



Igor Forcelli Silva

**ANÁLISE DE UM SENSOR PIEZOELÉTRICO NA
AQUISIÇÃO DE SINAIS DE VIBRAÇÃO DA PELE DO
PESCOÇO (VPP)**

**João Pessoa - PB
Setembro de 2020**



Igor Forcelli Silva

ANÁLISE DE UM SENSOR PIEZOELÉTRICO NA AQUISIÇÃO DE SINAIS DE VIBRAÇÃO DA PELE DO PESCOÇO (VPP)

Dissertação de Mestrado submetida à Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba, como requisito necessário à obtenção do grau de Mestre em Ciências no Domínio da Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Telecomunicações

Linha de Pesquisa: Processamento de Sinais

Suzete Élida Nóbrega Correia, Profa. Dra.
Orientadora

Silvana Luciene do Nascimento Cunha Costa, Profa. Dra.
Coorientadora

Leonardo Wanderley Lopes, Prof. Dr.
Coorientador

João Pessoa – PB, Setembro de 2020
©Igor Forcelli Silva – igorforcelli@outlook.com

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação – CIP
Biblioteca Nilo Peçanha – IFPB, *campus* João Pessoa

S586a	<p>Silva, Igor Forcelli. Análise de em sensor piezoelétrico na aquisição de sinais de Vibração da Pele do Pescoço (VPP) / Igor Forcelli Silva. – 2020. 109 f. : il.</p> <p>Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Instituto Federal da Paraíba – IFPB / Coordenação de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.</p> <p>Orientadora: Profª. Dra. Suzete Élida Nóbrega Correia. Coorientadores: Profª. Dra. Silvana Luciene do N. C. Costa e Prof. Dr. Leonardo Wanderley Lopes.</p> <p>1. Engenharia elétrica. 2. Voz. 3. Análise acústica. 4. Vibração da Pele do Pescoço (VPP). 5. Sensor piezoelétrico. 6. Concordância - Análise. I. Título.</p>
	CDU 534.6

Bibliotecária responsável Taize Araújo da Silva – CRB15/536

Igor Forcelli Silva

**ANÁLISE DE UM SENSOR PIEZOELÉTRICO NA AQUISIÇÃO DE SINAIS
DE VIBRAÇÃO DA PELE DO PESCOÇO (VPP)**

Dissertação apresentada à banca examinadora do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Instituto Federal da Paraíba, como requisito necessário à obtenção do grau de Mestre em Ciências no Domínio da Engenharia Elétrica.

Dissertação aprovada pela banca examinadora em: 30/09/2020

BANCA EXAMINADORA

Suzete Élida Nóbrega Correia

Suzete Élida Nóbrega Correia, Dra. – IFPB
Orientadora

Silvana Luciene do N. Cunha Costa

Silvana Luciene do Nascimento Cunha Costa, Dra. – IFPB
Coorientadora

Leonardo Wanderley Lopes, Dr. – UFPB
Coorientador

Andréa Samara Santos de Oliveira Gomes

Andréa Samara Santos de Oliveira Gomes, Dra. – IFPB
Examinadora Externa

Ana Cristina Côrtes Gama, Dra. – UFMG
Examinadora Externa

João Pessoa – PB
Setembro de 2020

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, criador de todas as coisas, por iluminar meu caminho até aqui.

À minha família, por proporcionar a educação ao longo da minha vida e incentivo na jornada acadêmica.

À senhora Lúcia Lima e ao senhor Sérgio Lima, por toda ajuda e incentivo durante o curso desta pesquisa.

À Fernanda Lima, pelo companheirismo, paciência, compreensão e apoio.

À professora Suzete Élida Nóbrega Correia, pela acolhida como orientadora no período mais difícil deste curso, proporcionando o desenvolvimento desse trabalho.

À professora Silvana Luciene do Nascimento Cunha Costa, por ter aceito coorientar esse trabalho, e por suas contribuições no desenvolvimento dessa pesquisa.

Ao professor Leonardo Wanderley Lopes, por proporcionar seu tempo e conhecimento, permitindo o entendimento e possibilitando o desenvolvimento desse trabalho.

Ao professor Ricardo José Ferreira, por proporcionar seu tempo e conhecimento, auxiliando na análise estatística deste trabalho.

