Biomédica e nas Tecnologias Assistivas, este trabalho visa melhorar a qualidade de vida das pessoas com deficiência, promovendo a inclusão e autonomia. A pesquisa é guiada pelo compromisso com a sustentabilidade e a ética, visando atender às necessidades e direitos das pessoas com deficiência em um mundo mais inclusivo.

Apesar do crescente uso de sistemas de reconhecimento de voz comercialmente com o uso por microfone, a utilização destes sistemas geralmente leva à escolha de características específicas na etapa de desenvolvimento:

- Tamanho do Vocabulário: Uma escolha complicada e longa afeta o grau de dificuldade de treinamento e reconhecimento.
- Gramática:
- Maneira de falar, o sentimento agregado.
- Falante, e sua repetibilidade.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivos Gerais

- Implementar manipulação alternativa na cadeira de rodas protótipo, por voz, por Laringofone sensor.
- Implementar o controle e acionamento da cadeira via motores de corrente alternada em modo pronto de aplicação. rendimento aplicado em cadeiras de rodas.
- Implementar a modo sistema de segurança na cadeira de rodas , contra acionamento indevido e queda.

1.2.2 Objetivos Especificos

- Estudo de comportamento de DSP reconhecedor de voz , associado ao laringofone sensor.
- Analisar ensaios de testes de educação do DSP reconhecedor de voz , via laringofone sensor, as expressas da qualidade e confiabilidade, em conjunto com o treino dedicado.
- Estudar o funcionamento e configurações dos periféricos do DSP de reconhecimnto de voz e realizar o controle e acionamento do sistema por meio do DSP ARDUINO UNO.
- Executar ensaios de levantamento de sinais acionadores, do comando em paralelo ao Joystick, explorar o bloqueio de prioridade.

A priori, este trabalho está organizado em capítulos, dispostos da seguinte forma:

- **Capítulo 2 – Estado da Arte:** Apresenta uma revisão de literatura da engenharia biomédica, de reabilitação e tecnologias assistivas, a pessoa com deficiência em evidência, a sociedade em evolução de comportamento quanto ao deficiente paraplégico e tetraplégico ao centro, a Cadeira de rodas motorizada e uso, e a bioética, tudo à luz de trabalhos realizados pelo grupo de pesquisa, com motores de corrente contínua e alternada, a modos de direção por Joystick, comando por sopro e sucção, abrindo a discussão com os já implementados e o acionamento aqui apresentado por Laringofonia. Enfatizando-se as patentes com motores de indução aplicados em veículos móveis e suas características. A contribuição deste trabalho no histórico em progresso frente ao tema de pesquisa.
- **Capítulo 3 - Materiais e Métodos:** Apresenta-se a construção hardware, utilizada na montagem, bem como o tipo de controle de sentidos utilizado nessa versão, por acionamento via vibrações da garganta Laringofone. Detalhamento de todas as partes construtivas, e os DSP's utilizados, o de reconhecimento de voz, o de interfaceamento de comando da ação ARDUINO e os inversores que acionam os motores.
- **Capítulo 4 - Estratégia de acionamento por Laringofonia:** apresenta a implementação do laringofone sensor e a estratégia de utilização via reconhecedor DSP, seu funcionamento e aquisição de sinais, frente aos ambientes possíveis de condições, e programa em C implementado dando as logicas de ação e metodologia para comunicação com DSP ARDUINO e elementos finais de controle.
- **Resultados:** A apresentação dos resultados obtidos por meio de testes nos protótipos e suas etapas, reconhecimento de fala a ambientes, interfaceamento de ações e acionamento dos motores, teve-se simulações realizadas com os parâmetros provindo com os ensaios dos motores, onde foi modelado o motor no ambiente MatLab e os resultados diversos com o sistema em funcionamento prático.
- **Conclusões Gerais:** A ressaltar-se pontos relevantes identificados no processo e pontos de estudos e ensaios, a importância do tema sua conexão ao protagonismo do deficiente físico, abrindo espaço para trabalhos futuros.

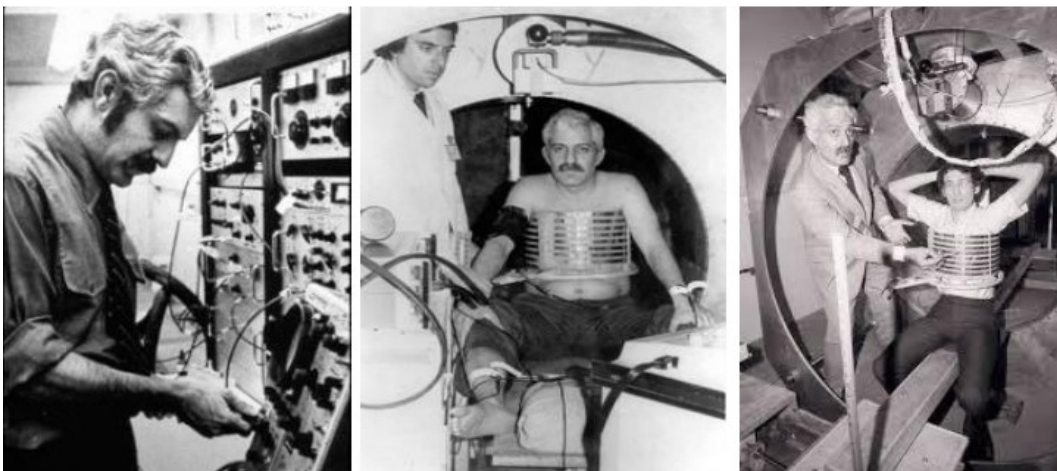
2 ESTADO DA ARTE

Aborda-se neste capítulo a evolução da engenharia biomédica, engenharia de reabilitação e tecnologias assistivas para saúde humana, equipamentos médicos e pessoas com deficiência, evolução da introdução social do deficiente e o quanto contribuiu a tecnologia para isso, a bioética e a acessibilidade, trabalhos científicos, e elaborados pelo grupo de pesquisa, destacando-se alguns e respectivas patentes com relação ao trabalho proposto, o pioneirismos que antecedeu, de trabalhos, patentes e soluções tecnológicas, as diferenças de controle, bem como as melhorias propostas pelo presente trabalho para a pesquisa e uso final.

2.1 Breve Histórico

A Engenharia Biomédica é uma faculdade de conhecimento multidisciplinar a combinar as áreas engenharia, biologia e a medicina, aplicando técnicas e princípios de base da engenharia, e visa a solucionar problemas de relação direta com a saúde humana, abrangendo desde a diagnóstica, tratamento, reabilitação e cirurgia, no tocante à suporte de tecnologias e dispositivos. Chamados de engenheiros clínicos por vezes, diante das necessárias soluções técnicas desafiadoras, tem como um dos principais campos de atuação o desenvolvimento de equipamentos médicos e instrumentação das variáveis pertinentes ao campo da saúde, a exemplo dentre muitos a máquina de ressonância magnética, o primeiro equipamento criado foi testado em 1977, desenvolvido por três americanos: Raymond Damadian, Larry Minkoff e Michael Goldsmith, veja a imagem 2. (BLISS MICHAEL, 2016).

Figura 2 – Primeiro equipamento de Ressonância magnética e seus criadores em 1977.



Fonte: (LOPES, 2019)

Dentre outros departamentos temos atribuídos à engenharia biomédica e de reabilitação, desenvolvimento de dispositivos médicos, próteses, implantes, marca-passos,

aparelhos auditivos tudo à luz da engenharia conectada à medicina e biologia, a externar também o processamento de sinais biomédicos, eletroencefalograma (EEG), eletrocardiograma (ECG) e outros, para diagnosticar e monitorar doenças. A acrescentar e tão importante quanto as demais, tem-se a clínica gestão da manutenção e assistência aos equipamentos e dispositivos médicos. A engenharia Biomédica tem tido avanços significativos e expandindo para engenharia de Tecidos e Órgãos, abrindo para a pesquisa e desenvolvimento de tecidos artificiais e órgãos para aplicações em transplantes e tratamentos regenerativos. Em estreita colaboração com médicos, biólogos, profissionais da saúde e outros engenheiros para resolver problemas específicos do campo da saúde e contribuir para avanços médicos e tecnológicos. Sendo de suma importância essa colaboração multidisciplinar, o que essencialmente garante que as soluções desenvolvidas sejam seguras e confiáveis, eficazes e atendam às necessidades dos pacientes e profissionais da saúde. Em estreita colaboração com médicos, biólogos, profissionais da saúde e outros engenheiros para resolver problemas específicos do campo da saúde e contribuir para avanços médicos e tecnológicos. Sendo de suma importância essa colaboração multidisciplinar, o que essencialmente garante que as soluções desenvolvidas sejam seguras e confiáveis, eficazes e atendam às necessidades dos pacientes e profissionais da saúde (ALBRECHT, B. L. 2010).

Ao longo dos anos, a Engenharia Biomédica evoluiu rapidamente, impulsionada por avanços na eletrônica, computação, materiais e biologia. A criação de técnicas de imagem médica, como a tomografia computadorizada (TC) e a ressonância magnética (RM), revolucionou o diagnóstico e o tratamento de doenças. Além disso, dispositivos médicos como desfibriladores, implantes ortopédicos, próteses e equipamentos de suporte à vida foram aprimorados e desenvolvidos por engenheiros biomédicos (BAREA, R. et al. 2002).

A área de Engenharia Biomédica também tem desempenhado um papel fundamental na pesquisa e desenvolvimento de terapias avançadas, como a terapia genética e a nanomedicina. Além disso, a integração da tecnologia da informação e comunicação na área da saúde resultou em avanços significativos em sistemas de saúde digital, telemedicina e monitoramento remoto de pacientes.

Creditada como a aplicação dos métodos de distintas áreas das Ciências exatas e de engenharia no campo das ciências médicas e biológicas, em multidisciplinariedade. A evolução crescente da tecnologia nas últimas décadas levou a Engenharia Biomédica a atuar também no desenvolvimento de instrumentos para uso médico (Engenharia Médica) e na sua utilização adequada em ambiente médico-hospitalar (Engenharia Clínica).

Nos anos 80, a atuação foi estendida para setores da saúde pública e saúde coletiva, dando-se início ao que hoje denominamos de Engenharia de Sistemas de Saúde. Hoje em dia muitos outros nomes são utilizados para designar diferentes áreas de atuação da engenharia na área de saúde e muitas vezes as pessoas nem percebem ou sabem disto.

Com início na década de 70, a formação em Engenharia Biomédica planta seus marcos no PEB, (Programa de Engenharia Biomédica) da Faculdade do Rio de Janeiro, comum curso de mestrado. Na mesma época surgiu a Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica (SBEB).

Até o começo dos anos 2000 a formação na área ocorria sempre na pós-graduação, mas hoje em dia existem alguns cursos de graduação em diferentes estados. O PEB não oferece cursos de graduação, mas atua em diferentes cursos e, recentemente, oferece uma disciplina específica de Engenharia Biomédica (COB502) para os cursos de Engenharia da POLI/UFRJ (ver SBEB – cursos). A Engenharia Biomédica é uma disciplina interdisciplinar que combina princípios de engenharia, ciências da saúde e biologia para desenvolver soluções inovadoras para problemas na área da saúde. As contribuições da Engenharia Biomédica são vastas e abrangem uma variedade de áreas, podemos destacar algumas, a saber.:

- Desenvolvimento de dispositivos médicos: onde se projetam, desenvolvem e aprimoram uma ampla gama de dispositivos médicos, como equipamentos de imagem (por exemplo, ressonância magnética, tomografia computadorizada), monitoramento de pacientes, próteses, dispositivos de reabilitação, equipamentos cirúrgicos.
- Imagens medicinais: tecnologias de imagem médica avançadas, incluindo métodos de imagem por ultrassom, ressonância magnética, tomografia por emissão de pósitrons (PET) e outros, permitindo diagnósticos mais precisos e não invasivos.
- Implantes e Próteses: Um papel fundamental na criação de implantes médicos e próteses, como marca-passos cardíacos, implantes cocleares para restauração auditiva, próteses de membros e articulações, entre outros.
- Biotecnologia e Engenharia Genética: Atua-se na pesquisa e desenvolvimento de terapias genéticas e celulares, incluindo a manipulação de genes para tratar doenças genéticas e a produção de medicamentos biológicos.
- Telemedicina e Saúde Digital: Com o avanço da tecnologia, a engenharia biomédica também contribui para a telemedicina e a saúde digital, desenvolvendo aplicativos móveis, dispositivos de monitoramento remoto e plataformas de diagnóstico online.
- Biomecânica: Desempenha um papel fundamental na compreensão da biomecânica do corpo humano, permitindo projetar dispositivos e técnicas que ajudam na reabilitação, prevenção de lesões e melhoria do desempenho atlético.
- Engenharia de Tecidos e Medicina Regenerativa: Os engenheiros biomédicos contribuem para a criação de tecidos e órgãos artificiais, utilizando técnicas como a bioimpressão 3D e a engenharia de tecidos, para tratar lesões e doenças crônicas.

- **Análise de Sinais Biológicos:** Engenheiros biomédicos desenvolvem algoritmos e sistemas para analisar sinais biológicos complexos, como eletrocardiogramas (ECG), eletroencefalogramas (EEG) e sinais de imagem, auxiliando na detecção precoce de doenças e distúrbios.
- **Inteligência Artificial e Aprendizado de Máquina:** Não poderia deixar de falar a contribuição com a aplicação de técnicas de inteligência artificial e aprendizado de máquina, o que na Engenharia Biomédica tem permitido avanços na análise de dados médicos, diagnósticos assistidos por computador e previsão de resultados clínicos.

Temos assim as contribuições da Engenharia Biomédica, que oferece para a melhoria da saúde e do cuidado médico.

2.2 Tecnologias Assistivas e Engenharia de Reabilitação

As tecnologias assistivas abrangem uma ampla gama de dispositivos, sistemas e equipamentos projetados para melhorar a funcionalidade e qualidade de vida das pessoas com deficiência física ou cognitiva. Essas tecnologias ajudam essas pessoas a realizar tarefas diárias, participar de atividades sociais e alcançar maior autonomia, superando barreiras funcionais.

Em particular, as tecnologias assistivas contribuem para a mobilidade de pessoas com deficiência física, oferecendo dispositivos e métodos de controle corporal e por voz. Com avanços tecnológicos em sensoriamento e eletrônica, essas soluções estão se tornando cada vez mais eficazes.

A Engenharia de Reabilitação, um subcampo da Engenharia Biomédica, concentra-se na aplicação dessas tecnologias para ajudar na reabilitação física e funcional de pessoas com deficiências. Trabalhando em colaboração com profissionais de saúde, como fisioterapeutas e médicos, os engenheiros desenvolvem soluções personalizadas para melhorar a independência, acessibilidade e qualidade de vida dos pacientes.

As cadeiras de rodas motorizadas são um exemplo de tecnologia assistiva amplamente utilizada. Ao longo do tempo, essas cadeiras evoluíram com melhorias no design e materiais, oferecendo maior conforto e mobilidade aos usuários. Além disso, adaptações personalizadas são feitas para atender às necessidades específicas de cada indivíduo (PASCHOALLERI E ORSI, 2018).

A bioética e a biossegurança desempenham um papel crucial nesse contexto, garantindo que os avanços científicos e tecnológicos sejam feitos de maneira ética e segura. A bioética aborda questões morais e dilemas éticos relacionados à biotecnologia e medicina, enquanto a biossegurança se concentra na prevenção de riscos e acidentes envolvendo agentes biológicos.

Apesar dos avanços, ainda existem desafios relacionados à acessibilidade e à aceitação das pessoas com deficiência na sociedade. A falta de informação, preconceitos e barreiras físicas e sociais podem limitar a participação e inclusão dessas pessoas em vários aspectos da vida. Promover a conscientização, desafiar estereótipos e promover uma cultura de respeito e empatia são passos essenciais para construir uma sociedade mais justa e inclusiva. A engenharia biomédica, juntamente com as tecnologias assistivas e a engenharia de reabilitação, desempenha um papel significativo nesse processo contínuo de melhoria da qualidade de vida e inclusão das pessoas com deficiência.

2.3 Trabalhos e Publicações

Há mais de quarenta anos, o avanço tecnológico no deslocamento de pessoas com mobilidade reduzida, especialmente tetraplégicos e paraplégicos, tem sido uma prioridade. As cadeiras de rodas têm sido o foco desses esforços, buscando proporcionar maior autonomia e independência às pessoas com deficiência. Ao longo do tempo, diversas técnicas e tecnologias assistivas foram desenvolvidas para atender a essa necessidade crescente.

Ao olharmos para a linha do tempo desses avanços, observamos contribuições preliminares que delinearam o caminho a ser seguido no desenvolvimento de diferentes modos de acionamento para cadeiras de rodas. Desde a implementação de motores de indução trifásicos até o controle por inversor de frequência, os resultados têm sido satisfatórios, proporcionando maior eficiência e controle sobre o movimento das cadeiras de rodas. Um destaque ao Grupo de Pesquisa da UEL (Universidade Estadual de Londrina) que há mais de duas décadas tem emplacado trabalhos relevantes com patentes e prêmios.

Esses avanços não apenas melhoram a mobilidade das pessoas com deficiência, mas também promovem sua inclusão e independência. Tecnologias como o controle por voz, sensores de movimento e sistemas de monitoramento remoto estão cada vez mais integrados às cadeiras de rodas, permitindo uma interação mais intuitiva e eficaz com o ambiente ao redor.

Portanto, a evolução tecnológica nas cadeiras de rodas não se limita apenas ao aspecto mecânico, mas também abrange uma variedade de soluções assistivas que visam melhorar a qualidade de vida e a inclusão social das pessoas com mobilidade reduzida.

- 1973 (EISELE e WILHELM, 1973) Veículo com Motor de corrente alternada, acionado por inversor de frequência (a tiristores) e controle em pedal.
- 1985 (SMITH e JONES, 1985). Desenvolvimento de um exoesqueleto robótico para auxiliar no movimento de membros superiores em pacientes tetraplégicos.
- 1998 (GARCIA et al., 1998). Sistema de controle por interface cerebral para cadeiras de rodas motorizadas: Uma abordagem para paraplégicos.

- 2006 (RUDINEC, 2006). Veículo em ambiente de mineração com inversor no modo escalar , barramento de CC, banco de baterias.
- 2012 (WANG e CHEN, 2012). Desenvolvimento de um dispositivo de controle de voz para tetraplégicos, integrado a sistemas de automação residencial.
- 2015 (SILVA et al., 2015). Estudo sobre a eficácia de órteses e próteses motorizadas em pacientes com paraplegia: Avaliação clínica e funcional.
- 2020 (MARTINS e PEREIRA, 2020). Aplicação de inteligência artificial na adaptação de veículos para pessoas com tetraplegia: Um sistema de direção autônoma controlado por comandos oculares.

Grupo de Pesquisa UEL

Artigos

- GAINO, R.; OLIVEIRA, H. P. ; LONE, L. P. ; SILVA, M. A. ; FONSECA SOBRINHO, A. S. ; GERMANOVIX, Walter . Cadeira de Rodas Controlada por Sopros e Sucções. Semina (Londrina), Brasil- Londrina -PR, v. 21, n.04, p. 03-07, 2000.
- NUNES, W. R. M. ; da Silva, N. ; COVACIC, MARCIO R. ; LEONCIO JUNIOR, A. P. ; Ruberlei Gaino . 3ph High Efficiency Induction Motors with IFOC Applied to a Wheelchair by Joystick. IEEE Latin America Transactions, v. 14, p. 2041-2051, 2016. Citações:3|2

Capítulo de livro

- GENTILHO JR, E. ; COVACIC, M. R. ; BIAZETO, A. R. ; GAINO, R. . Controle implementado em DSP para cadeira de rodas acionada por sopro e sucção. Inovação e Tecnologia. 1ed.: Editora Faculdade de Tecnologia SENAI Londrina, 2014, v. 1, p. 236-248.
- NUNES, W. R. M. ; GONGORA, V. L. ; da Silva, N. ; GAINO, R. . Estudo do controle vetorial por lógica fuzzy/PI aplicado a motor de indução em baixa velocidade. Inovação e Tecnologia. 1ed.: Editora Faculdade de Tecnologia SENAI Londrina, 2014, v. 1, p. 249-260.
- NUNES, W. R. M. ; da Silva, N. ; GAINO, R. ; Covacic, M.R. ; LEONCIO JUNIOR, A. P. . Controle de campo orientado indireto para motores de indução trifásicos. Livro Didático. 1ed.: Editora Faculdade de Tecnologia SENAI Londrina, 2014, v. 1, p. 46-57.

Texto de jornais

- NUNES, W. R. M. ; LEONCIO JUNIOR, A. P. ; SILVA, N. ; COVACIC, MARCIO R. ; Ruberlei Gaino . Pesquisadores da UEL inovam com tecnologia em cadeira de rodas. FAPESP 60 Na Mídia, São Paulo, 14 fev. 2022.
- NUNES, W. R. M. ; LEONCIO JUNIOR, A. P. ; SILVA, N. ; COVACIC, MARCIO R. ; Ruberlei Gaino . Cadeira de rodas motorizada com mais autonomia é patenteada por pesquisadores da UEL. Revista da Propriedade Industrial (RPI) 2666 ? Patentes, Brasília, 08 fev. 2022.
- NUNES, W. R. M. ; LEONCIO JUNIOR, A. P. ; SILVA, N. ; COVACIC, MARCIO R. ; Ruberlei Gaino . Cadeira de rodas motorizada é patenteada por pesquisadores da UEL. O Perobal UEL, Londrina, 07 fev. 2022.