Aos amigos Arthur Medeiros e Lucas Cardoso que participaram desta caminhada desde à graduação. À Luana Silva de Queiroz pelo apoio no desenvolvimento desta pesquisa.

Aos avaliadores da banca, pela importante contribuição à essa pesquisa.

Aos participantes da pesquisa, que forneceram um pouco de seu tempo, tornando este trabalho possível, pois sem a sua ajuda este trabalho não se concretizaria.

Ao IFPB e todos os seus colaboradores pela acolhida desde o ensino médio, possibilitando minha formação profissional e humana.

Aos colegas e professores do curso de Mestrado pelo conhecimento compartilhado.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e a Fundação de Apoio à Pesquisa do Estado da Paraíba (FAPESQ) pelo apoio financeiro para o desenvolvimento desta pesquisa (Termo nº 283/18).

RESUMO

A análise dos parâmetros da qualidade vocal é realizada pela avaliação clínica, em conjunto com o auto monitoramento, sendo fundamental para a avaliação de distúrbios relacionados à voz. A vibração da pele do pescoço (VPP) em relação aos outros métodos como análise acústica e eletroglotografia, apresenta mais vantagens, pois os sensores utilizados possuem custo mais baixo, são imunes a ruídos acústicos, o posicionamento do sensor não necessita de especialista para colocação, o sinal não sofre influência dos filtros orofaciais, levando em conta que é representada apenas a vibração gerada pela parte sonora da voz. Diante disto, o monitoramento móvel das atividades de voz é apresentado como uma ferramenta utilizada para detecção dos problemas gerados pelo abuso vocal, permitindo o monitoramento contínuo das atividades de voz do paciente durante suas atividades diárias. Dessa forma, é possível identificar durante a rotina do usuário, quando há ocorrência do uso inadequado da voz. Este trabalho propõe a análise da concordância entre as medidas extraídas de sinais referentes a vibração da pele do pescoço (VPP), capturados por um sensor piezoelétrico. Participaram da pesquisa 32 mulheres na faixa etária entre 18 e 45 anos, sem queixa vocal e sem a realização de avaliação médica. As participantes realizaram quatro seções cada, em caráter periódico e, em cada seção foram coletadas cinco tarefas de fala, sendo duas frases do CAPE-V e a vogal /ɛ/ sustentada em três intensidades (fraca, habitual e forte). Foram extraídas características temporais da voz (moda e média da frequência fundamental, *jitter*, *shimmer*, energia, proporção harmônico-ruído e proporção ruído-harmônico) e, em seguida os dados foram submetidos à análise estatística de variação e concordância. Em relação à análise de variação, todas as atividades de voz juntas, resultaram em significância estatística (*valor-p* < 0,05). Para cada tarefa de fala separada ocorreu o contrário (*valor-p* > 0,05), com exceção da moda da frequência fundamental, que em apenas uma das tarefas de fala utilizadas apresentou semelhança estatística. No que se refere à análise de concordância, as medidas de proporção harmônico-ruído (*HNR*), média e moda da frequência fundamental para vogais sustentadas e média da frequência fundamental e *HNR* para fala encadeada, resultaram em níveis de correlação intraclasse de moderado à bom. Os resultados alcançados neste estudo indicam que o protótipo desenvolvido pode ser utilizado de maneira confiável para aquisição das medidas de média da frequência fundamental e *HNR* em análise clínica, possibilitando sua utilização futura no monitoramento contínuo das atividades vocais do indivíduo.

Palavras-chave: Voz. Análise acústica. Vibração da pele do pescoço. Sensor piezoelétrico. Concordância.