Congresso

- MINEO, MAXWELL SIMÕES ; Ruberlei Gaino ; COVACIC, MARCIO R. . Variable Structure Control for a Simplified Linear Model of a Wheelchair. In: IEEE IFAC International Conference on Automation / XXIV Congreso de la Asociación Chilena de Control Automático, 2021, Chile (conferência online)., 2021, Chile. Proceedings of the IEEE IFAC International Conference on Automation, XXIV Congreso de la Asociación Chilena de Control Automático. , 2021., 2021. p. 1-8.
- NUNES, W. R. M. ; da Silva, N. ; GAINO, R. ; Covacic, M. R. ; LEONCIO JUNIOR, A. P. . Cadeira de rodas com motores de indução trifásico, controle vetorial e comando por joystick. In: Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2014, Uberlândia. XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2014. p. 1887-18891.
- LEONCIO JUNIOR, A. P. ; NUNES, W. R. M. ; COVACIC, M. R. ; COCCO, G. G. ; GIUZIO, C. ; LUPATELLI, R. ; PIROLO, V. ; RODRIGUES, P. F. ; BASSI, P. ; GAINO, R. . Acionamento de uma Cadeira de Rodas pela Percepção da Intensidade de Sopro e Sucção. In: Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2014, Uberlândia-MG. Anais do XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2014. p. 2065-2069.
- GENTILHO JR, E. ; ROSA FILHO, J. E. A. S. ; BIAZETO, A. R. ; Covacic, M.R. ; Carvalho A. A. ; Teixeira, M. C. M. ; FONSECA SOBRINHO, A. S. ; Kozan R. F. ; Junqueira M. N. J. ; GAINO, R. . Controle Implementado em DSP para Cadeira de Rodas Acionada por Sopro e Sucção. In: XI SBAI Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente, 2013, Fortaleza. SBAI DINCON 2013, 2013. p. 1-6.
- ROSA FILHO, J. E. A. S. ; GENTILHO JR, E. ; Covacic, M.R. ; GAINO, R. . Técnica de Controle Otimizado Aplicada a Uma Cadeira de Rodas Controlada por

Sopro e Sucção. In: XI SBAI Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente, 2013, Fortaleza. SBAI DINCON 2013, 2013. p. 1-6.

- GAINO, R.; GERMANOVIX, Walter ; FONSECA SOBRINHO, A. S. . Cadeira de Rodas Controlada por Sopros e Sucções. In: III Congresso Brasileiro de Computação, 2003, Itajai. Congresso Brasileiro de Computação. Itajaí: TEC ART Editora Ltda, 2003. p. 1490-1500.
- GAINO, R.; GERMANOVIX, Walter ; SUZUKI, I. . Método de Controle de Uma Cadeira de Rodas. In: III Congresso Brasileiro de Computação, 2003, Itajaí. Congresso Brasileiro de Computação. Itajai: TEC ART Editora Ltda, 2003. p. 1713-1715.
- GAINO, R.; SUZUKI, I. ; FONSECA SOBRINHO, A. S. ; GERMANOVIX, Walter . Implementação e Análise do Controle de Uma Cadeira de Rodas Através de Sopros e Sucções. In: SBAI, 2003, Bauru. 6º Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente. Bauru: TEC ART Editora Ltda, 2003. p. 775-780.

3 MATERIAIS E MÉTODOS DA CADEIRA DE RODAS POR LARINGOFONIA E MOTORES ELÉTRICOS

3.1 Delineamento Metodológico

Para atingir os objetivos propostos frente às hipóteses, condições adversas ambientais de ruídos, e segurança intrínseca ao cadeirante em questão, tido no trabalho como protagonista do objeto de estudo e desenvolvimento tecnológico do protótipo, elencam-se aqui duas fases distintas.

A primeira fase com duas frentes, a primeira frente, constituiu na sequência de estudos e continuação das dissertações (GENTILO, 2014) e (BISPO, 2015), onde foi abordado respectivamente o acionamento da cadeira por sopro e sucção com motorização convencional e aplicação de motores de indução de alto rendimento com tecnologia de controle inovadora, das quais houve a participação de apoio no desenvolvimento, e aqui no trabalho exploração dos avanços, onde é posto inovador acionamento via voz/vibrações da garganta por algoritmos de identificação de voz em conjunto a aplicação da tecnologia motora AC por controle Vetorial. No trabalho, apresenta-se a evolução de sopro e sucção para comando de voz com Laringofone, e no acionamento dos motores CA, aplica-se inversor de Frequência comercial, parametrizado no modo Vetorial.

A segunda frente, mapeamento da necessidade da população de pessoas com deficiência PD, sua inclusão no todo na sociedade, máxima autonomia de locomoção, pesquisa estruturada, a aplicar algoritmos e dispositivos viáveis para identificação da voz, com comando confiável mesmo em ambientes agressivos à audição e identificação de voz, uso do laringofone como captor foi certificado como importante opção de confiabilidade, o que em conjunto aos dispositivos de identificação, e drives e acionamento fez com que satisfatórias respostas de operação fossem atingidas, o que é demonstrado em resultados.

3.1.1 Pessoas com Deficiência PD

Comemora-se no dia 3 de dezembro, o Dia Internacional das Pessoas com Deficiência PD, uma data estabelecida em 1992 pela Assembleia Geral das Nações Unidas por meio da resolução nº 47/3. O objetivo dessa celebração é promover a compreensão das questões relacionadas à deficiência e mobilizar apoio para a dignidade, direitos e bem-estar dessas pessoas.

A temática da campanha de 2022, intitulada "Soluções transformadoras para o desenvolvimento inclusivo: o papel da inovação na promoção de um mundo acessível e equitativo", aborda diversos pontos essenciais:

Inovação no desenvolvimento inclusivo no emprego para pessoas com deficiência:

Exploração das conexões entre emprego, conhecimento e habilidades necessárias em um ambiente tecnológico em constante evolução. Discussão sobre como as tecnologias assistivas podem melhorar a acessibilidade ao emprego e ser integradas nos locais de trabalho. Inovação no desenvolvimento inclusivo para reduzir a desigualdade (BRASIL. SDHPR, 2012).

Exploração de inovações, ferramentas e boas práticas para diminuir as disparidades nos setores público e privado, especialmente na promoção da diversidade no local de trabalho. Inovação no desenvolvimento inclusivo no esporte como exemplo:

Utilização do esporte como um caso exemplar de boas práticas e um terreno inovador, destacando seu papel na inovação, emprego e equidade. Conforme dados da ONU, mais de 1 bilhão de pessoas globalmente vivem com alguma forma de deficiência, com 80% delas residindo em países em desenvolvimento. Apesar dos avanços nos direitos, as pessoas com deficiência continuam enfrentando obstáculos significativos, sendo um dos grupos mais marginalizados em áreas como saúde, educação e emprego.

No Brasil, com base no Censo 2010 do IBGE, cerca de 24% da população (aproximadamente 46 milhões de pessoas) relataram alguma dificuldade em habilidades como enxergar, ouvir, caminhar ou subir degraus, ou possuir deficiência mental/intelectual. Considerando especificamente aqueles com grande ou total dificuldade nessas habilidades, ou com deficiência mental/intelectual, temos mais de 12,5 milhões de brasileiros com deficiência, representando 6,7% da população.

A Lei Brasileira de Inclusão da Pessoa com Deficiência (Lei 13.146/2015) incorporou os princípios da Convenção Internacional sobre os Direitos das Pessoas com Deficiência, buscando eliminar a discriminação e garantir atendimento prioritário, direito à reabilitação e acessibilidade. Essa legislação permite o saque do FGTS para a aquisição de próteses e órteses.

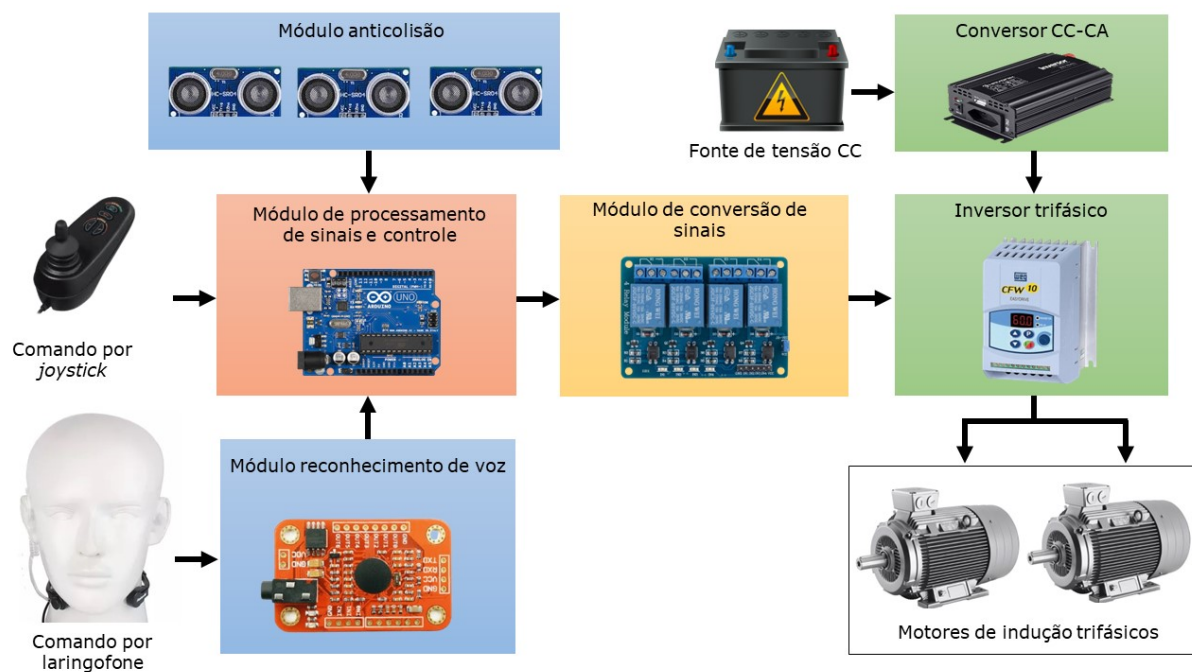
Na esfera da saúde, as principais causas de deficiências incluem transtornos congênitos, doenças transmissíveis e crônicas, perturbações psiquiátricas, abuso de substâncias, desnutrição, traumas e lesões. A Política Nacional de Saúde da Pessoa com Deficiência visa promover a qualidade de vida, assistência integral, prevenção, ampliação de mecanismos de informação, organização de serviços e capacitação de recursos humanos, bem como investimentos na pesquisa de dispositivos assistivos.

A atenção à saúde da pessoa com deficiência tem sido trabalho integrado à assistência comum, oferecendo, ao mesmo tempo, serviços específicos relacionados à sua condição. A colaboração entre diferentes níveis de governo e organizações não-governamentais, assim como o estabelecimento de parcerias para garantir qualidade nos serviços de reabilitação. O acesso facilitado ao tratamento é uma prioridade, envolvendo a atuação conjunta entre os setores de saúde e assistência social.

3.1.1.1 Cadeira de Rodas - Protótipo

Fruto de doações do grupo de pesquisa e Empresário, a cadeira de Rodas Protótipo, é da Marca FREEDOM, modelo básico, e recebeu adaptações funcionais mecânicas para receber os novos motores de corrente alternada, suporte para carenagens alocladora de placas, onde se alocou os inversores comerciais de acionemtno dos motores, as placas necessárias ao sistema num todo, descrevendo .: inversor CA/CC, Inversor de frequencia para acionamento, contatores , elementos finais de acionamento das rodas da Cadeira. Autonomo, o reconhecimento de voz por vibrações da garganta aplicado, é sistema a parte e pode ser adaptado em cadeiras convencionais a motores de corrente contínua, trabalhando de modo paralelo se desejado for , ao contrle por Joystick's.

Figura 3 – Blocos Funcionais do Protótipo.



Fonte: Adaptado pelo Autor

Descrição Funcional do sistema, o elemento final de controle dos motores da cadeira, é um inversor de frequência Comercial da Marca WEG, modelo CFW 010, parametrizado no modo Vetorial de controle, sua resposta, satisfatória no acionamento dos motores com performance promissora, na alimentação temos um inversor CC/CA, que transforma a energia CC provindo das Baterias para CA, e assim Alimenta o inversor com CA (110 VCA), no interfaceamento temos uma placa de comando com 4 relés que faz a intermediação de sinais de sentido, com o inversor de elemento final, o Arduino faz a gestão de sinais, vindos do Joystick e do Laringofone, via reconhecedor de Voz, A programação, reconhecimento e tratativa dos sinais, feitas na base linguagem C, dos DSP's em questão,

3.1.1.2 ARDUINO e DSP Reconhecimento de Voz

O Arduino é uma plataforma de eletrônica de código aberto que surgiu em 2005 no Interaction Design Institute Ivrea, na Itália. Desenvolvido inicialmente para oferecer uma solução acessível e fácil de usar para prototipagem de dispositivos eletrônicos, o Arduino se destacou pela sua simplicidade e versatilidade, atraindo não apenas engenheiros, mas também artistas e entusiastas de DIY.

O seu diferencial reside na sua facilidade de uso, permitindo que até mesmo pessoas sem conhecimento técnico prévio possam desenvolver projetos eletrônicos rapidamente. Isso foi alcançado através de uma combinação de hardware de código aberto, documentação abrangente e uma comunidade ativa de usuários.

Ao longo dos anos, o Arduino se tornou uma escolha popular em diversos setores, incluindo educação, indústria e projetos de DIY, devido à sua acessibilidade, custo acessível e capacidade de expansão com uma ampla gama de módulos e sensores.

Além disso, o Arduino também encontrou aplicações inovadoras na área da saúde, como dispositivos vestíveis que monitoram sinais vitais, proporcionando um meio eficaz de monitoramento remoto e diagnóstico precoce de doenças.

No geral, o Arduino não é apenas uma ferramenta tecnológica, mas também um catalisador para a inovação e colaboração, desempenhando um papel fundamental no avanço da eletrônica e da Internet das Coisas (IoT). O seu futuro sugere uma contínua produção de projetos notáveis, impulsionando ainda mais a evolução da tecnologia (MICHAEL MARGOLIS, 2011).

3.1.1.3 DSP Reconhecimento de Voz

O circuito integrado SPCE061A da SunPlus é uma escolha destacada devido à sua robustez, versatilidade e capacidade de processamento avançada. Ao oferecer uma ampla gama de funcionalidades, como ADC de 10 bits, DAC de 10 bits, timers de 16 bits e multiplicador de hardware, ele se torna uma solução completa para aplicações de reconhecimento de voz. Além disso, sua compatibilidade com outros DSPs amplia ainda mais suas possibilidades de integração em sistemas mais complexos.

Uma das características mais marcantes do SPCE061A é seu microprocessador de 16 bits, o μ nSPTM (Micro-n-SP), que oferece desempenho superior e eficiência energética. Com oito registradores de uso geral e capacidade de lidar com interrupções de forma eficaz, este microprocessador proporciona um ambiente de desenvolvimento flexível e poderoso para aplicações de reconhecimento de voz.

O uso do SPCE061A em conjunto com o ELECHOUSE V3 e o Arduino não apenas reduz os custos de implementação, mas também amplia as possibilidades de aplicação, permitindo a execução de múltiplas tarefas simultaneamente. A estratégia de captura de

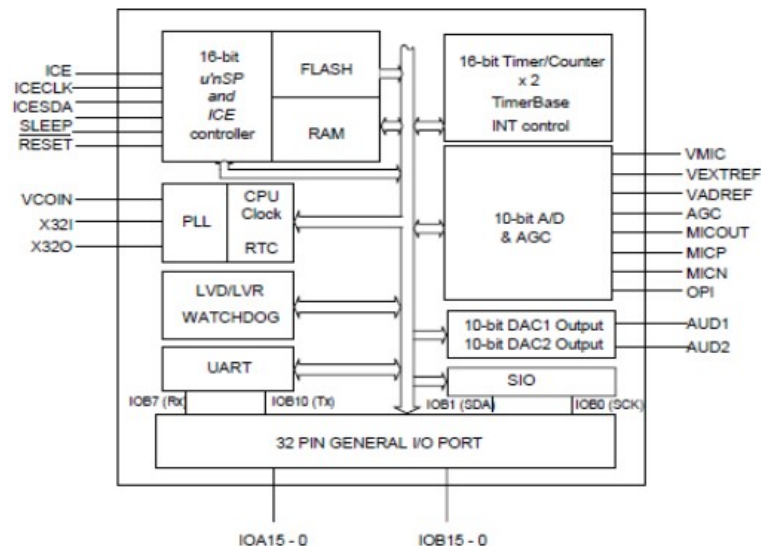
Figura 4 – DSP ELECHOUSE V3 SUNPLUS - Voice Recognition Module V



Fonte: Autor

som focada na garganta e sua respectiva vibração, aliada à capacidade de processamento avançada do SPCE061A, resulta em um reconhecimento de voz mais preciso e eficiente, reduzindo a necessidade de repetições na educação da fala de comando. Em resumo, o SPCE061A representa não apenas uma solução tecnologicamente avançada, mas também uma opção viável e econômica para aplicações de reconhecimento de voz em uma variedade de contextos industriais e comerciais (MANUAL ELECHOUSE).

Figura 5 – Diagrama em Blocos do SPCE061A



Fonte: Data Sheet Technology Co., Ltd

3.1.1.4 Motores de Indução Trifásicos - Aplicados a Cadeira de Rodas

Os motores de indução trifásicos desempenham um papel fundamental na evolução da conversão eletromecânica, impulsionando a disseminação dos sistemas de corrente alternada. Este capítulo visa esclarecer os conceitos essenciais desse tipo de motor, crucial

para uma infinidade de aplicações em ambientes industriais e comerciais. Sua versatilidade permite atender a demandas por velocidades constantes, variáveis e até mesmo operações de reversão e rastreamento de referência de velocidade.

A estrutura básica de um motor de indução consiste no estator e no rotor, posicionados em mancais separados por um entreferro. O estator é composto por um núcleo laminado e condutores alojados em ranhuras, formando os enrolamentos da armadura (DEL TORO,2009).

A ascensão das técnicas de controle vetorial de fluxo (FOC) representou um marco significativo, relegando os motores de corrente contínua, anteriormente preferidos, a um segundo plano. Sua preferência estava principalmente associada ao torque constante em baixas velocidades (BISPO,2015).

Os motores de indução trifásicos, agora equipados com capacidade de controle eficiente e precisa, superaram as desvantagens dos motores de corrente contínua. Essas desvantagens incluem a presença de comutadores e escovas, que exigem manutenção frequente, além da limitada capacidade de comutação em altas velocidades e restrições relacionadas a tensões e sobrecargas elevadas.

Dessa forma, os motores de indução trifásicos emergem como os principais protagonistas na tecnologia eletromecânica contemporânea, impulsionando avanços e viabilizando uma ampla gama de aplicações industriais e comerciais. No trabalho, foi aplicado um inversor de uso comercial de custo acessível, controlado de forma lógica pelo DSP Arduino, para acionar os dois motores conforme a intenção de direção (CHENG, Q.; YUAN, L, 2011).

3.1.2 Motor de indução trifásico

No protótipo foram aplicados os MIT's Motor de indução Trifásico do tipo gaiola de esquilo, de alto rendimento um componente fundamental na engenharia elétrica e mecânica moderna, com inúmeras aplicações, que na grande maioria são industriais. Compreender o seu funcionamento é essencial para engenheiros e pesquisadores, e tal compreensão está intrinsecamente ligada ao conhecimento sobre a geração do torque eletromagnético no rotor do motor. A base desse entendimento reside na aplicação das leis de indução de Faraday e de Lenz. A variação do fluxo magnético ao longo do tempo em uma bobina resulta na indução de uma tensão, que por sua vez dá origem a uma corrente elétrica. A lei de Lenz, por sua vez, estabelece o sentido dessa corrente induzida, completando o ciclo de interação entre o campo magnético e a corrente elétrica. (DEL TORO,2009)Ao compreendermos como a interação entre fluxo magnético, tensão induzida e corrente elétrica se desenrola dentro do motor, somos capazes de otimizar seu desempenho e explorar todo o potencial dessa peça fundamental da tecnologia moderna (CHEW, INIGO, 1996).

A estrutura do MIT é descrita a seguir:

- **Carcaça:** A estrutura do motor, geralmente feita de aço fundido, ferro, alumínio ou aço laminado, desempenha um papel crucial ao sustentar os componentes vitais da máquina. Composta por uma base robusta, proporciona uma fixação sólida, impedindo o deslocamento do motor durante a operação.

Figura 6 – Motor Trifásico em corte expondo a carcaça



Fonte: Adaptado - SIEMENS

- **O estator**, como representado na imagem 9, constitui a parte estacionária da máquina de indução, em contraponto ao rotor, que é a parte móvel. Ele é composto por três conjuntos de bobinas, que são responsáveis pela geração do campo giratório e pela criação dos pares de polos. É o número de pares de polos que define a velocidade síncrona do motor.