ABSTRACT

The analysis of the vocal quality parameters is performed by clinical evaluation, together with self-monitoring, being fundamental for the evaluation of disorders related to voice. The vibration of the neck skin (VNS) in relation to other methods such as acoustic analysis and electroglottography, has more advantages, since the sensors used have a lower cost, are immune to acoustic noise, the sensor positioning does not need a specialist for placement, the signal is not influenced by orofacial filters, taking into account that only the vibration generated by the sound part of the voice is represented. Therefore, mobile monitoring of vocal activities is presented as a tool used to detect problems generated by vocal abuse, allowing continuous monitoring of the patient's vocal activities during his daily activities. Thus, it is possible to identify, during the user's routine, when there is an inappropriate use of the voice. This work proposes the analysis of the agreement between the measurements extracted from signals referring to vibration of the neck skin (VNS), captured by a piezoelectric sensor. Thirty-two women aged between 18 and 45 years participated in the research, without vocal complaints and without undergoing medical evaluation. The participants performed four sections each, on a periodic basis, and five speech tasks were collected in each section, two CAPE-V phrases and the vowel /ɛ/ sustained in three intensities (weak, habitual and strong). Temporal characteristics of the voice were extracted (mode and mean of the fundamental frequency, jitter, shimmer, energy, harmonic-to-noise ratio and noise-to-harmonic ratio), and then the data were subjected to statistical analysis of variation and concordance. Regarding the analysis of variation, all voice activities together resulted in statistical significance (p -value <0.05). The opposite occurred for each separate speech task (p -value > 0.05), with the exception of the fundamental frequency mode, which in only one of the speech tasks used showed statistical similarity. With regard to the concordance analysis, the measures of harmonic-noise ratio (HNR), mean and mode of fundamental frequency for sustained vowels and mean of fundamental frequency and HNR for chained speech, resulted in moderate to good levels of intraclass correlation. The results achieved in this study indicate that the developed prototype can be used reliably to acquire the measures of average fundamental frequency and HNR in clinical analyzes, enabling its future use in the continuous monitoring of the individual's vocal activities.

Keywords: Voice. Acoustic analysis. Vibration of the neck skin. Piezoelectric sensor. Concordance.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	- Esquema representativo do mecanismo de fala humano	19
Figura 2	- Ilustração da glote	20
Figura 3	- (a) Ação do músculo cricotireoideo em visão anteriorizada e visão lateral. (b) Músculos intrínsecos da laringe em visão superior: TA – tireoaritenóideo; CAL – cricoaritenóideo lateral; CAP – cricoaritenóideo posterior; A - aritenóideo	21
Figura 4	- Desenho esquemático da direção do fluxo aéreo através da glote e em contato com a coluna de ar supraglótica	22
Figura 5	- Produção da voz	23
Figura 6	- Fluxograma do modelo de decisão para determinação do CCI	38
Figura 7	- Diagrama esquemático do sistema desenvolvido	41
Figura 8	- Estrutura atômica do quartzo. (a) estado natural; (b) efeito de compressão; (c) efeito de tração	42
Figura 9	- Locais mais influentes para a captura do sinal de vibração	43
Figura 10	- Sensor para aquisição (a) sensor piezoelétrico utilizado. (b) colar sendo utilizado	43
Figura 11	- Circuito para condicionamento do sinal piezoelétrico	44
Figura 12	- Decibelímetro utilizado no estudo	44
Figura 13	- Placa de aquisição ESP32	45
Figura 14	- Ilustração do procedimento realizado na coleta de dados	48
Figura 15	- Sinal bruto capturado pelo sensor de vibração durante a emissão da vogal /ε/ sustentada	49
Figura 16	- Sinal e espectro antes e após o processamento digital	50
Figura 17	- Sinal de vibração normalizado	51
Figura 18	- Ampliação do sinal de vibração normalizado	51
Figura 19	- Fluxograma do sistema desenvolvido	52

LISTA DE QUADROS

Quadro 1	- Comparação entre as vantagens e desvantagens dos métodos de análise acústica, EGG e VPP	27
Quadro 2	- Resumo dos estudos realizados para aquisição dos parâmetros da qualidade vocal	30

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	- Relação entre os estudos de McGraw e Wong (1996) e Shrout e Fleiss (1979) e respectivas formulas para cálculo do CCI	39
Tabela 2	- Níveis de correlação intraclass para a magnitude de seus resultados	40
Tabela 3	- Custo dos componentes utilizados	52
Tabela 4	- Anova para os dados de média da frequência fundamental	54
Tabela 5	- Anova para os dados de moda da frequência fundamental	54
Tabela 6	- Anova para os dados de energia	55
Tabela 7	- Anova para os dados de <i>jitter</i>	55
Tabela 8	- Anova para os dados de <i>shimmer</i>	56
Tabela 9	- Anova para os dados de <i>NHR</i>	56
Tabela 10	- Anova para os dados de <i>HNR</i>	57
Tabela 11	- CCI para os dados de média da frequência fundamental	58
Tabela 12	- CCI para os dados de moda da frequência fundamental	58
Tabela 13	- CCI para os dados de energia	59
Tabela 14	- CCI para os dados de <i>jitter</i>	59
Tabela 15	- CCI para os dados de <i>shimmer</i>	60
Tabela 16	- CCI para os dados de <i>NHR</i>	60
Tabela 17	- CCI para os dados de <i>HNR</i>	61

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A	Aritenóideo
A/D	Analógico/ Digital
Anova	<i>Analysis of Variation</i> (Análise de variação)
APM	<i>Ambulatory Phonation Monitor</i> (Monitor de Fonação Ambulatorial)
CAL	Cricoaritenoideo Lateral
CAP	Cricoaritenoideo Posterior
CAPE– V	Consenso da Avaliação Perceptivo Auditiva da Voz
CCI	Coeficiente de Correlação Intraclass
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
CT	Cricotireoideo
EGG	Eletroglotografia
FIR	<i>Finite Impulse Response</i> (Resposta ao Impulso Finita)
HNR	<i>Harmonic to Noise Ratio</i> (Proporção Harmônico-Ruído)
IDE	<i>Integrated Development Environment</i> (Ambiente de Desenvolvimento Integrado)
IFPB	Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba
NHR	<i>Noise to Harmonic Ratio</i> (Proporção Ruído-Harmônico)
NPS	Nível de Pressão Sonora
PPGEE	Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
PRPIPG	Pró-Reitoria de Pesquisa, Inovação e Pós-Graduação
TA	Tireoaritenoideo
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TXT	Extensão de arquivo do tipo Texto
USB	<i>Universal Serial Bus</i> (Barramento Serial Universal)

VAC	<i>Voice Accumulator</i> (Acumulador de Voz)
VACF0	<i>Voice Accumulator Fundamental Frequency</i> (Acumulador de Voz para Frequência Fundamental)
VACPT	<i>Voice Accumulator Phonation Time</i> (Acumulador de Voz para o Tempo de Fonação)
VIC	<i>Voice Intensit Control</i> (Controle de Intensidade de Voz)
VPP	Vibração da Pele do PESCOÇO
WAV	Extensão de arquivo do tipo Áudio

LISTA DE SÍMBOLOS

Φ_1	Grau de liberdade entre os tratamentos
Φ_2	Grau de liberdade entre os resíduos
A_i	Amplitude do impulso glotal
A_v	Amplitude de vibração das pregas vocais
E_{seg}	Energia segmental
f_0	Frequência fundamental do sinal de voz
H_0	Hipótese nula
H_1	Hipótese alternativa
MS_C	Quadrado médio para colunas
MS_E	Quadrado médio para erro
MS_R	Quadrado médio para linhas
MS_W	Quadrado médio para fontes de variação residuais
MS_{bg}	Variância entre os grupos
MS_{wg}	Variância dentro dos grupos
MS_{sub}	Variância entre os tratamentos
MS_{error}	Variância entre os resíduos
N_A	Tamanho da janela de amostras
N_g	Número de impulsos glotais
N_p	Número de períodos
SS_{bg}	Somatório dos quadrados entre os grupos
SS_{wg}	Somatório dos quadrados dentro dos grupos
SS_{sub}	Somatório dos quadrados entre os tratamentos
SS_{error}	Somatório dos resíduos

T_i	Duração do i-ésimo período
X_i	Elementos do grupo g
$\overline{X_g}$	Média dos grupos
$\overline{X_T}$	Média total
$\overline{X_i}$	Médias do sujeito i entre os grupos
df_{bg}	Grau de liberdade entre os grupos
df_{wg}	Grau de liberdade dentro dos grupos
df_{sub}	Grau de liberdade entre os tratamentos
df_{error}	Grau de liberdade dos resíduos
f_i	Trecho do sinal ao longo da duração do período fundamental
n_s	Número de janelas segmentadas
\hat{p}	Proporção
/ε/	Vogal e sustentada
A	Ampere – unidade de corrente elétrica
dB	Decibéis
Hz	Hertz
m	Prefixo que vale 10-3
mm	Milímetro
s	Segundos
V	Volts – unidade de tensão elétrica
Ω	Omhs – unidade de resistência elétrica
F	Distribuição estatística de Fisher
H	Energia do componente harmônico
K	Número de avaliadores ou medições
N	Energia do componente do ruído