Figura 7 – Estator do MIT alojamento das Bobinas



Fonte:SIEMENS

- **O rotor** é composto por um núcleo de lâminas ferromagnéticas isoladas entre si. Sobre esse núcleo, estão dispostas barras de alumínio em paralelo, cujas extremidades são conectadas por dois anéis, formando um circuito fechado e gerando um curto-circuito nos condutores

Figura 8 – Rotor - Reflete a força magnética transduzindo em força mecânica

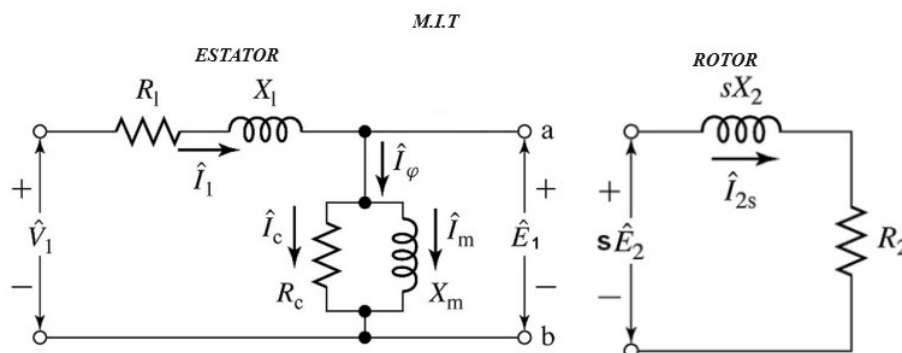


Fonte: SIEMENS

Os enrolamentos de rotor do motor de indução são eletricamente curto-circuitados. Estes enrolamentos podem ser construídos na forma de barras sólidas fundidas às ranhuras do rotor com anéis de alumínio fundido a suas extremidades para caracterizar o curto-circuito. Esta estrutura do rotor é conhecida como gaiola de esquilo. Como na imagem 10.

O rotor pode ser de dois tipos: rotor bobinado e rotor em gaiola de esquilo, no primeiro caso, o rotor é composto de enrolamentos distribuídos em torno do conjunto de chapas núcleoferromagnéticas do rotor, já o rotor em gaiola de esquilo é composto de barras de material condutor que se localizam em volta do conjunto de chapas do rotor, curto-circuitadas por anéis metálicos nas extremidades, sendo este comumente utilizado em diversas aplicações devido sua simplicidade na construção e menor custo, em representação dessa construção citada temos a imagem 11, que é o circuito equivalente de um motor trifásico, representação de uma fase.

Figura 9 – Circuito Equivalente do MIT



Fonte: Autor

Estatador

- V_1 - Tensão terminal por fase;
- E_1 - Tensão induzida no estator por fase;

- R1 - Resistência do enrolamento do estator por fase (perda cobre);
- X1 - Reatância de dispersão do estator por fase:

$$X1 = 2\pi f1L1 \quad (3.1)$$

- Xm - Reatância de magnetização por fase:

$$Xm = 2\pi f1Lm \quad (3.2)$$

- Rc - Perda no núcleo do estator por fase.

Rotor

- E2 - Tensão induzida no enrolamento do rotor parado (s=1, n=0);
- R2 - Resistência do enrolamento do rotor por fase (perda cobre);
- X2 - Reatância de dispersão do rotor parado por fase (s=1, n=0);
- I2 - Corrente por fase no rotor;
- F2 - Frequência do circuito do rotor: da frequência do estator f1

Aplicação do motor de indução trifásico consagrou-se na dissertação de (BISPO, 2015), o que o controle vetorial no modo IFOC , viabilizou a aplicação, em comparação ao tradicional motor de corrente contínua aplicado nas cadeiras de Rodas Elétricas, temos ganhos, na autonomia, visto que o consumo diminui, no peso , pois a relação peso/Kw é menor nos motores de Corrente Alternada, manutenibilidade de custo reduzido e acesso fácil, validado na simulação e na prática de movimentação do protótipo que com a aplicação de inversor comercial de baixo custo tudo foi possível na implementação do protótipo com sucesso, em destaque.:

1. A corrente de magnetização próxima de 50% da corrente nominal do motor.
2. A perda característica no enrolamento por temperatura, foi irrisória, na prática um trabalho de regime intermitente , alcançou a temperatura de 62°C, visto que os motores são Classe F: onde, aumento de temperatura máxima: 105 ° C, permissão de temperatura excessiva de ponto quente: 10 ° C e Temperatura máxima do enrolamento: 155 ° C, não tendo reações significativas a ponto de implementar ventilação forçada.
3. Ganho no menor consumo , pois na partida e frenagem total temos tempo de aceleração e desaceleração atenuando o consumo médio.maior autonomia ao banco de baterias.

3.1.3 Motores CC - Comparativo e Blocos Funcionais

As máquinas de corrente contínua são muito utilizadas pela sua facilidade de controle alto desempenho dinâmico. Estas podem ser utilizadas tanto como motor quanto como gerador. Porém, uma vez que as fontes retificadoras de potência podem gerar tensão contínua a partir da rede alternada, não se utiliza o motor CC diretamente como gerador, a operação como gerador fica limitada aos instantes de frenagem e reversão de um motor. Os motores de corrente contínua são amplamente aplicados em cadeiras de rodas motorizadas. Atualmente com o avanço de tecnologias de acionamento e de dispositivos eletrônicos de comutação aplicados nas técnicas de acionamentos em corrente alternada (CA), deu-se viabilidade econômica e tem favorecido a substituição dos motores de corrente contínua (CC) pelos motores de indução acionados por inversores de frequência, devido às suas características e vantagens, e a cada dia diminui a vantagem na aplicação de motores de corrente contínua CC, (DEL TORO, 2009), pois motores de indução acionados por inversores de frequência tem assumido as características dinâmicas dos motores de corrente contínua, as vantagens são.:

- Ciclo contínuo mesmo em baixas rotações
- Alto torque na partida e em baixas rotações.
- Ampla variação de velocidade.
- Facilidade em controlar a velocidade
- Confiabilidade
- Flexibilidade (vários tipos de excitação)

A desvantagem acentua-se e para determinadas aplicações são expressivas, que são.:

- Os motores de corrente contínua são maiores e mais caros que os motores de indução, para uma mesma potência
- Maior necessidade de manutenção (devido aos comutadores)
- Arcos e faíscas devido à comutação de corrente por elemento mecânico (não pode ser aplicado em áreas classificadas)
- Tensão entre lâminas não pode exceder 20V, ou seja, não podem ser alimentados com tensões superiores a 900V, enquanto motores de corrente alternada podem ter milhares de volts aplicados aos seus terminais

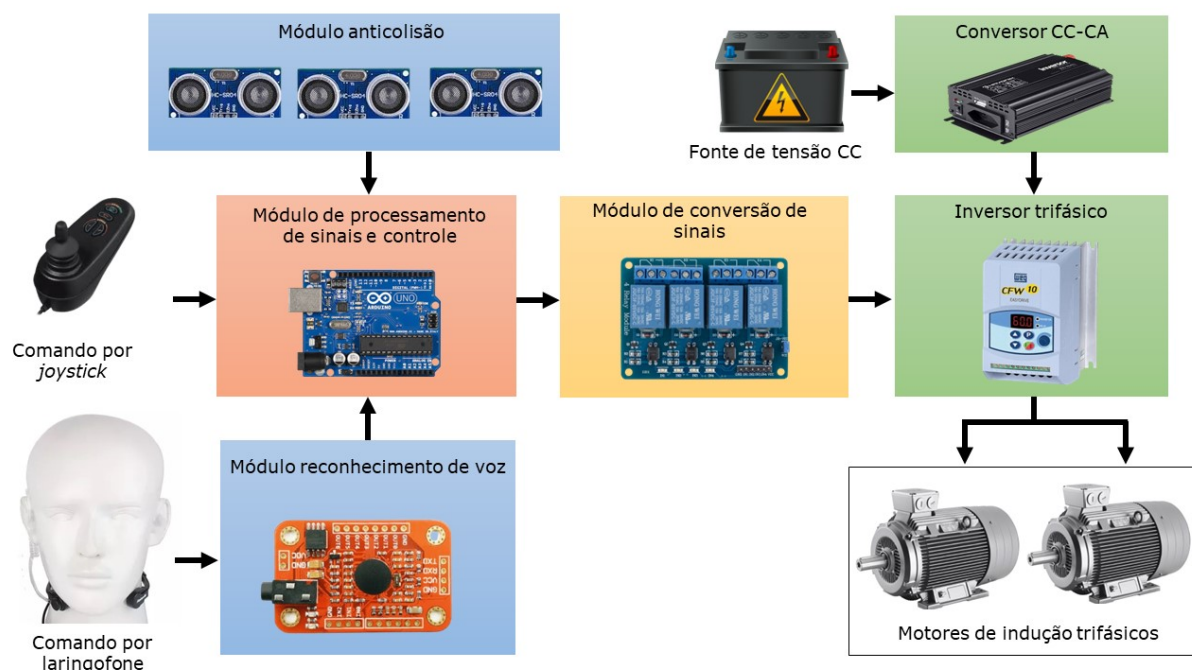
A validação dos motores de corrente alternada na cadeira de Rodas, por controle IFOC (BISPO, 2015), foi confirmada, superando todas as vantagens dos motores de corrente contínua, principalmente a que o sagrou como motor principal em aplicações industriais, "Alto torque na partida e em baixas velocidades", comparadas às desvantagens dos motores AC, são melhores, por baixa manutenção e simplicidade, sem risco de centelhamento em áreas classificadas, relação peso/potência é menor, e na estratégia de Alta tensão para trabalhar com cargas maiores, o sistema se acomoda sem problemas.

Blocos Funcionais

O sistema apresenta uma construção modular, organizada em diferentes etapas. A captação foi aprimorada com a seleção de um laringofone para a fala, resultando em melhorias significativas na confiabilidade do sistema. A segunda etapa envolve um reconhecedor de voz confiável, acessível com um baixo custo e uma vida útil superior a 3 anos em condições favoráveis. O Arduino atua como a interface entre o reconhecedor e o usuário, permitindo a programação e adaptação das ações de comando em sua plataforma de protocolo aberto.

A quarta etapa integra a placa de relés para realizar o chaveamento estratégico de maneira simples, sob o controle do inversor WEG CFW 010, Comercial de custo acessível, que tem modo de parametrização Vetorial. A etapa de proteção é implementada com sensores ultrassônicos que inibem qualquer movimento além de 60 cm em cada sentido de intenção. A imagem 12, apresenta a configuração completa em blocos, ilustrando a interconexão eficaz das diferentes etapas do sistema.

Figura 10 – Sistema Proposto em Blocos funcionais.



Fonte: Autor

3.1.3.1 Software de Análise da Voz

O comportamento temporal do sinal de voz é intrinsecamente dinâmico, variando conforme os sons gerados pelo aparelho fonador. Contudo, ao adotarmos uma abordagem de estimação em curto prazo, é possível segmentar o sinal em blocos com propriedades mais constantes, quase estacionárias. Essa abordagem viabiliza a análise e o processamento do sinal de voz como se fosse estacionário, simplificando a manipulação e a compreensão do mesmo.

Para alcançar a quase estacionariedade do sinal de voz, é essencial escolher adequadamente o tamanho da janela temporal de estimação. Esta deve ser suficientemente curta para capturar as características espectrais instantâneas, mas ao mesmo tempo suficientemente longa para reduzir a variância na estimação dos parâmetros, minimizando também a taxa de informação a ser transmitida. No âmbito do presente trabalho, propõe-se o uso de uma janela temporal de 5000 ms pelo reconhecedor de voz. Adicionalmente, implementa-se uma sobreposição entre blocos adjacentes, garantindo de maneira propícia a estacionariedade desses blocos e possibilitando a análise de variações do aparelho fonador.

Na segunda etapa, que envolve o Processamento Digital de Sinais (DSP) para Reconhecimento de Fala, destacam-se diversos sistemas de reconhecimento de fala aplicados em automação residencial, visando proporcionar conforto, otimização e segurança aos usuários. No contexto deste trabalho, a escolha recai sobre o reconhecedor de voz DSP ELECHOUSE V3 - Voice Recognition Module V3 como apresentado na imagem 13, notável por sua eficiência, baixo custo e alta confiabilidade. Este módulo apresenta um canal de comunicação que possibilita a transmissão de reconhecimentos padronizados a outros dispositivos, como PCs. No âmbito deste estudo, a comunicação é estabelecida com o Arduino Uno, integrando efetivamente o reconhecedor de voz ao sistema proposto. Essa integração visa explorar as potencialidades do reconhecimento de voz em aplicações específicas, proporcionando uma solução eficaz e acessível para a automação residencial..

Na abordagem funcional do módulo DSP ELECHOUSE V3 - Voice Recognition Module V3, o sinal de fala é meticulosamente parametrizado, sendo direcionado a funções organizadas em buffers sequenciais. Essa estrutura possibilita a criação de um banco de ações associadas a cada fala parametrizada, permitindo, por exemplo, a atribuição de sequências funcionais a comandos específicos. No contexto deste estudo, o ELECHOUSE V3 armazena esses comandos em uma biblioteca robusta, comportando até 80 comandos, dos quais podemos importar até 7 simultaneamente. Esse design atende às necessidades do acionamento da cadeira de rodas, que exige a operação de 4 comandos de voz simultâneos. Cada comando de voz tem uma taxa temporal de 1.500 ms, compreendendo uma palavra falada. As duas formas de fala aplicadas experimentalmente são: Forma 1 com palavras em Português (Avança, Retorna, Esquerda, Direita) e Forma 2 com palavras em Inglês

Figura 11 – DSP ELECHOUSE V3 - Voice Recognition Module V



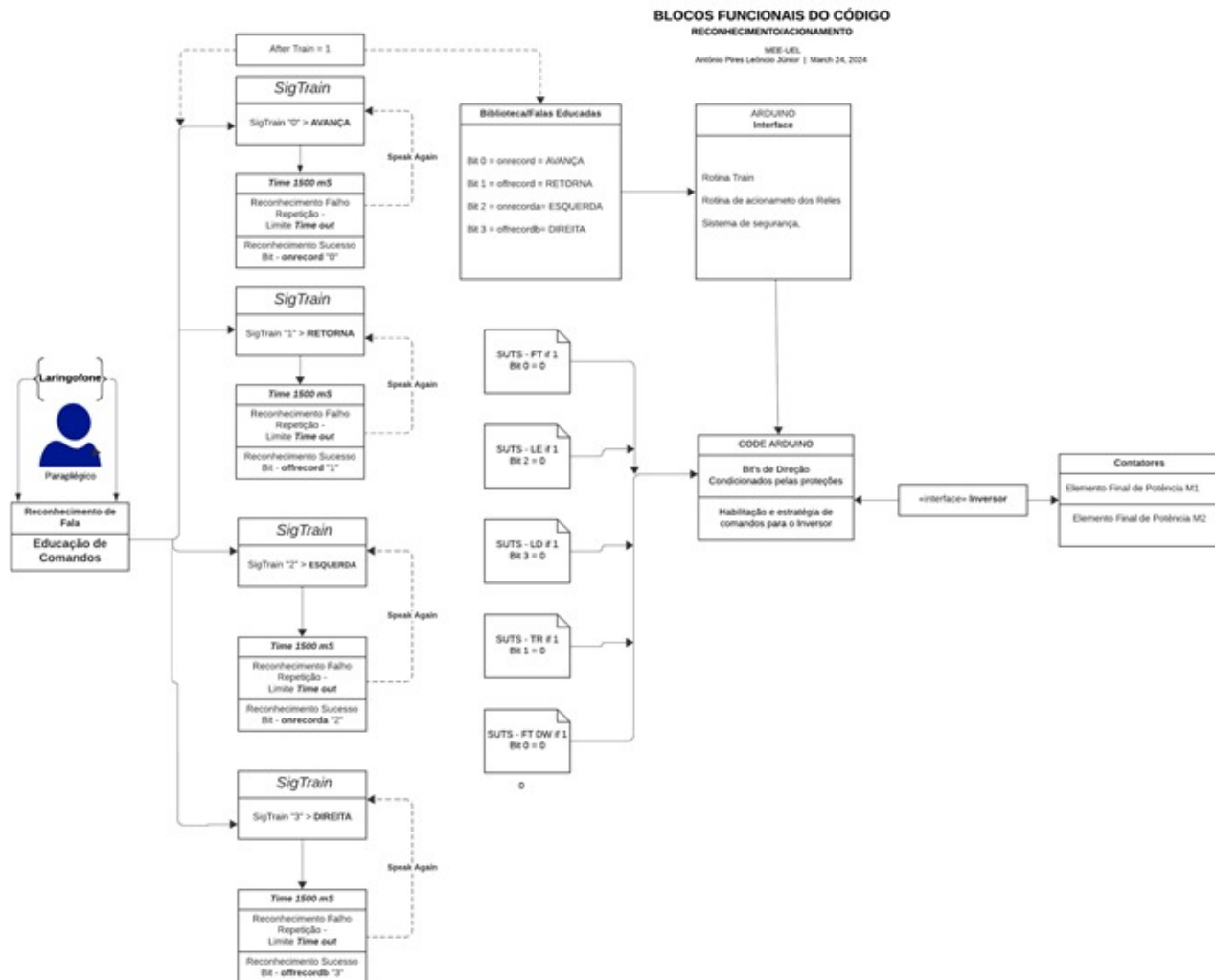
Fonte: Autor

(Go, Back, Left, Right). A interface de controle é facilitada, permitindo a parametrização e comunicação via UART/GPIO, além da flexibilidade para controlar a pinagem de saída no próprio dispositivo ou transmitir comandos para outro equipamento, como o ARDUINO UNO, no caso específico deste estudo.

A precisão de reconhecimento do ELECHOUSE V3 é notável, atingindo 99% em ambientes ideais, com um microfone em um ambiente de 20 dB e baixo ruído. A etapa II do trabalho envolve o treinamento da voz e reconhecimento de fala. O dispositivo ELECHOUSE, como mencionado anteriormente, possui a autonomia de implementar diretamente os drives de acionamento conforme as ações desejadas. Adicionalmente, pode ser acoplado a outros dispositivos, ampliando as possibilidades de ações desejadas, uma vez que dispõe de uma biblioteca com 80 comandos. Essa característica torna possível a integração do módulo a dispositivos de controle de voz adicionais, conforme necessário.

No contexto do trabalho proposto, a escolha pelo ARDUINO UNO foi motivada pela disponibilidade de uma biblioteca e comunicação prontas para esse dispositivo. Essa integração simplificada oferece facilidades significativas em termos de aplicação, monitoramento e treinamento dos comandos de voz desejados. A conexão entre o ELECHOUSE V3 e o ARDUINO UNO é estabelecida através dos bornes 2 e 3, conforme configurado na parte do programa dedicada à conexão serial entre ambos. Essa configuração visa otimizar o processo de treinamento e aplicação dos comandos de voz no escopo do projeto. Um algoritmo foi desenvolvido para por em funcionalidade as ações e via o Arduino comandar todo o processo, a baixo custo, em protocolo aberto e gratuito, na imagem 12 temos um diagrama em blocos apresenta a sequência do programa e a disposição nos anexos, e no link <https://x.gd/xVS9z>.

Figura 12 – Diagrama em Blocos da Programação



Fonte: Autor

```
// include <SoftwareSerial.h> //Base para funcionamento da comunicação
include "VoiceRecognitionV3.h" //Biblioteca do Elechouse /** Connection
Arduino VoiceRecognitionModule 2 ——> TX 3 ——> RX */ VR
myVR(2,3); // 2:RX 3:TX, Pinos no Arduino (2,3)
```

Na sequência da conexão estabelecida entre os equipamentos, o primeiro passo crucial consiste na programação para a educação da voz destinada à manipulação da cadeira de rodas pelo usuário em questão. É importante ressaltar que, durante as sessões de treinamento de voz, contamos com a participação de uma pessoa modelo, não caracterizada como Pessoa com Deficiência (PCD), dentro do ambiente da plataforma ARDUINO. Esta plataforma oferece uma biblioteca específica adaptada para a situação em conexão com o reconhecedor de voz.

A escolha do primeiro grupo de comandos é realizada, contemplando as manipulações desejadas para a cadeira. Em cada grupo de execução, podemos empregar até 7 falas simultâneas, e, ao longo do processo, alcançamos um total de 80 grupos de 7 falas em comandos distintos. A tela inicial do processo de educação de fala é apresentada, permitindo a seleção do comando "Train", conforme evidenciado na imagem.

Figura 13 – Inicialização do Programa de interfaceamento, reconhecimento e drives

```

vr_sample_train | Arduino 1.8.19
Arquivo Editar Sketch Ferramentas Ajuda
vr_sample_train $
/*
 * Programa de Pós Graduação - Universidade Estadual de Londrina
 * Engenharia Elétrica - Depto. Automação- Robótica e Engenharia Biomédica
 * Professores .: Dr. Ruberlei Gaiño, Dr. Márcio Covacic e Dr. Willian Bispo.
 * Aluno - NEEL - UEL - FFEEL.: Antonio Pires Leôncio Júnior
 * Acionamento de Cadeira de Rodas pr voz
 * Incrementos de programação no comando demonstração .:
 * $file vr_sample_control_led.ino
 * $author JiapengLi
 */
/**
 * @note:
 *   voice control led .: Agora Control Chair Voice
 */
/*
 * $file vr_sample_train.ino
 * $author JiapengLi
 * $brief This file provides a demonstration on
 * how to train VoiceRecognitionModule to record your voice
 */
/**
 * $note:
 * Use serial command to control VoiceRecognitionModule.
 */
 *
 * All commands are case insensitive. Default serial baud rate 115200.
 */
 *
 * COMMAND      FORMAT      EXAMPLE      Comment
 *
 * train         train (r0) (r1)...    train 0 2 45    Train records
 * load          load (r0) (r1) ...    load 0 51 2 3   Load records
 * clear         clear              clear           remove all records in Recognizer
 * record        record / record (r0) (r1)...    record / record 0 79    Check record train status
 * vr           vr                 vr              Check recognizer status
 * getsig        getsig (r)          getsig 0        Get signature of record (r)
 * sigtrain      sigtrain (r) (sig)    sigtrain 0 ZERO  Train one record(r) with signature(sig)

```

Fonte: Autor

Esta etapa visa o treinamento da voz para acionamento das intenções de movimento no ambiente, utilizando o comando "Train". Neste processo, é possível selecionar o Bit (r0, r1, r2, r3, r4, r5, r6), sendo que cada aplicação Train (por exemplo, r0 com o sinal "onRecord") representa o acionamento de "Avança"(Português) ou "On"(Inglês), ativando o drive no sentido de avanço. De forma análoga, Train r1, com sinal "offRecord", representa o acionamento de "Retorna"(Português) ou "Back"(Inglês), ativando o drive no sentido de retorno. Da mesma maneira, Train r2 e r3 representam os acionamentos para "Esquerda" e "Direita", respectivamente. As gravações são realizadas através da chamada da função, em que o programa estipula o tempo de fala e, interpretando prontamente, solicita uma repetição da fala. Ao finalizar, fica a critério do usuário decidir se deseja repetir o procedimento ou não. De acordo com o manual do fabricante, mesmo após a interpretação pronta da fala, repetir o procedimento de 3 a 7 vezes garante a adaptação do reconhecimento de voz ao comando, elevando os índices de assertividade acima de 99%.

Durante o procedimento de treinamento e educação das falas de comando, foram registrados os pontos em três ambientes distintos e efetuadas comparações entre o Laringofone e o Microfone de Eletreto. Esses ambientes consistiram em: 1º Ambiente de silêncio a 22 dB, 2º Ambiente com ruído médio de 40 dB e 3º Ambiente com ruído alto de 60 dB. Os comandos utilizados nos treinos foram as palavras "Avança", "Retorna", "Esquerda" e "Direita". O software de análise de fala empregado foi o WASP, um programa gratuito que possibilita a gravação, exibição e análise de sinais de fala. Este software permite salvar e recarregar gravações, editar anotações, exibir espectrogramas e uma trilha de frequência fundamental. O WASP é um aplicativo completo e simples, projetado para ser compatível com as ferramentas do Speech Filing System (SFS) para pesquisa de fala, sendo propriedade da empresa SOFTWARE.INFORMER. A Figura 20 apresenta um arquivo gráfico de análise resultante de uma amostra pelo WASP, acompanhado de explicações detalhadas sobre cada resultado.

Primeiro Gráfico Formas de onda Uma forma de onda é um gráfico da amplitude do sinal (no eixo vertical) em relação ao tempo (no eixo horizontal). Conventionalmente, considera-se que a linha zero significa que não há entrada: em termos de um microfone, isto implicaria que a pressão sonora no microfone era igual à pressão atmosférica. As excursões positivas e negativas podem então ser consideradas flutuações de pressão acima e abaixo da pressão atmosférica.

Para os sinais de voz, estas flutuações de pressão são muito pequenas, normalmente inferiores a $\pm 1/1000000$ da pressão atmosférica. A escala de amplitude utilizada nos ecrãs de forma de onda regista apenas o tamanho dos valores de amplitude quantificados captados pelo conversor analógico-digital no PC. Estes têm um intervalo máximo de -32,768 a +32,767. Se observar valores próximos destes no ecrã, é provável que o sinal de entrada esteja sobrecarregado.

O Segundo Gráfico Espectrograma de banda larga

Um espectrograma é uma apresentação do conteúdo de frequência de um sinal desenhado de forma que o conteúdo de energia em cada região de frequência e o tempo sejam apresentados numa escala de cinzentos. O eixo horizontal do espectrograma é o tempo, e a imagem mostra como o sinal se desenvolve e muda ao longo do tempo. O eixo vertical do espectrograma é a frequência e fornece uma análise do sinal em diferentes regiões de frequência.

- Pode pensar-se em cada uma destas regiões como compreendendo um tipo particular de bloco de construção do sinal. Se um bloco de construção estiver presente no sinal num determinado momento, então uma região escura será mostrada na frequência do bloco de construção e no momento do evento.
- Assim, um espectrograma mostra qual e quanto de cada bloco de construção está

presente em cada momento do sinal.

- Os blocos de construção são, de facto, nada mais do que formas de onda sinusoidais (tons puros) que ocorrem com frequências de repetição particulares. Assim, o espectrograma de um tom puro a 1000Hz consistirá numa linha preta horizontal a 1000Hz no eixo das frequências. Este sinal contém apenas um único tipo de bloco de construção: um sinal sinusoidal a 1000Hz.

As espectrogramas de banda larga utilizam regiões de granulação grossa no eixo da frequência. Isto tem dois efeitos úteis:

- Em primeiro lugar, significa que os aspectos temporais do sinal podem ser claros - podemos ver os fechos individuais da laringe como estrias verticais num espectrograma de banda larga;
- Em segundo lugar, significa que o efeito das ressonâncias do trato vocal (chamadas formantes) pode ser visto claramente como barras pretas entre as estrias - as ressonâncias continuam a vibrar mesmo depois do impulso da laringe ter passado pelo trato vocal.
- A largura de banda para o ecrã de banda larga é fixada em 300Hz.

Terceiro Gráfico Espectrograma de banda estreita

As espectrogramas de banda estreita utilizam regiões de grão fino no eixo da frequência. Isto tem dois efeitos principais:

- Em primeiro lugar, perde-se o detalhe temporal fino, o que significa que os impulsos individuais da laringe deixam de ser vistos;
- Em segundo lugar, a estrutura de frequência fina é realçada, consistindo nos harmónicos da vibração da laringe filtrados pelas ressonâncias do trato vocal.

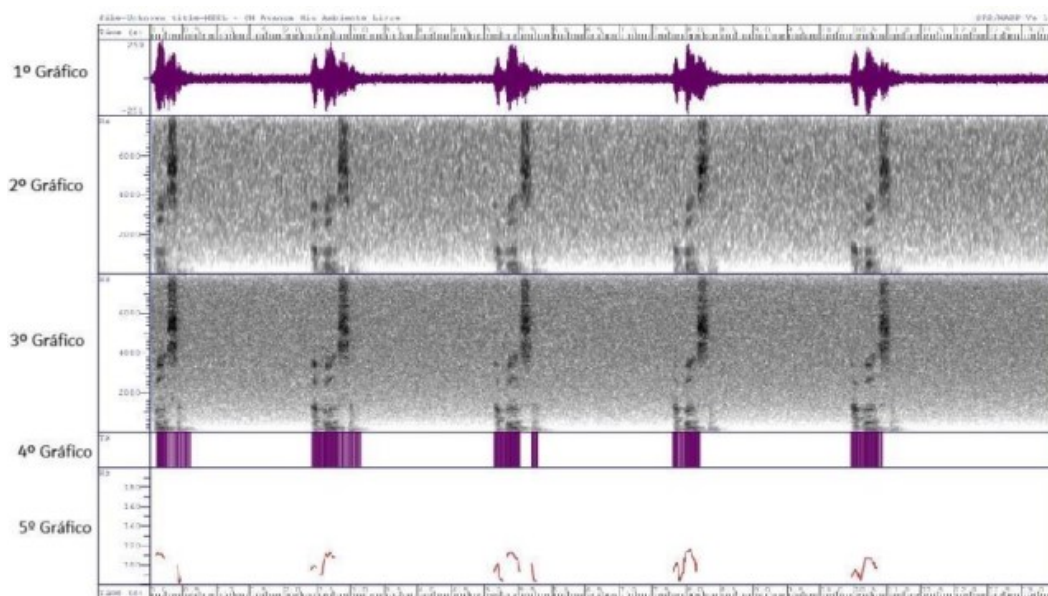
Este tipo de visualização é mais útil para o estudo de propriedades de variação lenta do sinal, como a frequência fundamental. A largura de banda para a visualização de banda estreita é fixada em 45Hz.

Quarto Gráfico Trajetória da frequência fundamental

A pista de frequência fundamental mostra como a altura do sinal varia com o tempo. A altura é um atributo subjetivo do sinal, mas está intimamente relacionado com a frequência de repetição de uma forma de onda periódica.

Assim, se um sinal tem uma forma de onda que se repete no tempo (como uma vogal simples), então percebemos uma altura relacionada com o tempo que o sinal demora

Figura 14 – Explicação do Gráfico de Análise do WASP



Fonte: Autor

a repetir se. Um sinal com um período de repetição longo (frequência de repetição baixa) tem um tom baixo, enquanto um sinal com um período de repetição curto (frequência de repetição alta) tem um tom alto. O nome correto para a frequência de repetição de formas de onda periódicas é a frequência fundamental, porque esta frequência tem um papel importante na determinação dos componentes de frequência presentes num sinal periódico. Um sinal que é periódico a F Hz, só pode ter componentes de frequência a F , $2F$, $3F$, ...; estes são chamados os componentes harmónicos (ou apenas harmónicos) do sinal.

O algoritmo de estimativa do pitch utilizado no WASP chama-se RAPT ("A robust algorithm for pitch tracking", David Talkin). Note-se que todos os algoritmos para estimar a frequência fundamental a partir do sinal de fala falham nalgumas ocasiões. Isto deve-se à complexidade do sinal de fala e à influência de qualquer ruído de interferência.

Quando o algoritmo é incapaz de determinar qualquer periodicidade efectiva no sinal, não é apresentada qualquer estimativa da frequência fundamental. O algoritmo está optimizado para sinais de fala humana, pelo que pode não conseguir encontrar a altura correcta para instrumentos musicais e outros sons.

Quinto Gráfico Marcas de altura

O ecrã de marcas de altura mostra os tempos estimados dos fechos glóticos (T_x). Estes indicam os momentos em que as pregas vocais se fecham em cada ciclo de voz. O algoritmo de marcas de altura utilizado no WASP chama-se REAPER, também da autoria de David Talkin.

Análise em foco - Gráficos de interesse

O WASP é um software de análise de fala utilizado por profissionais da saúde para identificar patologias relacionadas à fala e suas implicações. Dois dos gráficos apresentados no software são de particular interesse para este trabalho: o primeiro gráfico mostra o sinal da fala em termos de intensidade e formas de onda, enquanto o quinto gráfico mostra as marcas de altura, representando a abertura do glótico e sua frequência. Esses sinais fornecem resultados nítidos, permitindo comparar a eficiência do Laringofone em relação ao microfone.

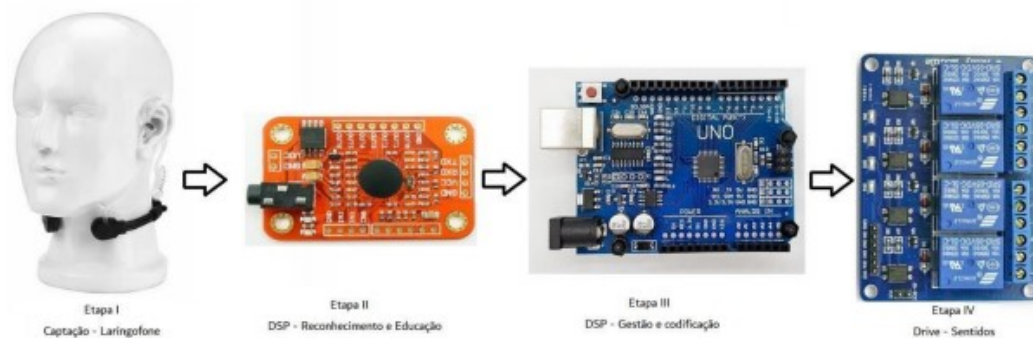
4 ESTRATÉGIA DE ACIONAMENTO POR LARINGOFONIA

4.1 Voz e Processamento

Na busca incessante por soluções que promovam uma vida plena e feliz para pessoas com deficiências ou condições patológicas, a engenharia biomédica desempenha um papel crucial. Essa disciplina tem como premissa fundamental a resolução de problemas por meio da aplicação de tecnologia, oferecendo intervenções médicas que ampliam o campo de atuação dos profissionais de saúde em prol do bem-estar humano (. Além disso, está intrinsecamente ligada aos princípios de inclusão social e acessibilidade, visando garantir que todos tenham igualdade de oportunidades e acesso aos recursos necessários (DIAS, 2000).

No contexto específico da mobilidade assistida, o acionamento da cadeira de rodas desempenha um papel essencial. Este trabalho propõe uma evolução significativa nos métodos tradicionais de acionamento, como o uso de joystick (manipulador por alavanca de câmbio) e sopro e sucção (manipulação pela boca por canudos), introduzindo uma abordagem inovadora baseada na manipulação por voz. Inicialmente articulada por meio de um microfone, a estratégia foi refinada com a troca para um laringofone, conforme detalhado neste estudo (GAINO, R. et al., 2014).

Figura 15 – Bloco Funcional do Sinal da Garganta



Fonte: Autor

O sistema desenvolvido opera através de um conjunto de coordenadas associadas às intenções comunicadas verbalmente pelo usuário. Por exemplo, o comando "Avança" corresponde ao movimento para frente, "Retorna" indica a marcha à ré, "Direita" representa a direção para a direita, e "Esquerda" indica o deslocamento para a esquerda. Esse modelo de comando é processado em uma estrutura microprocessada composta por DSPs (processadores digitais de sinal) em quatro etapas distintas: captação da voz piloto via laringofone, reconhecimento e codificação padronizada da voz, educação do sistema para o reconhe-

cimento das intenções e tratamento dos comandos para acionamento dos dispositivos de direcionamento.

A imagem 16 apresentada ilustra visualmente o funcionamento desse processo. Este trabalho representa não apenas uma contribuição técnica significativa no campo da engenharia biomédica, mas também um passo crucial na promoção da autonomia e qualidade de vida das pessoas com mobilidade reduzida, demonstrando como a inovação tecnológica pode ampliar os horizontes da inclusão e acessibilidade em nossa sociedade.

Etapa I Captação da voz pelo Laringofone.: As dificuldades encontradas ao se utilizar um microfone de eletreto na captação da voz do cadeirante manipulador em questão, foram acentuadas a cada acréscimo de ruído ao ambiente de inserção do cadeirante, falhas na percepção de comando, ou comando indesejado, com o uso de microfone ficam adequadas apenas em ambiente de baixíssimo ruído ou nenhum, níveis abaixo dos 20dB o som de um ar condicionado (interno) Splitt de 12000 BTU's.

O Laringofone é um microfone de garganta, também conhecido como laryngophone, capta o som diretamente através de sensores em contato com a vibração das cordas vocais, sendo capaz de transmitir a fala em ambientes de altos níveis de ruídos, a exemplo uma motocicleta e em uma aeronave, onde outros tipos de microfones não funcionam bem porque a transmissão seria interpolada pelos ruídos de fundo. Este tipo de microfone é também capaz de captar sussurros e funciona bem em um ambiente onde se tem que manter a calma durante a comunicação com os outros à distância e em situações de emergência. Microfones de garganta foram amplamente utilizados desde a II Guerra Mundial, onde foram utilizados em aeronaves e tripulações de tanques alemães (STERLING, 2008), como mostra a imagem 17, sua construção inicial, gerava até um desconforto, o que hoje foi sanado pelos novos modelos confortáveis ergonômicamente.

Figura 16 – Laringofone 1942 - SET 38 MKII / Posto 38



Novos designs de elemento único são disponíveis, que tornam o microfone de garganta muito mais confortável de usar do que as unidades anteriores. Além disso, esta geração de microfones de garganta fornece melhores resultados para acomodar uma ampla variedade de dispositivos de comunicação, tais como rádios portáteis digitais, analógicos e telefones celulares (STERLING, 2008). Laringofones também são muito úteis em ambientes barulhentos além de indispensáveis quando é necessária proteção respiratória. O microfone de garganta pode ser usado com segurança, pois fica posicionado fora da vedação da máscara facial e como tal, não comprometa proteção respiratória fornecidos pela máscara (STERLING, 2008). A captação da fala é feita pelo Laringofone, localizado

Figura 17 – Laringofone feito de baquelite – (Ericsson Co.; Ericson) 1930



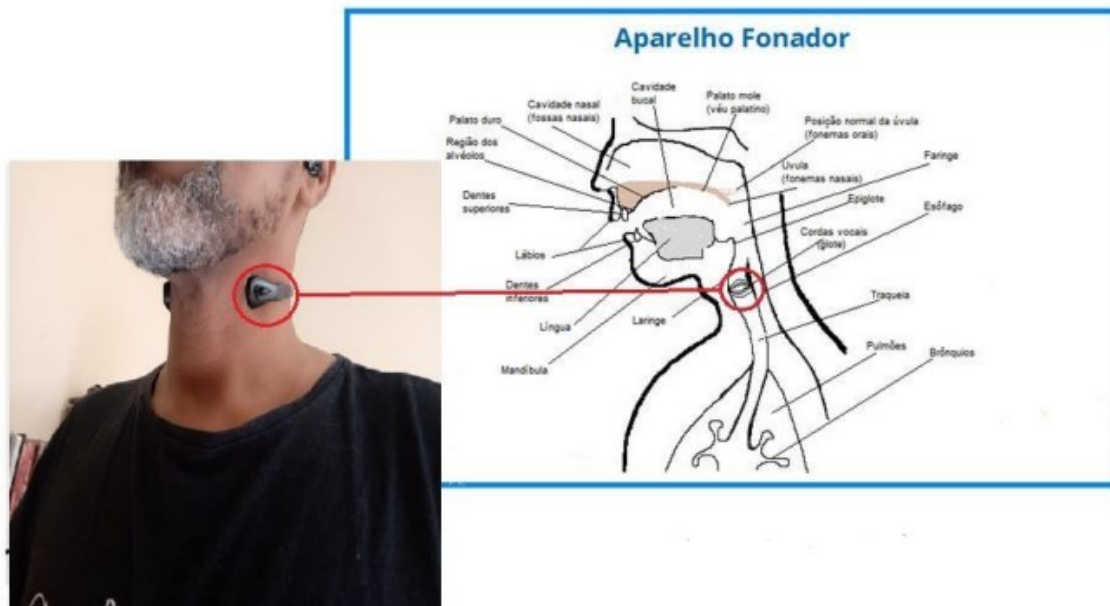
Fonte: Acervo.: oifuturo.org.br

estrategicamente na Laringe, e que se utiliza do piezoelétrico como sensor da voz via vibrações das cordas vocais, o entendimento do funcionamento das vibrações vocais e o ponto estratégico da posição do Laringofone, a saber na altura da Laringe como mostra a imagem 19, ao encontro com a confiabilidade de repetição da fala, o que foi a pedra fundamental do bom funcionamento.

A base de funcionamento do laringofone é fundamentada no fenômeno conhecido como efeito piezoelétrico. Quando um material piezoelétrico é submetido a uma força mecânica ou deformação, ocorre um deslocamento das cargas elétricas positivas e negativas dentro do material. Esse deslocamento resulta na separação das cargas elétricas em regiões específicas do material, gerando uma polarização elétrica. Conseqüentemente, surge um campo elétrico dentro do material, provocando uma diferença de potencial entre as faces do material. Essa diferença de potencial é medida como uma tensão elétrica e é conhecida como "carga piezoelétrica" ou "tensão piezoelétrica". O valor dessa tensão gerada depende do tipo de material, da magnitude da deformação e de suas propriedades específicas.

A palavra "piezoelectricidade" tem origem no grego "piezen", que significa pressionar.

Figura 18 – Laringofone em posição no modelo em consonância à imagem do aparelho fonador



Fonte: Adaptado Autor

A piezoelectricidade foi descoberta em 1880 pelos irmãos Pierre e Jacques Curie, enquanto estudavam cristais de quartzo (SULAIMAN KHALIFEH – 2020).

O efeito piezoeletrico direto ocorre quando um material é submetido a uma força mecânica, como flexão, tração ou compressão, e suas cargas positivas são induzidas em uma extremidade do material, enquanto as cargas negativas são induzidas na outra extremidade, gerando uma diferença de potencial. Por outro lado, o efeito piezoeletrico inverso ocorre quando um material é submetido a um campo elétrico e sofre uma deformação mecânica. A deformação refere-se à mudança na forma e no tamanho de um corpo quando sujeito a uma força externa, podendo ocorrer em macro ou microescala. Geralmente, a deformação de um corpo não é uniforme em todo o seu volume.

O fenômeno piezoeletrico pode ser descrito através do acoplamento das equações eletromagnéticas e mecânicas. O efeito direto é expresso por meio de uma equação específica, enquanto o efeito reverso é descrito por outra equação.