T	Valor máximo que T_i pode assumir
Z	Desvio do valor médio
d	Margem de erro máximo admitida
f	Força de impacto das pregas vocais
i	Impulso glotal
k	Prefixo que vale 10^3
m	Massa do tecido em colisão
n	Número total de sujeitos
p	Nível de significância
s(n)	Sinal de voz
v	Número total de variáveis
η	Tamanho da amostra

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	14
1.1	MOTIVAÇÃO	14
1.2	JUSTIFICATIVA.....	16
1.3	OBJETIVOS	17
1.3.1	Objetivo Geral	17
1.3.2	Objetivos Específicos.....	17
1.4	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	17
2	ANÁLISE DA VIBRAÇÃO DA PELE DO PESCOÇO.....	19
2.1	MEDIDAS TEMPORAIS DA VOZ.....	23
2.1.1	Frequência fundamental	23
2.1.2	Energia	24
2.1.3	<i>Jitter</i>	24
2.1.4	<i>Shimmer</i>	25
2.1.5	<i>HNR – Harmonic-to-Noise Ratio</i>	25
2.2	VANTAGENS E DESVANTAGENS ENTRE OS MÉTODOS DE ANÁLISE	27
2.3	ESTADO DA ARTE.....	28
3	ANÁLISE ESTATÍSTICA	32
3.1	DETERMINAÇÃO DO NÚMERO DE AMOSTRAS	32
3.2	ANÁLISE DA VARIAÇÃO.....	33
3.3	CORRELAÇÃO INTRACLASSE.....	35
4	MATERIAIS E MÉTODOS	41
4.1	SISTEMA PROPOSTO	41
4.1.1	Sensor piezoelétrico	42
4.1.2	Posicionamento do sensor	43
4.1.3	Círculo de condicionamento	43
4.1.4	Decibelímetro	44
4.1.5	Placa de aquisição ESP32	45
4.2	CONSTRUÇÃO DA BASE DE DADOS	45
4.2.1	Escolha do grupo.....	46
4.2.2	Número de participantes	46
4.2.3	Seleção das atividades de voz	47
4.2.4	Coleta dos dados	48
4.3	AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DOS DADOS	49

4.4	CUSTO.....	52
5	RESULTADOS.....	53
5.1	ANOVA	53
5.1.1	Média da frequência fundamental	53
5.1.2	Moda da frequência fundamental.....	54
5.1.3	Energia	55
5.1.4	<i>Jitter</i>	55
5.1.5	<i>Shimmer</i>	56
5.1.6	<i>NHR</i>	56
5.1.7	<i>HNR</i>	57
5.2	CCI.....	57
5.2.1	Média da frequência fundamental	57
5.2.2	Moda da frequência fundamental.....	58
5.2.3	Energia	59
5.2.4	<i>Jitter</i>	59
5.2.5	<i>Shimmer</i>	60
5.2.6	<i>NHR</i>	60
5.2.7	<i>HNR</i>	61
5.3	DISCUSSÃO	61
6	CONSIDERAÇÕES FINAIS	63
6.1	CONTRIBUIÇÕES DA PESQUISA.....	64
6.2	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	64
	REFERÊNCIAS	65
	APÊNDICE A – Tabelas com as características extraídas dos sinais de vibração.....	70
	APÊNDICE B – Projeto completo submetido ao CEP.....	78
	APÊNDICE C – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).....	97
	APÊNDICE D – Valores de intensidade capturados pelo decibelímetro durante a emissão da vogal /ɛ/ sustentada	100
	ANEXO A – Tabela para distribuição <i>F</i> de Snedecor.....	101
	ANEXO B – Parecer do Comitê de Ética aprovando a pesquisa	102

1 INTRODUÇÃO

1.1 MOTIVAÇÃO

A voz é a forma mais utilizada pelo ser humano para interação na sociedade. É responsável por grande parte das informações transmitidas e transparece diversas características sobre o indivíduo (BEHLAU, 2001). O processo de fonação consiste no efeito combinado entre a movimentação dos pulmões, a estrutura formada pelas cavidades laríngea, oral e nasal, em conjunto com a vibração das pregas vocais, resultando na criação das ondas sonoras e formando a voz (TORTORA; DERRICKSON, 2010).

No Brasil, entre os anos de 2002 a 2015, ocorreu um aumento de 34,5% no número de pessoas que utilizam a voz como instrumento de trabalho (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2018). Dentro os profissionais que fazem uso da voz exaustivamente é possível destacar professores, cantores, ambulantes, atendentes de telemarketing, radialistas, entre outros. Com o aumento da quantidade de pessoas que utilizam a voz nas suas atividades laborais, é de se esperar que haja um aumento de problemas relacionados à saúde vocal.

Esses problemas afetam a produção vocal, causando disfonia (dificuldade na emissão da voz) e afonia (perda parcial ou total da voz), como também problemas na altura e tom da voz. As prováveis causas para surgimento desses distúrbios, podem ser: o abuso vocal, o uso de drogas e as patologias na laringe (DeCS, 2019).

O abuso vocal está ligado a comportamentos como o aumento da intensidade vocal por longo período por conta de alto ruído ambiental; o uso excessivo da voz na presença de inflamação ou patologias laríngeas; tosse e pigarro em excesso; e fala com ruído de fundo (crianças em idade escolar) (HIRSCHBERG *et al.*, 1982; COLTON; CASPER; LEONARD, 2006).

As patologias laríngeas podem ter relação com distúrbios orgânicos e comportamentais (relacionados ao abuso vocal) ou a distúrbios neurológicos (relacionados a falha no funcionamento dos órgãos que constituem o sistema de produção da voz). No conjunto de patologias orgânicas e comportamentais, podem ser citadas: os nódulos, os pólipos, os cistos, os edemas e as laringites. Dentre as patologias neurológicas, estão presentes a paralisia e paresia nas pregas vocais (VIEIRA, 2014).

Profissionais como fonoaudiólogos e otorrinolaringologistas utilizam meios para avaliar e classificar os distúrbios de voz. Os métodos comumente utilizados, para a avaliação dessas alterações, são a autoavaliação, análise visual da laringe, avaliação aerodinâmica, análise

perceptivo auditiva da voz e análise acústica do sinal de voz (COLTON; CASPER; LEONARD, 2006).

Dentre os métodos diagnósticos utilizados, a avaliação perceptivo-auditiva da voz (APAV) e a videolaringoestroboscopia são considerados padrão-ouro para avaliação de distúrbios relacionados à voz (JESUS, 2018). Estes métodos retornam informações anatômicas e funcionais da laringe, mas não conseguem determinar o que desencadeou o distúrbio vocal. Levando em consideração que as causas podem estar relacionadas com o abuso vocal, são realizados procedimentos como o autorrelato, que consiste em relatar ao médico ou fonoaudiólogo a forma como ocorre a utilização de sua voz no cotidiano. Métodos subjetivos como o autorrelato não são confiáveis, visto que, pode ocorrer por parte do paciente a omissão ou esquecimento de determinados hábitos relacionados ao uso da voz. Diante disso, o monitoramento móvel das atividades de voz é apresentado como uma ferramenta para detecção dos problemas gerados pelo abuso vocal. Este método permite o monitoramento contínuo das atividades de voz do paciente durante suas atividades diárias, podendo identificar, durante a rotina do usuário quando ocorre o uso inadequado da voz (HILLMAN; MEHTA, 2011).

O trabalho de Holbrook, Rolnick e Bailey (1974) demonstra que o monitoramento contínuo das atividades de voz do paciente e a utilização de um *biofeedback* (sinalizando para o paciente quando ocorre o abuso vocal), é uma ferramenta extremamente importante para detecção das causas de distúrbios relacionados à voz e a correção de hábitos vocais.

Diversos são os estudos para desenvolvimento de dispositivos que permitam a avaliação contínua das atividades vocais de um indivíduo, que possibilite ao profissional (fonoaudiólogo) identificar as causas dos distúrbios e as decisões a serem tomadas no tratamento do paciente. Dentre as tecnologias existentes estão presentes o uso de sensores de vibração (acelerômetro, piezoresistivo e piezoelétrico) e microfones para detecção das atividades de voz (HOLBROOK; ROLNICK; BAILEY, 1974; SZABO; HAMMARBERG; SODERSTEN, 2001; MEHTA *et al.*, 2014; VAN STAN *et al.*, 2014; ALJEHANI *et al.*, 2015 FRYD *et al.*, 2015; MEHTA *et al.*, 2017; CHWALEK *et al.*, 2018). Em relação aos outros métodos como análise acústica, a análise da vibração da pele do pescoço (VPP) apresenta vantagens como: ser imune a ruídos acústicos, o posicionamento do sensor não necessita de especialista para colocação, o sinal não sofre influência dos filtros orofaciais e o sinal representa a vibração gerada pela parte sonora da voz (ALZAMENDI, 2016).