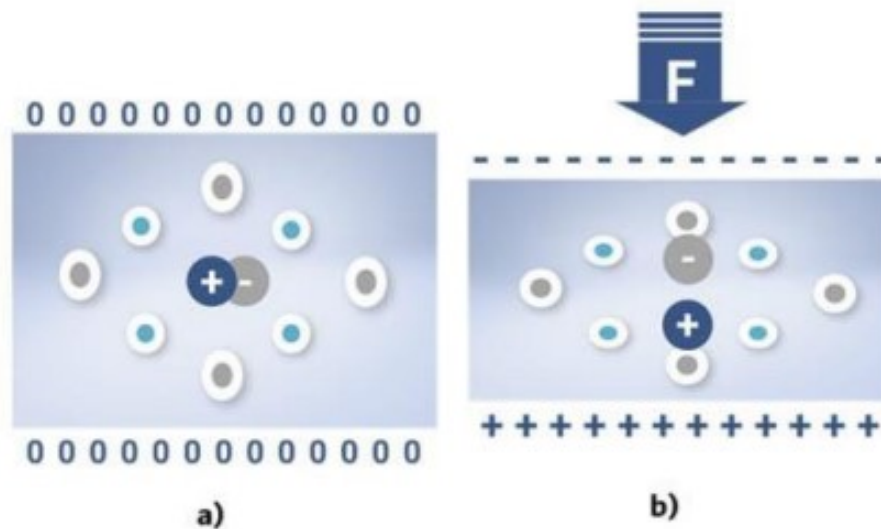
$$D = d\sigma + k\sigma E \quad (4.1)$$

$$\epsilon = SE\sigma + dE \quad (4.2)$$

Nas equações, D representa o deslocamento elétrico, σ representa a tensão mecânica, k representa a constante de permissividade elétrica, E representa o campo elétrico, e

representa a deformação e S o inverso da rigidez mecânica. Do ponto de vista microscópico, uma molécula é considerada neutra quando os efeitos das cargas positivas e negativas são cancelados, um exemplo é mostrado na imagem 20a, ao ser pressionada sua estrutura pode ser deformada gerando pequenos dípolos, como mostra a imagem 20b. Em um material composto por diversas moléculas, as cargas de todas as moléculas se distribuem fazendo com que apareça uma polarização na superfície do material, essa é uma explicação para o efeito piezoelétrico.

Figura 19 – Explicação simplificada do efeito piezoelétrico: a) Molécula neutra, não sujeita a força. b) Molécula sujeita a força. c) Polarização na superfície do material



Fonte: Adaptado Autor

Os primeiros materiais piezoelétricos explorados foram os cristais. Em um cristal ou material cristalino os átomos estão ordenados em um arranjo periódico, formando um padrão tridimensional repetitivo e que apresentam como vantagem em relação a outros materiais alta estabilidade térmica, boa resistência mecânica e maior temperatura de Curie - temperatura onde o material perde as propriedades piezoelétricas. Exemplos de cristais piezoelétricos são o quartzo e o niobato de lítio. Devido à escassez de fontes naturais e o custo elevado dos cristais, alternativas foram exploradas, como as cerâmicas e os polímeros (SULAIMAN KHALIFEH – 2020)

No contexto deste estudo, o laringofone empregado no protótipo é o modelo de perfil discreto da Baofeng, especificamente o UV-5R BF-A5 BF-888S. Este dispositivo, selecionado por sua acessibilidade econômica e excelente desempenho operacional, destaca-se por sua notável durabilidade e eficiência. Ao captar o som através das vibrações das cordas vocais, o laringofone elimina ruídos externos, proporcionando uma comunicação clara e livre de interferências. Sua concepção inclui um sensor de vibrações piezoelétrico discreto e compacto, projetado para se ajustar confortavelmente ao contorno da nuca do usuário. Além disso, sua forma discreta permite que seja facilmente ocultado sob a vestimenta,

Modelo Laringofone	Laringofone	
Sensibilidade:	103 dB	
Impedância:	32 Ohms	
Resposta: 200 a 3.5 KHz	200 a 3,5 KHz	
Tamanho da região	6.0x5.0mm-54DB+-2	

Tabela 1 – Características técnicas do Laringofone

garantindo sua praticidade e discrição. A Figura 12 ilustra o aspecto físico do laringofone, enquanto a Tabela 2 apresenta suas características técnicas detalhadas.

Figura 20 – Laringofone Baofeng UV-5R BF-A5 BF-888S



Fonte: Adaptado BAOFENG Autor

4.2 Conceitos da Voz Humana

Entre as melhorias implementadas, destaca-se o avanço no acionamento por voz da cadeira de rodas, visando proporcionar uma manipulação mais confortável e segura. Uma das inovações consiste na adoção de motores de corrente alternada em substituição aos tradicionais e dispendiosos motores de corrente contínua.

O reconhecimento de voz é um processo que envolve a conversão de um sinal acústico emitido pela pessoa em um sinal digital de áudio. Esse processo é realizado por meio de um captador, em conjunto com um software e/ou microprocessador, que utiliza uma base de dados para identificar e comparar o conjunto de palavras faladas. As palavras reconhecidas são então utilizadas para satisfazer as necessidades do sistema, servindo como entrada para algum módulo de controle.

Apesar dos avanços significativos na área de reconhecimento de voz nos últimos anos, é importante ressaltar que ainda existem desafios a serem superados. Embora existam sistemas eficientes, nenhum deles é totalmente imune às limitações, especialmente quando se trata de lidar com ruídos, e nenhum opera com uma taxa de acerto de 100%.

As melhorias nesse campo são impulsionadas pelo progresso no desenvolvimento de novas técnicas de processamento digital de sinais, bem como pela disponibilidade de computadores rápidos e acessíveis, além do estabelecimento de padrões para avaliação de desempenho. Apesar da existência de equipamentos de reconhecimento de voz mais acessíveis, ainda enfrentamos desafios relacionados à variabilidade dos sinais de voz, que é um limitador efetivo do desempenho dos sistemas de reconhecimento de voz. Essa variabilidade decorre de diversos fatores, incluindo:

- Variabilidades dos sons para um único locutor e entre locutores diferentes;
- Variabilidades do transdutor l, como microfones
- Variabilidade do ruído de fundo gerado a partir de outras vozes, carros, ar condicionado, dentre outros;
- A variabilidade na produção da fala incluindo barulhos resultantes de movimentos da boca, ruídos de respiração, hesitações ao falar, etc.

Em geral, as fontes de variabilidade na voz humana são intrínsecas e não podem ser completamente eliminadas. Por isso, é essencial que a tecnologia de reconhecimento de fala seja capaz de modelá-las diretamente. A voz humana é um fenômeno complexo e multivariado, com diferenças consideráveis entre indivíduos. Para uma melhor compreensão, podemos classificar essas variações em diferentes aspectos significativos.

Primeiramente, o contexto no qual a voz é produzida influencia suas características. Isso inclui o momento em que a voz é emitida, o instrumento vocal específico do indivíduo, bem como as circunstâncias e intenções por trás da manifestação vocal. Podemos distinguir diferentes comportamentos vocais, cada um correspondendo a diferentes tipos de expressão vocal. Esses comportamentos incluem a voz projetada (ou direcionada), a voz não-projetada (ou de expressão simples) e a voz de alerta (ou de insistência), cada uma desempenhando uma função específica na comunicação humana. Além disso, a voz pode se manifestar tanto de forma cantada quanto falada, refletindo a capacidade do aparelho fonador, que é composto pelos sistemas digestivo e respiratório (BEHLAU, OLIVEIRA, 2015).

As Tabelas 1 e 2 detalham as características específicas do aparelho fonador, oferecendo uma visão mais abrangente de sua complexidade e funcionalidade. Essa compreensão detalhada é fundamental para o desenvolvimento de sistemas de reconhecimento de

Orgão	Função Biológica	Função Fonatória
Lábios	Contém os alimentos na boca	Articulação de sons bilabiais e Labiodentais (F,V)
Dentes	Tritura	Escoamento do Som
Língua	Joga o alimento para o esôfago	Participa de todos os sons produzidos
Palato Duro (Céu da Boca)	Suporte da Língua	Projeção da Voz
Faringe	Direciona o ar para os pulmões , e os Alimentos para o esôfago	Caixa de ressonância

Tabela 2 – Aparelho digestivo

Orgão	Função Biológica	Função Fonatória
Cavidades Nasais	Filtrar, aquecer e umidificar o ar	Vibração e geração do som nasal - ressonância nasal
Faringe	Via de passagem do ar	Amplia os sons, caixa de ressonância
Laringe	Via de passagem do ar	Vibrador, contém as cordas vocais
Traquéias	Via de passagem do ar - defesa à via aérea	Suporte para as vibrações das cordas Vocais
Pulmões	Trocas gasosas e respiração Vital	Fole e reservatório de ar para vibrar as cordas vocais
Musculatura Respiratória	Desencadeia o processo respiratório	Produção de pressão no ar que sai

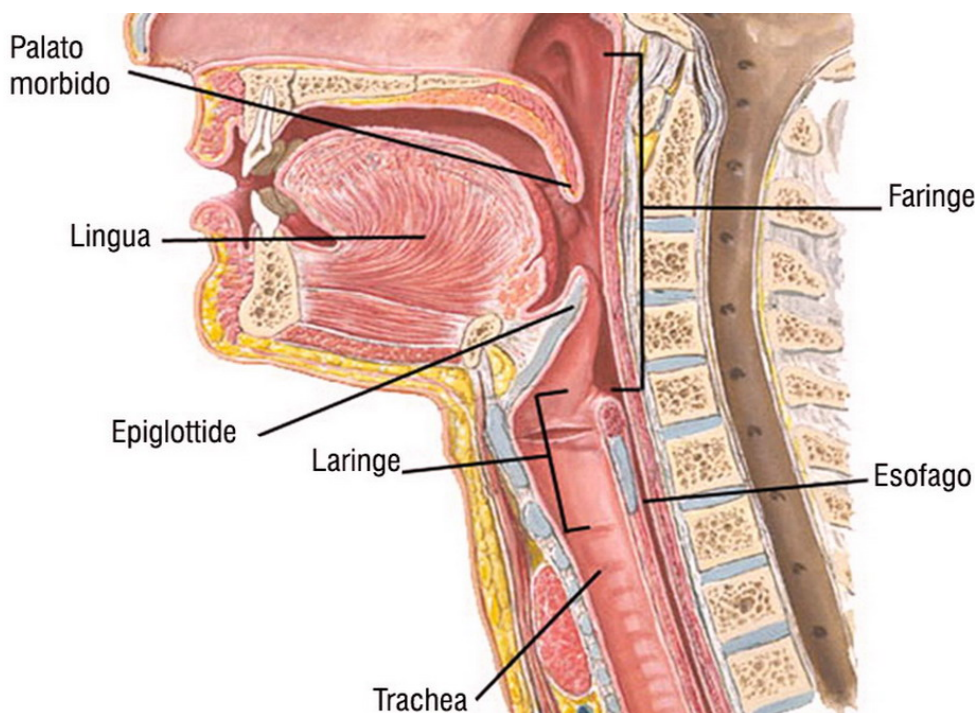
Tabela 3 – Aparelho Respiratório

fala robustos e eficazes, capazes de lidar com a diversidade e variabilidade inerentes à voz humana.

O aparelho fonador é composto por áreas específicas dos sistemas digestivo e respiratório, e é complementado pelo mecanismo auditivo. Sua função primordial é a produção de sons, que podem se manifestar na forma de voz cantada ou falada. A laringe, onde as cordas vocais estão localizadas e que serve como ponto de vibração da voz, desempenha um papel crucial neste processo. É neste contexto que se destaca a relevância do Laringofone proposto, que tem na laringe seu principal ponto de integração com o aparelho fonador (BEHLAU, OLIVEIRA, 2015). A imagem 22, ilustra esta conexão de forma visual.

Como demonstrado, o processo de produção vocal se inicia com a transformação, pelas cordas vocais, da corrente de ar proveniente dos pulmões em pulsos de ar. Esses pulsos atravessam então todo o sistema vocal, que funciona como um tubo contendo ar e atua como uma cavidade ressonante. Essa cavidade ressonante possui frequências naturais

Figura 21 – Aparelho Fonador



Fonte: Adaptado Brasil Escola - Autor

específicas às quais responde de maneira mais eficaz do que a outras frequências.

Partindo dessas premissas, consideramos que as cordas vocais produzem uma série de pulsos com frequência de 100 Hz. O espectro de frequências desses pulsos consiste em várias frequências múltiplas de 100 Hz, que são aplicadas à cavidade ressonante. Esta última, por sua vez, "molda" essas frequências de acordo com sua própria curva de resposta em frequência, gerando assim os sons de acordo com as vibrações.

Quando as pregas vocais vibram, ocorre a produção dos sons chamados vozeados ou sonoros. Por outro lado, quando as pregas vocais estão afastadas e o ar passa pela laringe sem restrições, são produzidos os sons denominados de não-vozeados ou surdos (BEHLAU, OLIVEIRA, 2015).

O sucesso dos sistemas de reconhecimento de voz depende de uma variedade de fatores, sendo necessário ter conhecimento em diversas disciplinas para sua implementação eficaz. No entanto, não é necessário ser um especialista em todas essas áreas; é fundamental ter uma compreensão abrangente de cada uma e suas interconexões. O objetivo deste trabalho é propor a implementação estratégica de um sistema de captação de voz através do Laringofone, juntamente com o desenvolvimento de um sistema de reconhecimento de comandos por voz. Esse sistema visa possibilitar o acionamento de cadeiras de rodas motorizadas por meio de um microprocessador, garantindo confiabilidade mesmo em ambientes ruidosos.

4.3 Produção Surdo Sonora

A produção de fala surdo-sonora é um fenômeno fascinante que desempenha um papel fundamental na comunicação humana. Este processo complexo envolve a produção de sons vocais por meio das pregas vocais, resultando em uma variedade de sons distintos que são essenciais para a expressão e a comunicação eficaz. A compreensão detalhada dos mecanismos subjacentes à produção de fala surdo-sonora é crucial não apenas para a ciência da fala e da linguagem, mas também para uma variedade de campos, incluindo a medicina, a engenharia biomédica e a tecnologia de assistência.

Na efetivação da fala alguns pontos devem ser observados, e são característicos de cada indivíduo, para assim poder modelar o processo de fala:

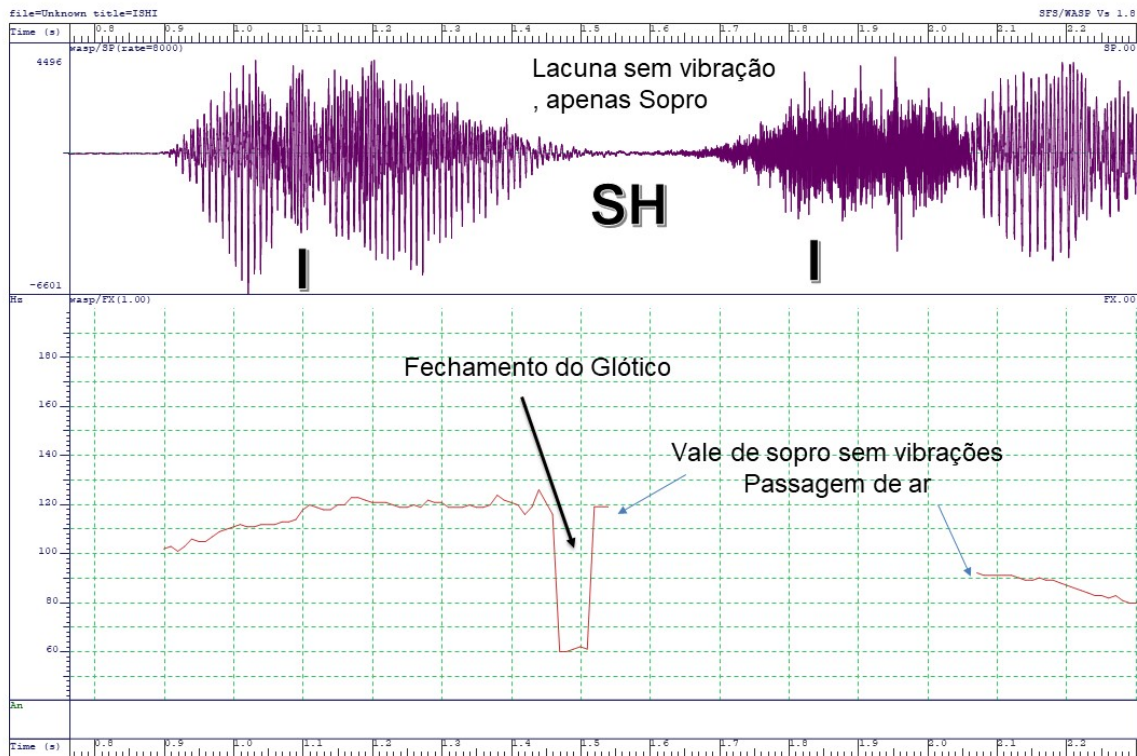
- Maciez das paredes do trato vocal;
- Variação da configuração do trato vocal com o tempo;
- Perdas próprias por condução de calor e fricção nas paredes do trato vocal;
- Radiação do som pelos lábios;
- Junção nasal
- Excitação do som no trato vocal.

Na estacionariedade do sinal de voz é notória a especialidade do sinal de voz, pois mediante os sons codifica a linguagem falada, esses sons podem ser considerados aleatórios, representados por uma série de amostras temporais e caracterizados mediante funções densidade de probabilidade. Por isso o sinal de voz é considerado como um processo estocástico, (BEHLAU, OLIVEIRA, 2015)

Na produção de fala surdo-sonora, há uma interação complexa entre diferentes elementos do trato vocal, resultando em um fenômeno que vai além da simples vibração das cordas vocais. Além da vibração das pregas vocais, há uma considerável contribuição de fluxo de ar e modulação da cavidade vocal, que desempenham papéis essenciais na geração dos sons vocais. Essa dinâmica multifacetada é crucial para a criação de uma variedade de sons vocais, permitindo a expressão de uma ampla gama de emoções e intenções na comunicação humana.

A produção de fala surdo-sonora envolve não apenas a vibração das cordas vocais, mas também o controle preciso do fluxo de ar através do trato vocal. Esse fluxo de ar é modulado pelas estruturas anatômicas e pelos movimentos articulatórios, resultando em uma ampla variedade de sons vocais que caracterizam a fala humana. Além disso, a modulação da cavidade vocal desempenha um papel crucial na ressonância e na qualidade tonal da fala, contribuindo para a sua inteligibilidade e expressividade.

Figura 22 – Forma de onda surda sonora do fonema SHI.



Fonte: Autor

Portanto, ao considerar a produção de fala surdo-sonora, é essencial reconhecer a complexidade e a interdependência desses diferentes componentes do trato vocal. Compreender como esses elementos se combinam para produzir sons vocais, fundamentou para avançar nosso reconhecimento de fala como comando, pois tem por base as vibrações da garganta, e falas Surdo sonoras são mais fluxo de ar canalizado no duto vocal, comando encorpados no trato vocal foram selecionados (BEHLAU, OLIVEIRA, 2015).

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

O controle de voz por meio de vibrações da garganta representa uma área de pesquisa empolgante e promissora, com potencial para revolucionar a interação humano-máquina e melhorar a acessibilidade para uma ampla gama de usuários.

Os resultados e as discussões obtidos por meio da análise do controle de voz por vibrações da garganta, explorando sua aplicabilidade no comando da Cadeira de rodas e em diversas áreas, incluindo tecnologia assistiva, interfaces homem-máquina e comunicação assistida por computador.

A capacidade de controlar dispositivos eletrônicos por meio de comandos de voz oferece uma alternativa valiosa para indivíduos com dificuldades motoras ou limitações de movimento, bem como para situações em que o uso das mãos é inviável ou desejável. Ao utilizar as vibrações da garganta como meio de emissão de comandos de voz, este método oferece uma abordagem inovadora e não invasiva para o controle de dispositivos, permitindo uma comunicação mais eficiente e intuitiva, uma série de experimentos e análises realizados para avaliar a eficácia e a precisão do controle de voz por vibrações da garganta.

A ideia de controle por voz, traz uma alusão ao conforto, que vai além de manipuladores manuais, os testes no protótipo em bancada foram satisfatórios, pelos testes realizados com o laringofone em comparação com o microfone, nitidamente o Laringofone da confiabilidade ao sistema de acionamento por voz do resultado destacam-se relevantes.:

- Taxa de confiabilidade, e reconhecimento.: acima de % 75 mesmo considerando o pior ambiente a 68 dB, e Laringofone fora da posição ideal.
- O paralelismo com o Joystick, da autonomia e flexibilidade.
- Sistema anticolisão atua a uma distância 40 a 60 cm, ponto seguro.
- Botão de pânico tátil, corta sinais de voz

5.1 Análise dos Resultados.: Reconhecimento em Ambientes diversos.

No procedimento de educação da voz de comando, as falas foram registradas em pontos, de 2 ambientes distintos, e para ampla visão do ganho da estratégia dos sinais de vibração da garganta captados pelo Laringofone, foram efetuados uma comparação do Laringofone com o Microfone de Eletreto, nos ambientes como segue.:

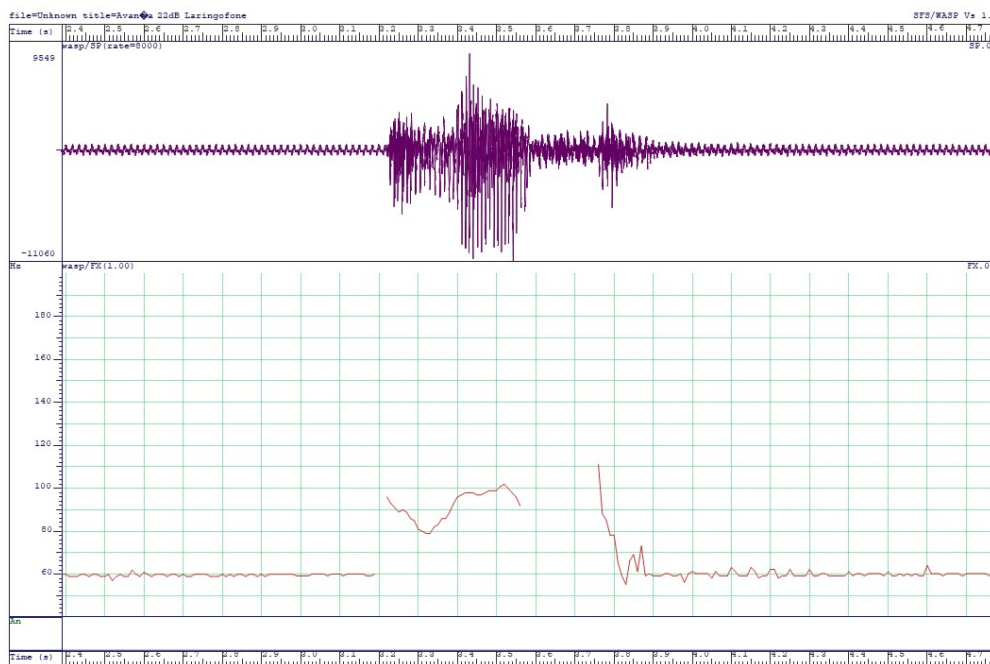
- 1º Ambiente de silêncio a 22 dB.
- 2º Ambiente a Ruído alto 60 dB.