Busca-se, neste trabalho, fornecer uma nova alternativa que auxilie aos profissionais da área na tomada de decisão, que permita maior conforto ao usuário e menor custo de fabricação.

Para tanto é empregado um sensor piezoelétrico para aquisição do sinal de vibração das pregas vocais por meio da vibração da pele do pescoço (VPP), durante o processo de fonação.

1.2 JUSTIFICATIVA

Os principais fatores para disseminação de uma tecnologia são a funcionalidade e o custo. Antes da implantação de dispositivos, métodos ou técnicas torna-se necessária a realização de testes para garantir a capacidade do dispositivo de reproduzir um resultado de forma consistente (SOUZA; ALEXANDRE; GUIRARDELLO, 2017).

Os dispositivos de monitoramento são imprescindíveis na prática clínica, pois permitem ao profissional (fonoaudiólogo) identificar as causas dos distúrbios e as decisões a serem tomadas no tratamento do paciente. No que diz respeito ao *biofeedback*, foi provado que o seu uso, auxilia na alteração dos hábitos vocais dos pacientes, possibilitando uma melhora no estado da laringe, evitando a necessidade de intervenções severas (HOLBROOK; ROLNICK; BAILEY, 1974).

Os equipamentos comercialmente disponíveis (*APM*, *VoxLog*, *VocaLog* e *VocaLog2*) para o monitoramento das atividades de voz dispõem de pouca funcionalidade, visto que, os dispositivos não se adequam a qualquer medida de circunferência de pescoço e por serem feitos de material rígido causam desconforto ao usuário. Além disso, possuem custo elevado por conta da tecnologia utilizada e tempo gasto para o seu desenvolvimento, o que dificulta a sua obtenção. O custo varia entre US\$ 394 e US\$ 5.000 (R\$ 1619,00 e R\$ 20.554,00 - preço de cotação do dólar no dia 18/09/2019) (VAN STAN *et al.*, 2014). Por este motivo, é necessário o desenvolvimento de novas tecnologias de custo acessível e maior funcionalidade para uso dos profissionais da área (MCDAID, 2003).

Em comparação com os trabalhos existentes, a utilização do sensor piezoelétrico possibilita uma enorme redução no custo do produto final, como também simplifica a construção do protótipo e possibilita melhora da funcionalidade, visto que o sensor gera um sinal elétrico proporcional a deformação do tecido em que é submetido. Apesar do sinal gerado ser de baixa amplitude é possível realizar sua amplificação com um circuito de instrumentação.

Diante disto, é proposto, neste trabalho, a análise de concordância de um sensor piezoelétrico de custo acessível (R\$ 1,00) para aquisição dos sinais de vibração da pele do pescoço durante o processo de fonação, com o objetivo de analisar parâmetros que podem auxiliar na determinação do estado de saúde da laringe do indivíduo. Os parâmetros extraídos dos sinais de vibração neste estudo são: frequência fundamental (média e moda), *jitter*,

shimmer, energia, *NHR* e *HNR*. Por fim, são utilizados os métodos de análise estatística da Anova para medidas repetidas e o Coeficiente de Correlação Interclasse (CCI), para estudar a capacidade do dispositivo desenvolvido na reprodução de resultados consistentes.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo Geral

Avaliar por meio de análise estatística a concordância dos dados obtidos por uma cerâmica piezoelétrica na aquisição dos sinais de vibração da pele do pescoço.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Adquirir os sinais de vibração da pele do pescoço (VPP);
- Extrair do sinal de VPP adquirido, as medidas de média e moda da frequência fundamental, energia, *jitter*, *shimmer*, *NHR* e *HNR*;
- Avaliar se existe diferença estatística entre tratamentos testados (Anova) e concordância (CCI) das medidas extraídas do sinal de VPP pelo sensor piezoelétrico.

1.4 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Este trabalho está estruturado de acordo como descrito a seguir. No Capítulo 1, estão presentes a motivação, justificativa e os objetivos que se pretendem alcançar com o estudo realizado.