As palavras de comando utilizadas neste estudo são "Avança", "Retorna", "Esquerda" e "Direita". Essas palavras foram selecionadas por sua clareza e facilidade de reconhecimento tanto pelo Laringofone quanto pelo Microfone.

O software de análise de fala utilizado é o WASP, uma ferramenta gratuita que permite a gravação, exibição e análise de sinais de fala. Com o WASP, é possível gravar e reproduzir sinais de fala, salvar e recarregar arquivos, editar anotações e visualizar espectrogramas e a trilha de frequência fundamental. Desenvolvido pela empresa SOFTWARE.INFORMER, o WASP é uma aplicação completa e simples de usar, projetada para ser compatível com as ferramentas do Speech Filing System (SFS) para pesquisas de fala.

Na imagem 25, é apresentado um arquivo gráfico de análise resultante de uma amostra capturada pelo WASP, com uma explicação detalhada de cada item do gráfico de análise dos sinais captados. Dos cinco gráficos disponíveis, os de maior interesse são os de sinal de voz fundamental e abertura de glótico, pois fornecem informações cruciais para a análise da fala e sua qualidade.

Figura 23 – Gráfico Exemplo de Análise do WASP



Fonte: Autor

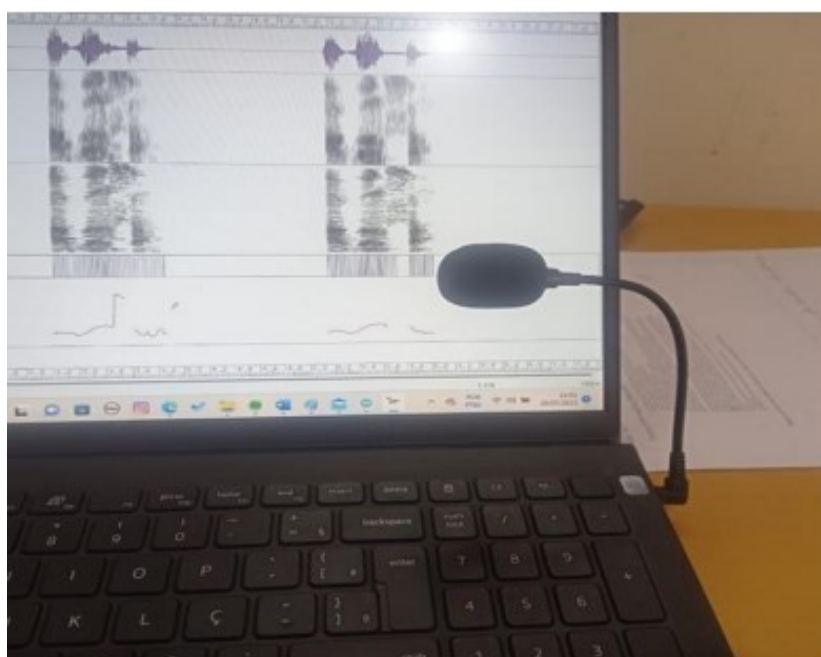
Para os testes no WASP, é possível ajustar a qualidade da gravação alterando a taxa de amostragem, sendo a taxa padrão de 16000 amostras por segundo com resolução

de 16 bits mais adequada para a produção de espectrogramas de fala. No entanto, nem todos os PCs suportam essa taxa, sendo necessário gravar a 22050 amostras por segundo ou a 11025 amostras por segundo em alguns casos.

O ícone do misturador no diálogo de gravação permite abrir o painel de controle de sons para mudar os dispositivos de entrada e definir os níveis. O primeiro gráfico apresenta as formas de onda, que são representações da amplitude do sinal em relação ao tempo. Geralmente, a linha zero indica ausência de entrada, enquanto as excursões positivas e negativas representam flutuações de pressão acima e abaixo da pressão atmosférica. Essas flutuações são pequenas para sinais de voz, normalmente inferiores a $\pm 1/1000000$ da pressão atmosférica. Observar valores próximos ao intervalo máximo do conversor analógico-digital sugere sobrecarga do sinal de entrada. O Segundo Gráfico temos o ecrã de abertura de Glótico e sua frequência de vibração, permitindo a observância de comportamento em meio à ausência ou não de ruído.

Os testes foram realizados com dois tipos de captação na cadeira de rodas: via microfone de eletreto, mostrado na imagem 26, e via laringofone, mostrado na imagem 27. O laringofone foi alocado no voluntário, como visto na imagem 28.

Figura 24 – Captura de Voz por microfone de Eletreto



Fonte: Autor

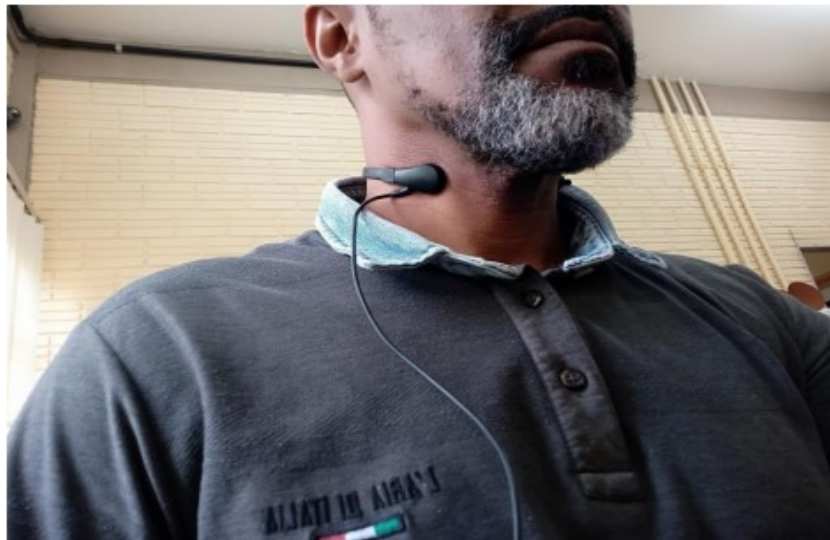
Na captação de sinais por microfone, a variação é maior, fica vulnerável aos sinais ambientais em questão.

Figura 25 – Captura de Voz por Laringofone



Fonte: Autor

Figura 26 – Voluntário com o Laringofone em posição



Fonte: Autor

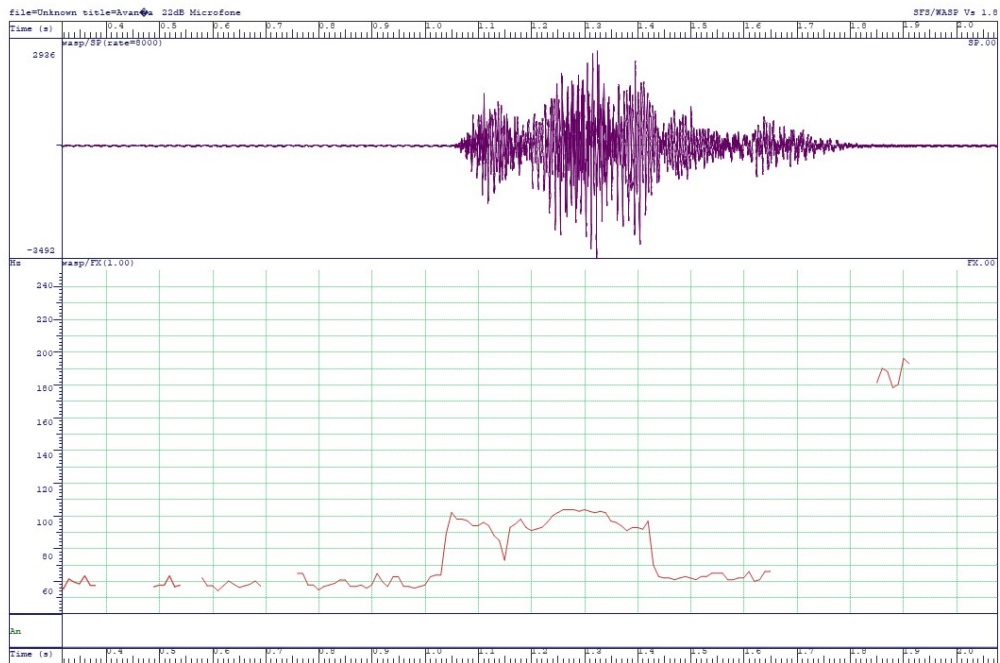
5.1.0.1 Análise dos sons de comando.: Comparativo Microfone de Eletreto versus Laringofone Piezoelétrico

Educação da Falas de comandos em gráficos, nas duas situações de captação, Microfone e Laringofone, em sequência um comentário de cada resultado, nos ambientes supra citados.

Microfone - Avança

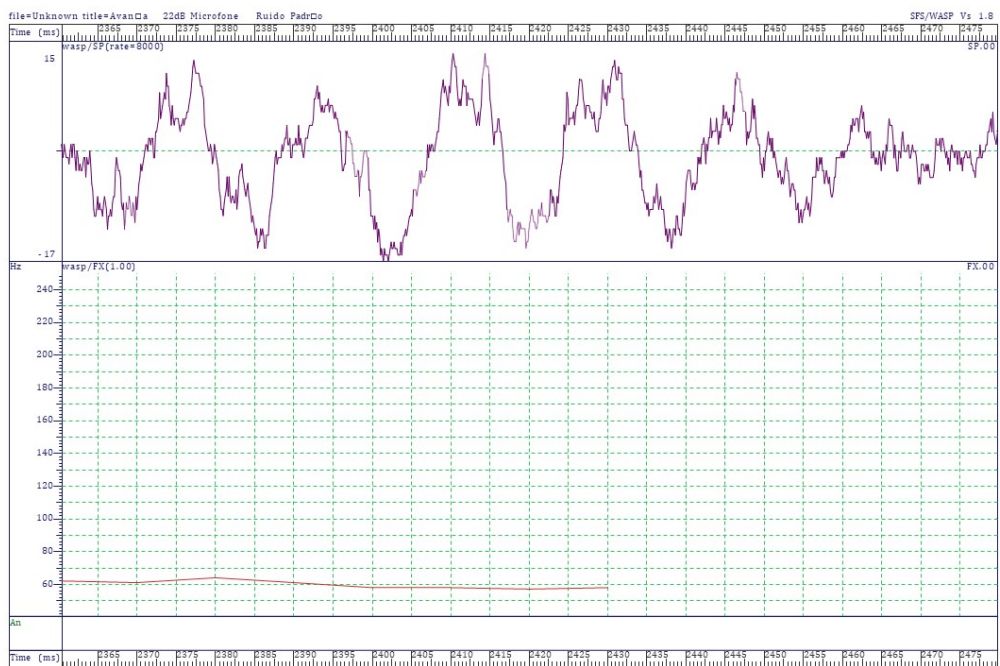
1º Ambiente.: A 22 dB, tal assemelha-se a um ambiente com o som de um ar condicionado de 9000 BTU's, ambiente calmo.

Figura 27 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz Avança a 22 dB - Microfone



Fonte: Autor

Figura 28 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz Avança a 22 dB - Microfone com ruído



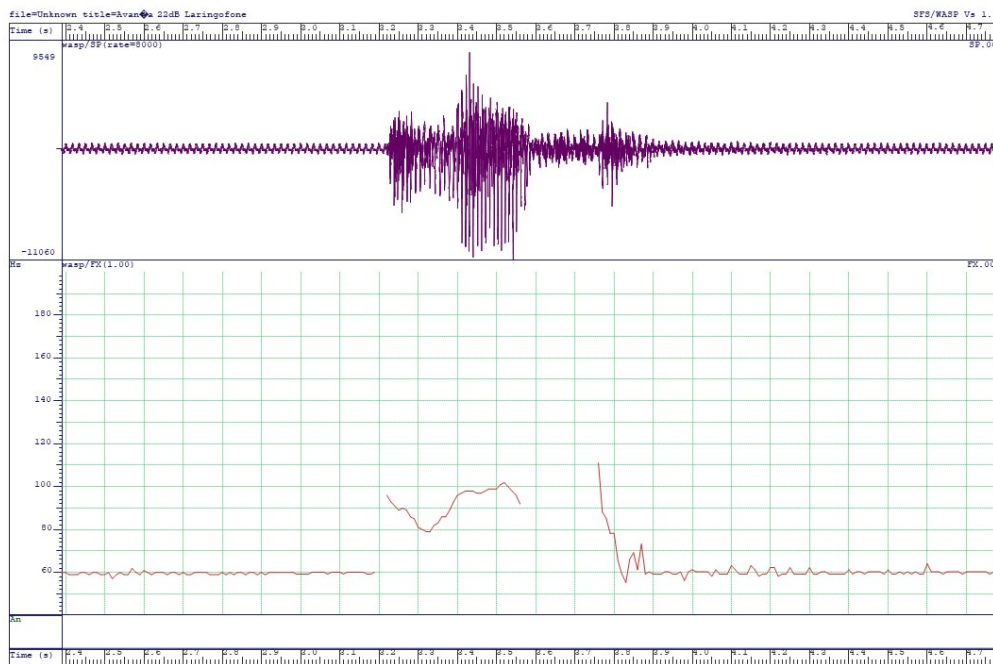
Fonte: Autor

Comentário.: Na condição de silêncio, o ruído externo ao som de interesse não é percebido, como ilustrado na imagem 28, indicando que o ambiente de 22 dB é propício

e o comando é detectado pelo reconhecedor sem dificuldades. No entanto, sugere-se que haja 2 a 3 repetições para confirmação, o que é considerado normal (embora o sistema sugira 7 repetições de confirmação). Na imagem 27, observamos a fala do comando bem articulada e a abertura do glótico sem qualquer distúrbio.

Laringofone - Avanço 1º Ambiente.: A 22 dB, tal assemelha-se a um ambiente com o som de um ar condicionado de 9000 BTU's, ambiente calmo.

Figura 29 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz Avanço a 22 dB - Laringofone



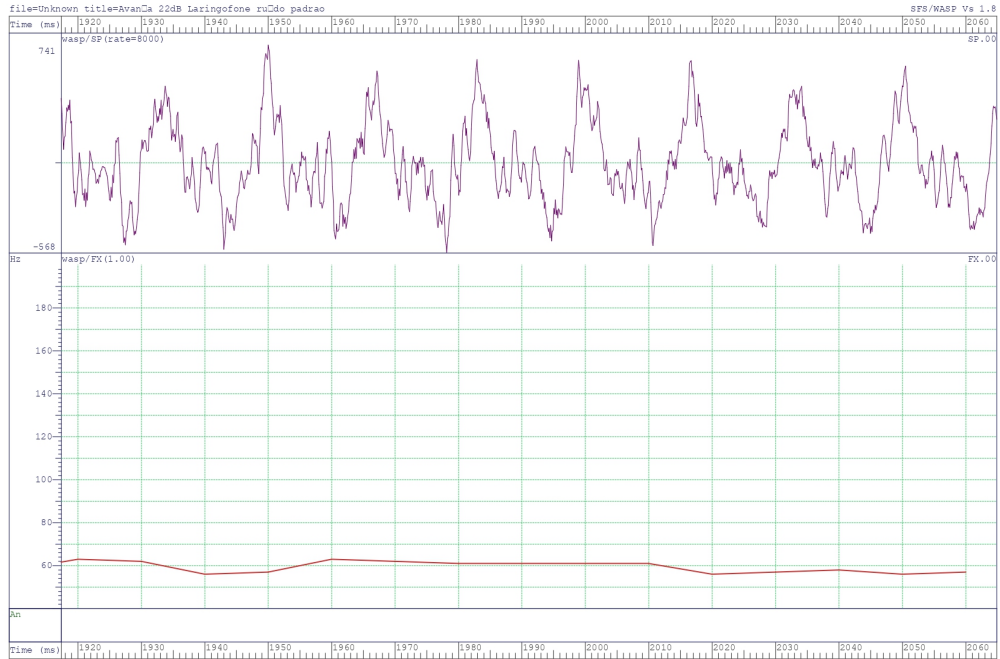
Fonte: Autor

Comentário.: O Laringofone é altamente sensível às vibrações da garganta, excluindo o som de fundo em 22 dB, como evidenciado na imagem 30. Seu sinal padrão mostra fechos glóticos com abertura suave, conforme ilustrado na imagem 29. O reconhecedor solicita apenas uma repetição para confirmação.

Microfone - Retorna

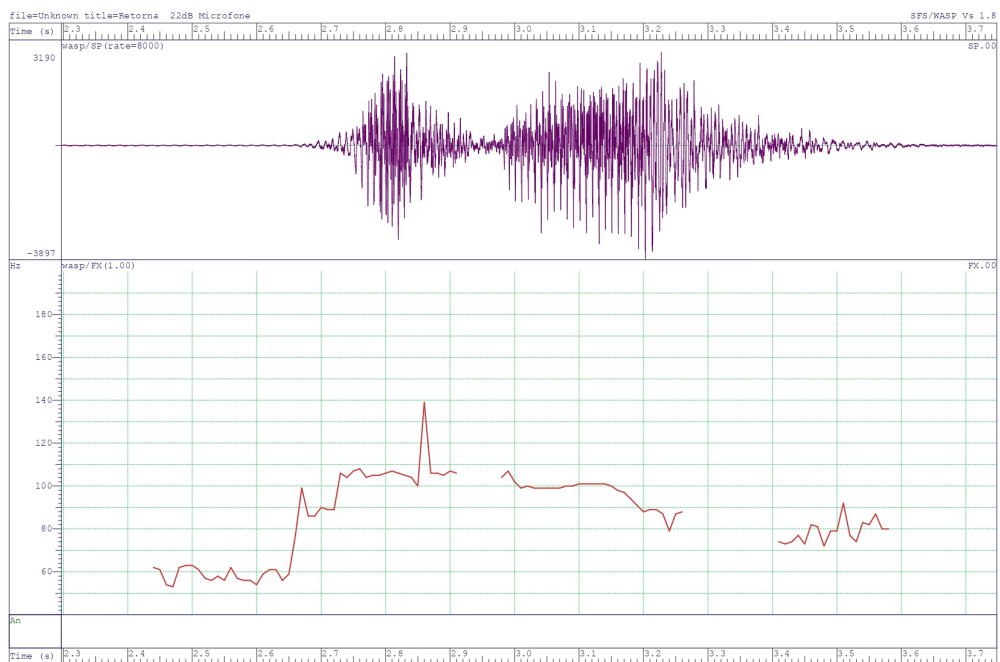
1º Ambiente.: A 22 dB, tal assemelha-se a um ambiente com o som de um ar condicionado de 9000 BTU's, ambiente calmo.

Figura 30 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz Avança a 22 dB - Laringofone com ruído



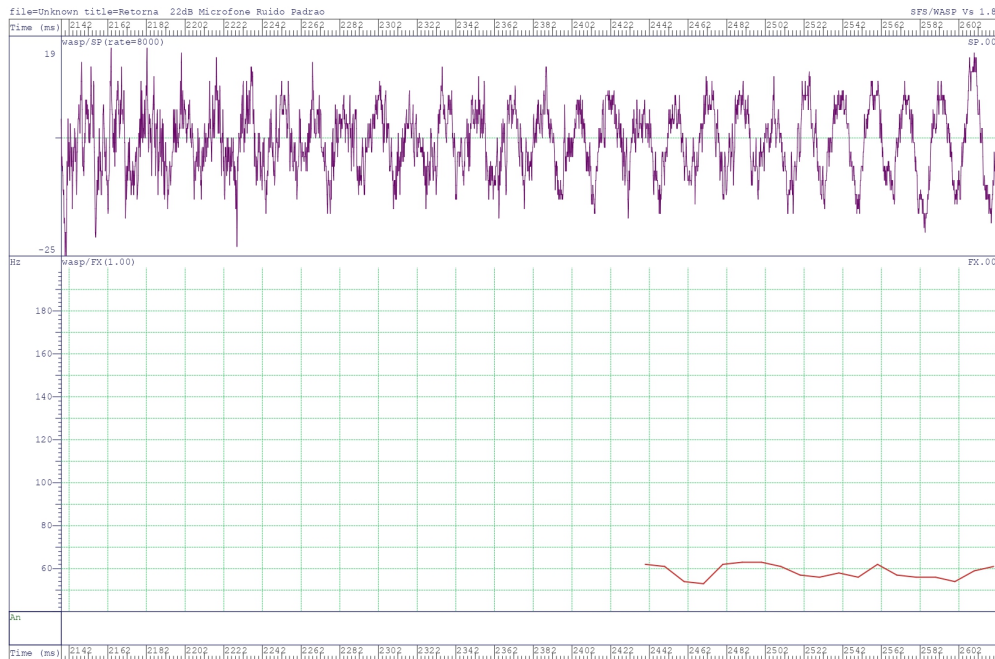
Fonte: Autor

Figura 31 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz Retorna à 22 dB – Microfone



Fonte: Autor

Figura 32 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz Retorna à 22 dB – Microfone com ruído



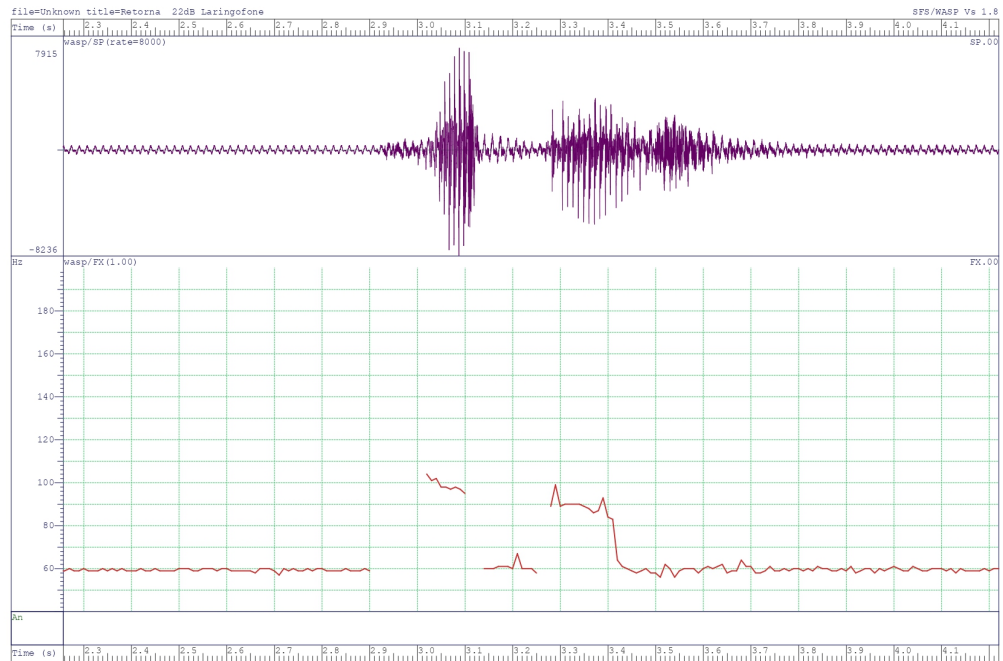
Fonte: Autor

Comentário.: Apresenta a mesma condição do comando avança, o descanso, como na imagem 31, e não há uniformidade de base, pressões mesmo que minimassão percebidas, os fechos glóticos formam uma repetição idêntica. O Comando é percebido pelo reconhecedor sem dificuldades, mas sugere repetições de confirmação, 2 a 3 repetições o que é normal (O sistema de pronto sugere 7 repetições de confirmação). Como na imagem 30.

Laringofone - Retorna

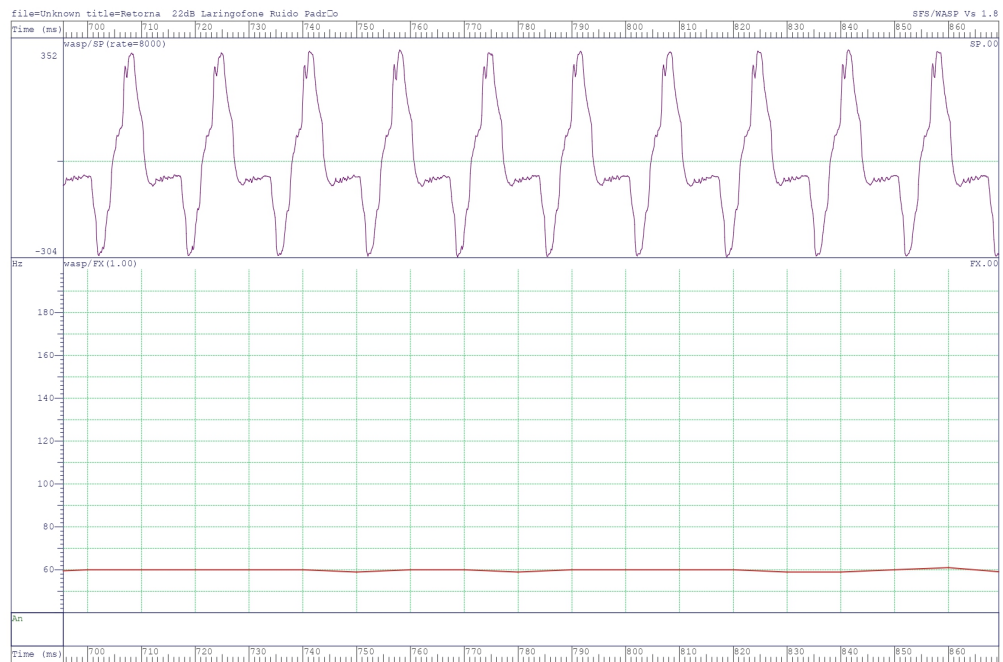
1º Ambiente.: A 22 dB, tal assemelha-se a um ambiente com o som de um ar condicionado de 9000 BTU's, ambiente calmo.

Figura 33 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz Retorna à 22 dB – Laringofone



Fonte: Autor

Figura 34 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz Retorna à 22 dB – Laringofone com ruído



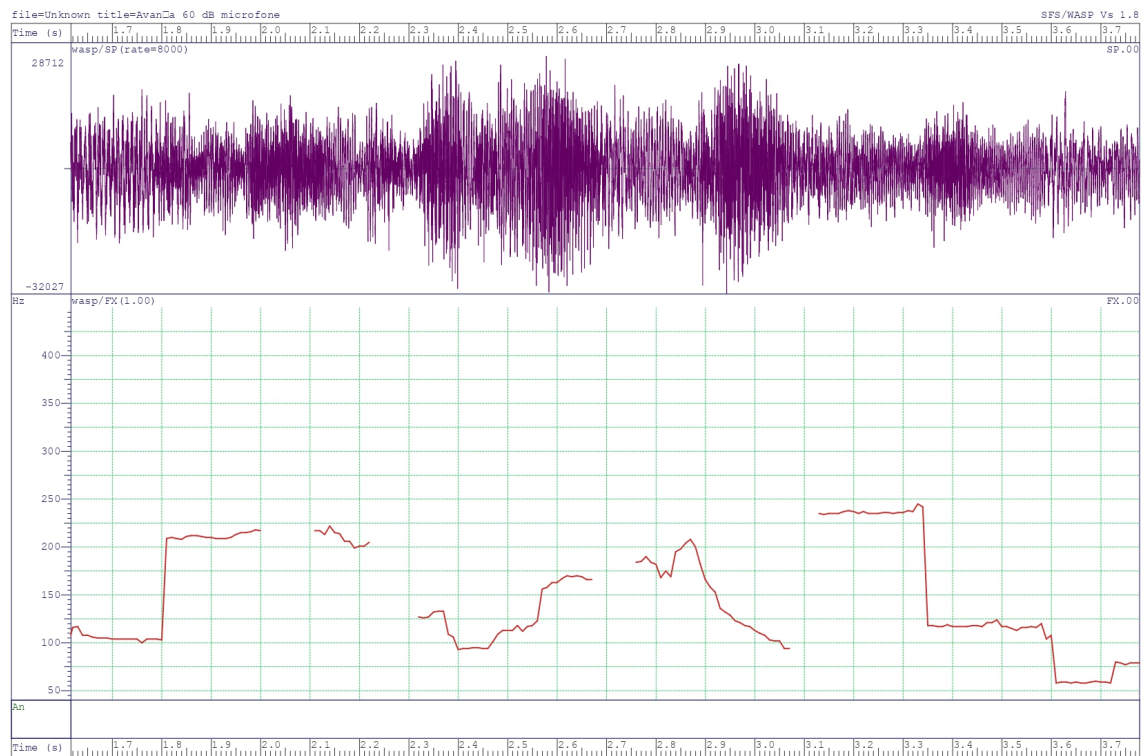
Fonte: Autor

Comentário.: Temos o sinal em descanso estabilizado com padrão o que sugere que o laringofone imune a ruídos externos , como na figura 33, os fechos glóticos formam uma repetição idêntica, momento de contracção reconhecido, sistema reconhecedor, reconhece sem dificuldades e o mesmo não sugere repetições de confirmação além da padrão, Como vemos na imagem 32.

Agora, vamos analisar um novo cenário para aprimorar a educação das falas de comando para o reconhecedor de voz. Estamos em um ambiente de 65 dB com a presença de 2 a 3 pessoas e um aparelho de som ao lado reproduzindo músicas diversas, resultando em um tom de voz mais elevado

Microfone - Avança 2º Ambiente.: 65 dB, um ambiente ainda com 2 a 3 pessoas, agora com um tom de voz mais elevado e ao lado um aparelho de som, tocando músicas diversas.

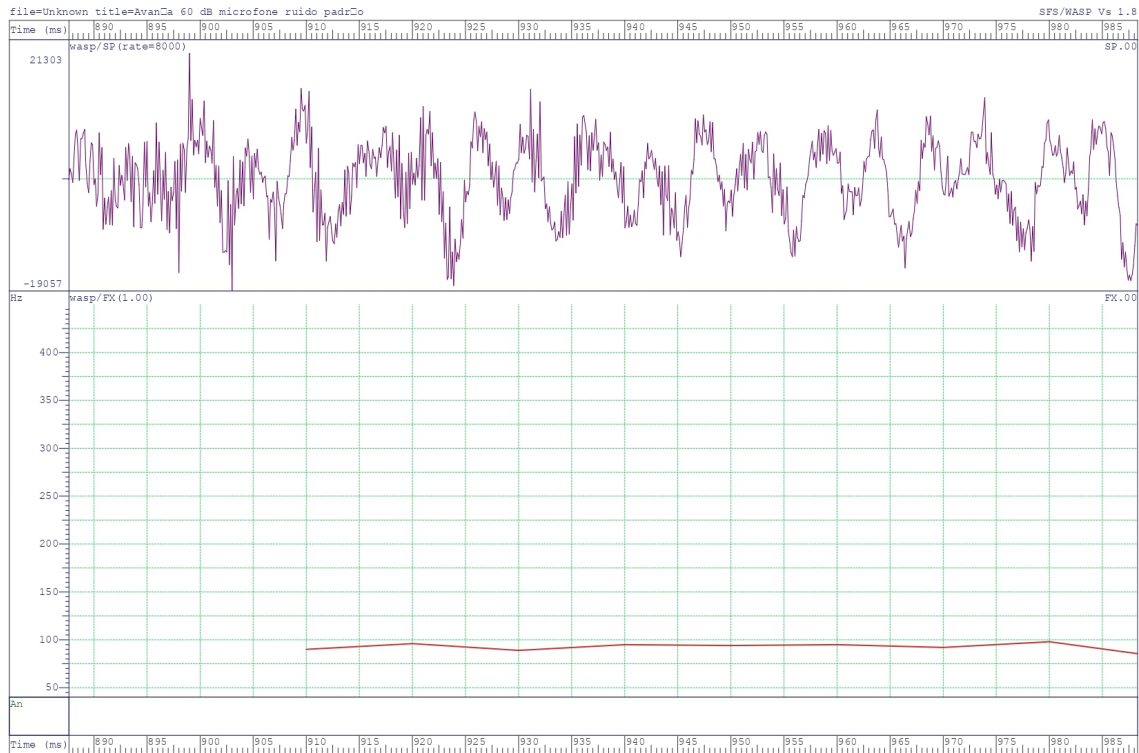
Figura 35 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz AVANÇA a 68,3 dB – Microfone



Fonte: Autor

Comentário.: O microfone de eletreto, sensível ao ruído ambiente, enfrenta dificuldades significativas na identificação do som desejado. A captura dispersa da abertura dos glóticos e a dificuldade na identificação da frequência de repetição dificultam ainda mais o reconhecimento pelo sistema, como evidenciado na imagem 34. O reconhecimento dos comandos de voz ocorre de forma esporádica,

Figura 36 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz AVANÇA a 68,3 dB – Microfone ruído padrão

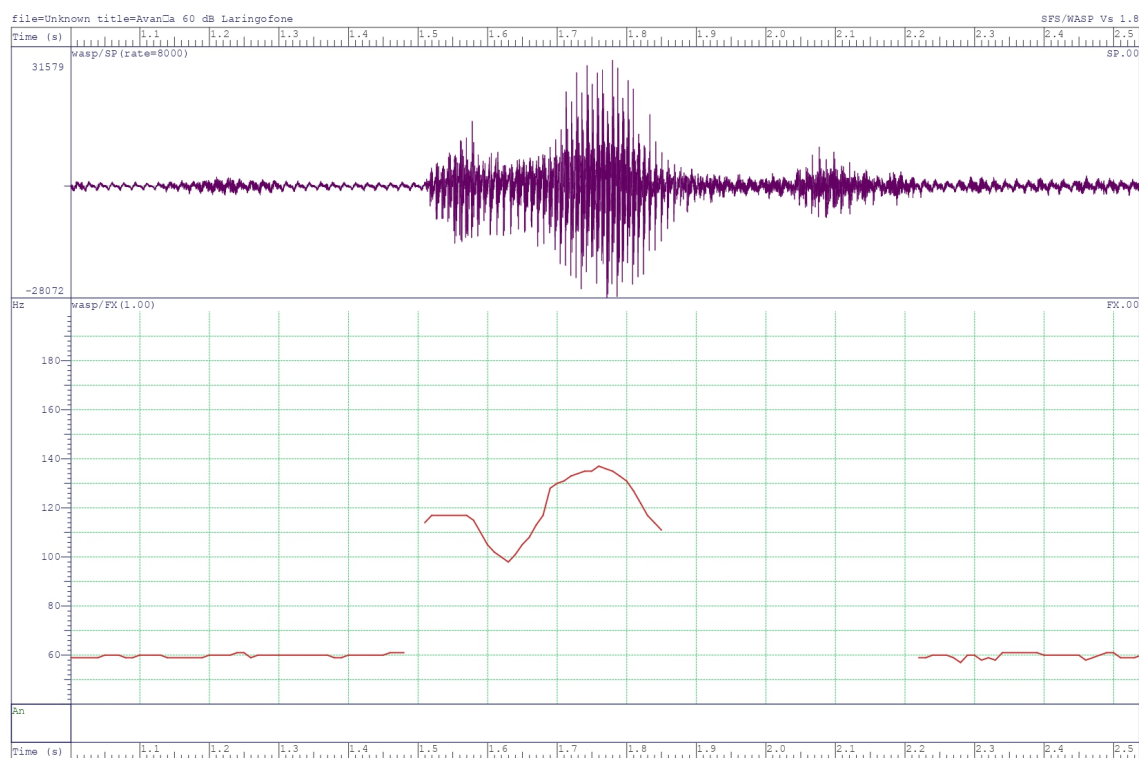


Fonte: Autor

Laringofone - Avança

2º Ambiente.: 65 dB, um ambiente ainda com 2 a 3 pessoas, agora com um tom de voz mais elevado e ao lado um aparelho de som, tocando músicas diversas.

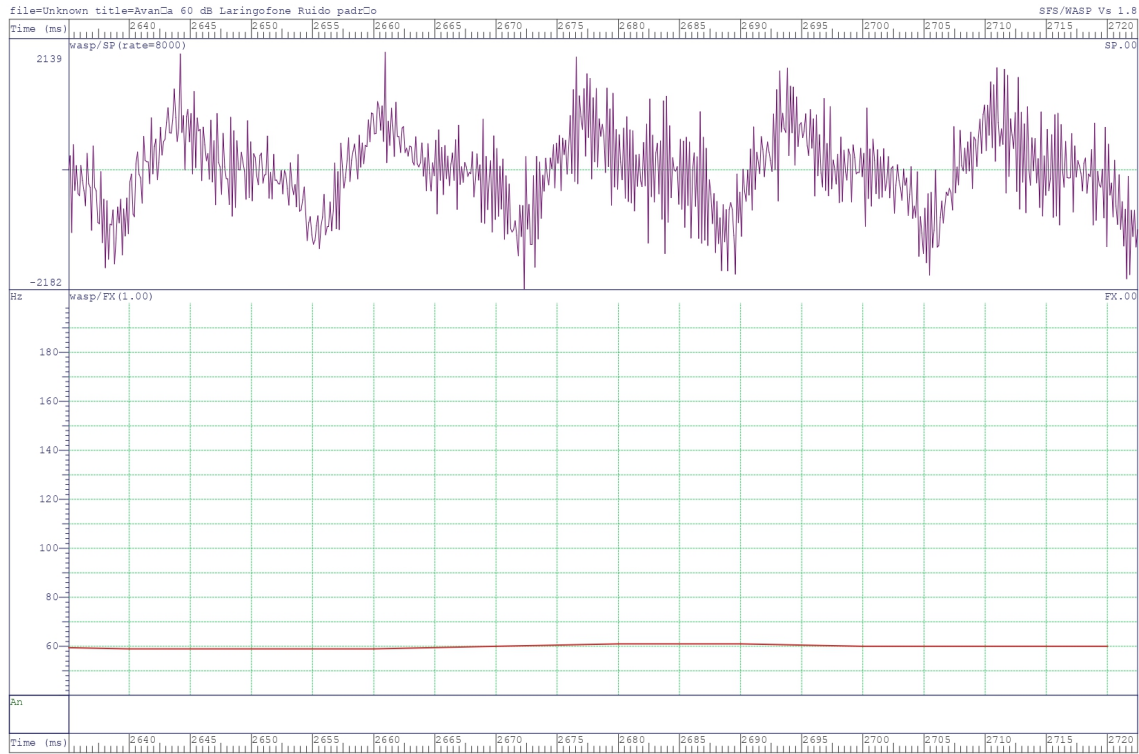
Figura 37 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz AVANÇA a 68,4 dB – Laringofone



Fonte: Autor

Comentário.: O ambiente cria ao laringofone uma vibração de fundo que agora é percebida nos espectrogramas de Banda Larga e Estreita, isso não atrapalhou em nada o reconhecimento de voz, apenas acrescentando pedido de repetição de uma ou duas vezes, os fechos glóticos formam uma repetição idêntica. E a repetição organizada na leitura pelo algoritmo de estimativa do pitch utilizado no WASP - RAPT ("A robust algorithm for pitch tracking", David Talkin) é polida, não sendo distorcida. A imagem 46.

Figura 38 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz AVANÇA a 68,4 dB – Laringofone com ruído

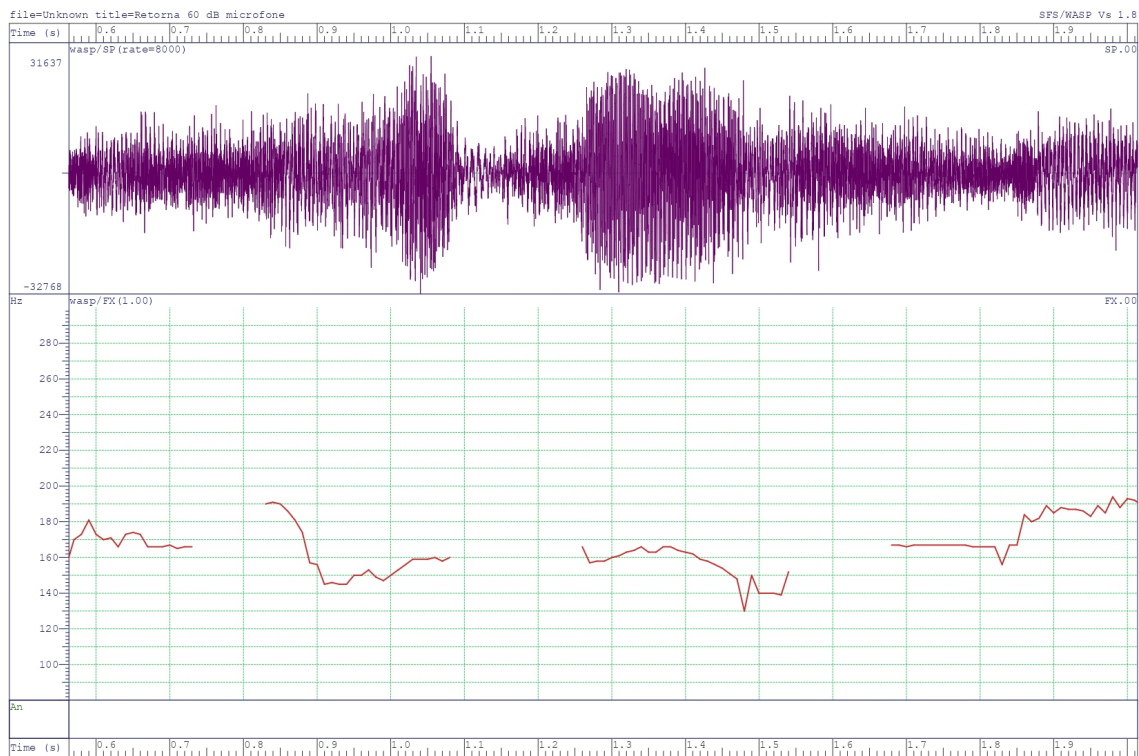


Fonte: Autor

Microfone - Retorna

3º Ambiente.: 65 dB, um ambiente ainda com 2 a 3 pessoas, agora com um tom de voz mais elevado e ao lado um aparelho de som, tocando músicas diversas.

Figura 39 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz RETORNA a 68,4 dB – Microfone



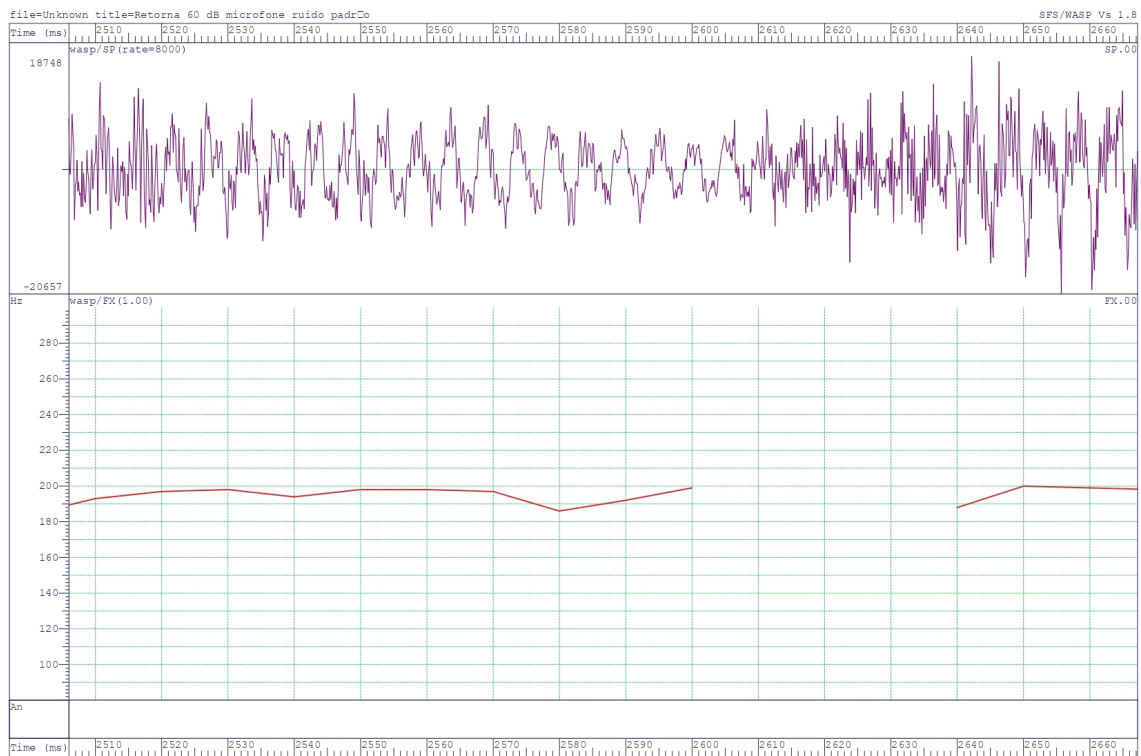
Fonte: Autor

Comentário.: Sensível ao ruído o microfone de eletreto capta toda essa condição, a dificuldade de entendimento pelo reconhecedor é enorme, extrema dificuldade de identificar o som de interesse, ao som de interesse, e é percebido com nitidez pelos espectrogramas de Banda Larga e Estreita, os fechos glóticos ficam dispersos sem sequência, dificuldade para identidade da frequência de repetição, , temos extrema dificuldade de identificação do reconhecedor. Como na imagem 47.

Laringofone - Retorna

3º Ambiente.: 65 dB, um ambiente ainda com 2 a 3 pessoas, agora com um tom de voz mais elevado e ao lado um aparelho de som, tocando músicas diversas.

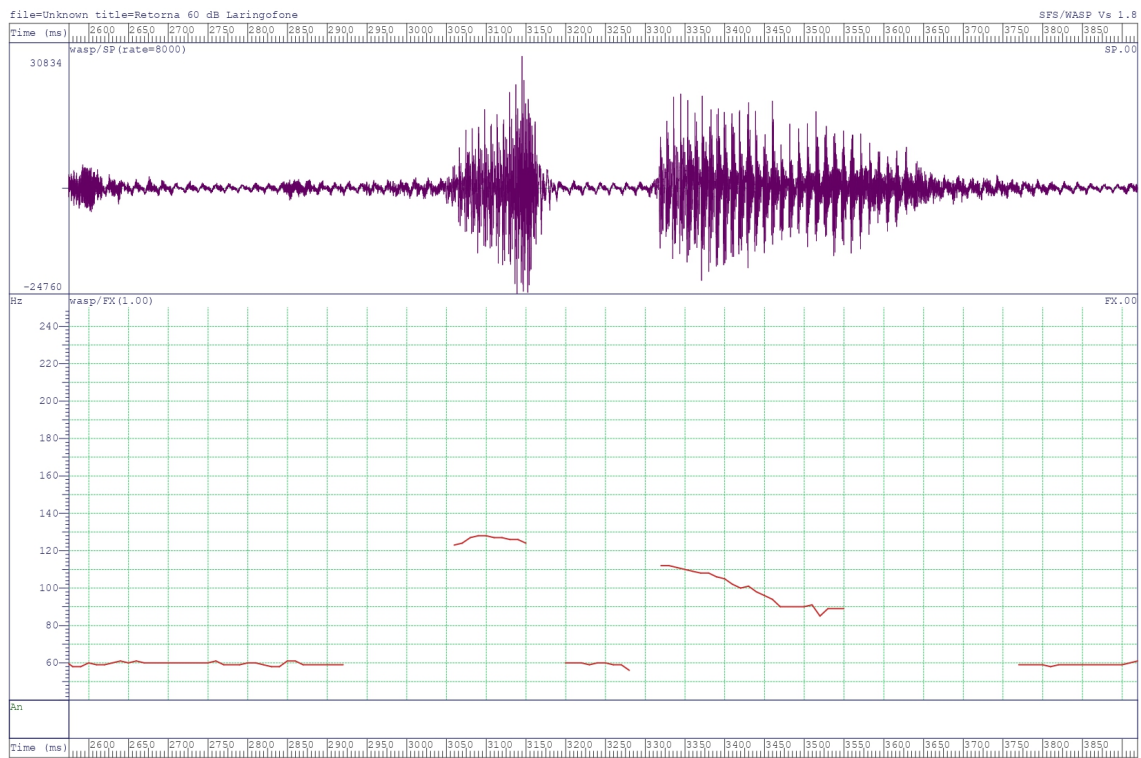
Figura 40 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz RETORNA a 68,4 dB – Microfone



Fonte: Autor

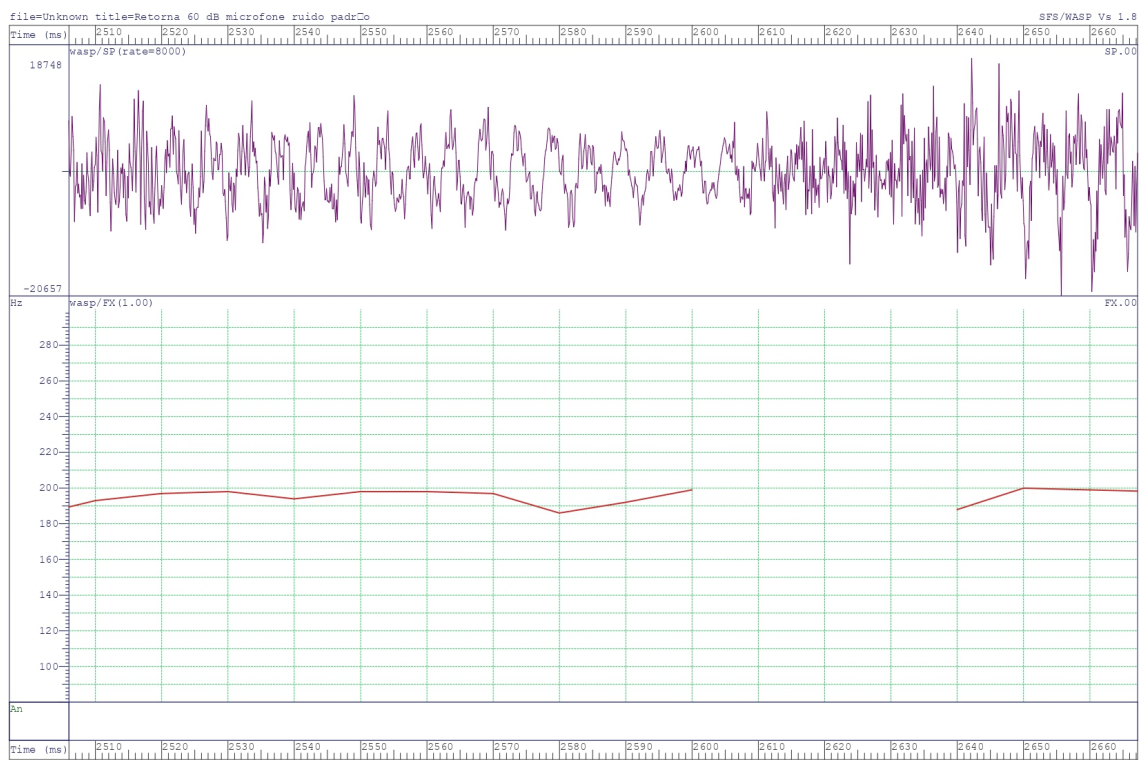
Comentário.: O ambiente cria ao laringofone uma vibração de fundo que agora é percebida nos espectrogramas de Banda Larga e Estreita, isso não atrapalhou em nada o reconhecimento de voz, apenas acrescentando pedido de repetição de uma ou duas vezes, os fechos glóticos formam uma repetição idêntica. E a repetição organizada na leitura pelo algoritmo de estimativa do pitch utilizado no WASP - RAPT ("A robust algorithm for pitch tracking", David Talkin) é polida, não sendo distorcida. Como na imagem 48.

Figura 41 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz RETORNA a 67,7 dB – Laringofone



Fonte: Autor

Figura 42 – Gráfico do Sinal de Comando de Voz RETORNA a 67,7 dB – Laringofone



Fonte: Autor

6 DISCUSSÕES DOS RESULTADOS

Conclui-se que o Laringofone demonstra robustez ao operar em ambientes com níveis variados de ruído, aproveitando sua capacidade singular de captar as vibrações da garganta na região estratégica da laringe do voluntário, conforme evidenciado na Tabela 1.

Observa-se um incremento na margem de erro de reconhecimento de 21,7% quando o dispositivo é posicionado abaixo da laringe do voluntário. Mesmo nessas condições, a aplicação do Laringofone permanece interessante. Por outro lado, o microfone, quando sujeito a um ambiente com 38 dB de ruído, revela-se inviável para aplicação prática.

Sua eficácia é observada apenas em ambientes mais silenciosos, notadamente a 22 dB, quando posicionado fora da posição ideal em direção à boca do voluntário. Mesmo nesse ambiente, a viabilidade de aplicação do microfone é limitada, como destacado na Tabela 1. Este cenário ressalta a capacidade distintiva do Laringofone em operar em condições desafiadoras, apresentando-se como uma opção viável e eficaz em contextos de menor ruído, enquanto o microfone se mostra mais restrito em ambientes ruidosos.

A Fórmula utilizada para porcentagem de assertividade é a equação 5.1 , onde temo $TA(\%)$ é a taxa de acertos, $QRec$ é a quantidade de palavras reconhecidas e $QFal$ é a quantidade de palavras faladas.

$$TA(\%) = \left(\frac{QRec}{QFal} \right) \cdot 100 \quad (6.1)$$

Meio Ambiente	Microfone	Laringofone
22 db	7,0 %	0,5%
38 db	67,5%	0,5%
68 db	98,5%	1,2%
Fora de posição	42,2%	21,7%

Tabela 4 – Taxa de acertos nos ambiente

7 CONCLUSÕES GERAIS

A utilização do laringofone para o acionamento da cadeira de rodas por voz apresenta alta viabilidade, destacando-se como uma solução eficaz e inovadora. O conjunto assume uma abordagem otimizada, integrando um sistema eletrônico avançado e uma técnica de controle patenteada (BR 10.2014.022994.9), fundamentada em componentes eletrônicos de baixo custo. Essa abordagem não apenas viabiliza comercialmente o projeto, mas também contribui para sua praticidade e acessibilidade.

A inclusão do sistema de comando por fala representa um incremento significativo, sem gerar custos excessivos, dado que os componentes envolvidos são economicamente acessíveis. O sistema proposto é especialmente indicado para usuários com dificuldades na fala, mas que ainda conseguem sussurrar, uma vez que o sistema é capaz de reconhecer padrões educados para os acionamentos respectivos.

Para trabalhos futuros, sugere-se aprimorar a parte referente à refrigeração dos motores, visando sua aplicação em longas distâncias. Propõe-se a implementação de um sistema de refrigeração forçada de baixo consumo, bem como a exploração do uso de laringofones por meio de conexão Bluetooth.

A tecnologia apresentada contribui significativamente para a linha de pesquisa em engenharia biomédica e tecnologias assistivas. Além disso, abre a oportunidade para sua implantação no mercado, oferecendo uma opção prática e acessível para cadeirantes tetraplégicos. A aplicação prática e inovadora desse sistema destaca-se como uma valiosa contribuição para o avanço das soluções tecnológicas voltadas para a mobilidade e autonomia de pessoas com necessidades especiais

7.1 TRABALHOS, PATENTES, PRÊMIO E PUBLICAÇÕES

O presente trabalho segue em continuação e expansão de trabalhos (Artigos) já aceitos e apresentados em congressos e patente, e patente proposta, um destaque para um trabalho apresentado em congresso e com a construção de protótipo intitulado “Interface Decodificadora da Fala para Surdocegos: Malha Vibratória Alocada às Costas” apresentado e aceito no V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica, dando inspiração para o trabalho com a fala na manipulação da Cadeira de Rodas.

Publicações em congressos nacionais e internacionais no tema de pesquisa:

- NUNES, Willian R. Bispo M.; SILVA, Newton da; GAINO, Ruberlei; COVACIC,

Márcio R.; **LEONCIO JUNIOR, Antônio P.** Cadeira de rodas com motores de indução trifásicos, controle vetorial e comando por joystick. In: Congresso Brasileiro de Biomédica(CBEB), Uberlândia, Oct-2014.

- Artigo aceito no XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB 2014 ,título “ACIONAMENTO DE UMA CADEIRA DE RODAS PELA PERCEPÇÃO DA INTENSIDADE DE SOPRO E SUCÇÃO, COM MOTORES DE INDUÇÃO”, autoria e apresentação, a intensidade de sopro de acionamento comanda a intensidade de resposta dos motores, controle escalar.
- NUNES, Willian R. Bispo M.; SILVA, N.; GAINO, Ruberlei; COVACIC, Márcio R.; **LEÔNCIO Jr., Antônio P.**; RODRIGUES, Marcus V. M. Motores de indução trifásicos de alto rendimento com controle vetorial aplicado a sistema embarcado de cadeira de rodas com comando por joystick. In: IEEE/IAS International Conference on Industry Applications (INDUSCON), Juiz de Fora, Dec-2014.
- **LEÔNCIO JUNIOR, A. P.**; NUNES, W. R. B. M.; SILVA, N. da; COVACIC, M. R.; COCCO, G. G.; GIUZIO, C. R.; LUPATTELI, R.; PIROLO, V.; RODRIGUES, P. F.; BASSI, P.; GAINO, R. Acionamento de uma cadeira de rodas pela percepção da intensidade de sopro e sucção, com motores de indução. In: Congresso Brasileiro deBiomédica (CBEB), Uberlândia, Oct-2014.

•

Publicação de capítulos em livros no tema de pesquisa:

- NUNES, Willian Ricardo Bispo Murbak, SILVA, Newton da, GAINO, Ruberlei, COVACIC, Márcio R., **LEÔNCIO JR, A. P.** Controle de Campo Orientado Indireto para Motores de Indução Trifásicos. Livro Didático do Curso Superior de Tecnologia da Faculdade de Tecnologia SENAI/PR, Londrina, 2014

Patentes

GAINO, Ruberlei; SILVA, Newton da; COVACIC, Márcio R.; NUNES, Willian R. B. M.; **LEÔNCIO JUNIOR, Antônio P.** Motorização de cadeiras de rodas por motores de indução trifásicos com controle vetorial e comando por joystick e sopro/sucção. Depositada pela AINTEC/UDEL. Sob registro no INPI nº: BR 10.2014.022994.9.

REFERÊNCIAS

JURAFSKY, Daniel; MARTIN, James H. **Speech and Language Processing: An Introduction to Natural Language Processing, Computational Linguistics and Speech Recognition**. 2ª edição. Prentice Hall, 2008.

SISTO Sue Ann, Spinal Cord Injuries: **Management and Rehabilitation**, 1e 1st Edition, Kindle Edition, Mosby; 1st edition (January 31, 2008) 2206 pages.

BRASIL. SDHPR - Secretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência - SNPD. 2012 Disponível em: <http://www.pessoacomdeficiencia.gov.br/app/> Acesso em 06/08/2023

Cartilha do Censo 2010 – Pessoas com Deficiência / Luiza Maria Borges Oliveira / Secretaria de Direitos Humanos da Presidência da República (SDH/PR) / Secretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência (SNPD) / Coordenação-Geral do Sistema de Informações sobre a Pessoa com Deficiência; Brasília : SDH-PR/SNPD, 2012

Tecnologia Assistiva: estudos teóricos / [Orgs.] Luis Carlos Paschoarelli e Fausto Orsi Medola – 1.ed. – Bauru: Canal 6 Editora, 2018. 401 p. ; 23 cm.

"The Making of Modern Medicine: Turning Points in the Treatment of Disease Michael Bliss." *Canadian Bulletin of Medical History*, 30(1), pp. 211–212 - 2016 eD.

ALBRECHT, B. L. **Controle de uma cadeira de rodas motorizada através de eletromiografia em uma plataforma embarcada**. Monografia de Engenharia de Computação. UFRGS. Porto Alegre. 2010.

AL-KHULEIFI, A.; AL-MOTAWA, A.; AL-SULAITI, M. **Wheelchair control system**. Texas AM University at Qatar. Department of Electrical Computer Engineering. [S.l.]. 2009.

BAREA, R. et al. **“System for Assisted Mobility Using Eye Movements Based on Electrooculography”**. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, v. 10, no. 4, Dec 2002.

BARNARD, J. M.; VAN WYK, J. D.; DUNFORD, W. G. **A new drive system for battery operated wheelchairs using 3-phase cage rotor induction machines**. Industrial Electronics Control, Instrumentation and Automation, Power Electronics and Motion Control Proceedings of the 1992 International Conference, v. 1, 9-13, p. 138-143, Nov 1992.

MICHAEL MARGOLIS, **"Arduino Cookbook"**, O'Reylli Média 2 Ed, 2011.

Manual Voice Recognition Module V3 Speak to Control (Arduino compatible), https://www.elehouse.com/elehouse/images/product/VR3/VR3_manual.pdf – acessado em 20/03/20

DIAS, Raquel de Souza Ferreira, Normalização de locutor em sistema de reconhecimento de fala, Dissertação de Mestrado, UNICAMP, Campinas, SP, 2000.

CHENG, Q.; YUAN, L. **Vector Control of an Induction Motor based on a DSP**. Chalmers University of Technology. Goteborg, Sweden. 2011.

CHEW, H. W. V.; INIGO, R. M. **Electric wheelchair propulsion by induction motors**. Southeastcon'96. Bringing Together Education, Science and Technology, Proceedings of the IEEE, v. 11-14, p. 37-40, Apr 1996.

DEL TORO, V. **Fundamentos de máquinas elétricas**. Rio de Janeiro: LTC, 2009. 574 p.

SULAIMAN KHALIFEH. **Polymers in Organic Electronics for Electronic, Mechatronic, and Optoelectronic Systems** Elsevier Science · 2020

Nunes, Willian Ricardo Bispo Murbak. **Desenvolvimento de sistemas com motores trifásicos de indução de alto rendimento, IFOC e comando por joystick para cadeira de rodas** / Willian Ricardo Bispo Murbak Nunes. – Londrina, 2015. 248 f. : il.

GAINO, R. **Aplicação da Técnica de Controle Robusto na Máquina de Indução**. Mestrado em Engenharia Elétrica. Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho - UNESP. Ilha Solteira. 2000.

GAINO, R. et al. **Implementação e Análise do Controle de uma Cadeira de Rodas através de Sopros e Sucções**. SBAI, 6º Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente. Bauru: TEC ART. 2003. p. 775-780.

GAINO, R. et al. Motorização de cadeiras de rodas por motores de indução trifásicos com controle vetorial e comando por joystick e sopro/sucção. Depósito pela AINTEC/UUEL sob nº BR 10.2014.022994.9, 2014.

GENTILHO JUNIOR, E. et al. Controle implementado em DSP para cadeira de rodas acionada por sopro e sucção. XI Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente (SBAI), Fortaleza, Oct 2013.

CHRISTOPHER H. STERLING "Military Communications: From Ancient Times to the 21st Century", ABC-CLIO ed 1 . (2008)

BEHLAU, M., OLIVEIRA, G. (2011). Fonoaudiologia: Tratamento e Prevenção dos Distúrbios da Voz. Guanabara Koogan.

Apêndices

**APÊNDICE A – ALGORITMO NO TMS320F283355 -
CONTROLE DOS INVERSORES**

<https://x.gd/Wbxnt>

APÊNDICE B – ALGORITMO NO ARDUINO - CONTROLE DOS SINAIS DE VOZ/INTENÇÃO

<https://x.gd/Wbxnt>

**APÊNDICE C – ALGORITMO NO ARDUINO -
EDUCAÇÃO DOS COMANDOS DE VOZ
ARDUINO/ELECHOUS V3**

<https://x.gd/xVS9z>

APÊNDICE D – REPORTAGEM RIC TV - APRESENTAÇÃO DO PROTÓTIPO

<https://youtu.be/2qhxy1qEtQo?feature=shared>