No Capítulo 2, são apresentadas informações sobre o processo de produção da voz, as principais características extraídas do sinal de voz na análise clínica, os métodos comumente utilizados para extração das características do sinal e o estado da arte. No Capítulo 3, é abordada a análise estatística utilizada para garantir a concordância do estudo.

No Capítulo 4, é apresentada a metodologia utilizada nesta pesquisa, desde a construção do banco de dados até o método de análise estatística utilizado.

No Capítulo 5, são apresentados os resultados obtidos dos processos de análise estatística e análise da concordância do protótipo desenvolvido. No Capítulo 6, são apresentadas as considerações finais sobre o estudo realizado, bem como as contribuições da pesquisa e as sugestões para trabalhos futuros.

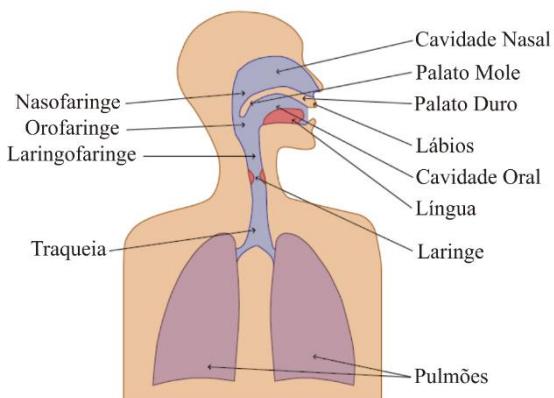
No APÊNDICE A, são apresentadas as tabelas com todas as características extraídas dos sinais de vibração. No APÊNDICE B e C, são apresentados o projeto submetido ao comitê de ética em pesquisa (CEP) e o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), respectivamente. No ANEXO A, é apresentada a tabela de distribuição *F* utilizada na análise estatística. No ANEXO B, é apresentado o parecer do CEP, aprovando a pesquisa.

2 ANÁLISE DA VIBRAÇÃO DA PELE DO PESCOÇO

Neste capítulo, são apresentadas informações sobre o processo de produção da voz e as principais características extraídas do sinal de voz na análise clínica. Também será apresentada a comparação entre os métodos comumente utilizados para extração das características do sinal de voz e o estado da arte das tecnologias de monitoramento usadas na análise clínica.

O sistema responsável pela produção de fala é constituído por um conjunto de estruturas anatômicas, que podem ser agrupadas em três estruturas principais: a via subglótica (formada pelos pulmões, brônquios e traqueia), a laringe e a via supraglótica (composta da faringe, da cavidade oral, dos lábios e da cavidade nasal) (ALZAMENDI, 2016). O diagrama esquemático do sistema responsável pela produção da voz pode ser visualizado na Figura 1.

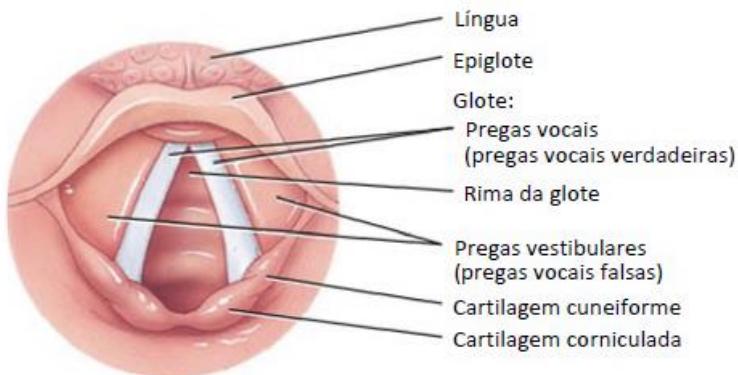
Figura 1 - Esquema representativo do mecanismo de fala humano.



Fonte: Adaptado de Alzamendi, 2016.

A túnica mucosa da laringe forma dois pares de pregas: o par superior, chamado de pregas vestibulares (pregas vocais falsas), e o par inferior, chamado de pregas vocais (pregas vocais verdadeiras). O espaço entre as pregas vestibulares é conhecido como rima da glote, conforme ilustrado na Figura 2 (TORTORA; DERRICKSON, 2010).

Figura 2 - Ilustração da glote.

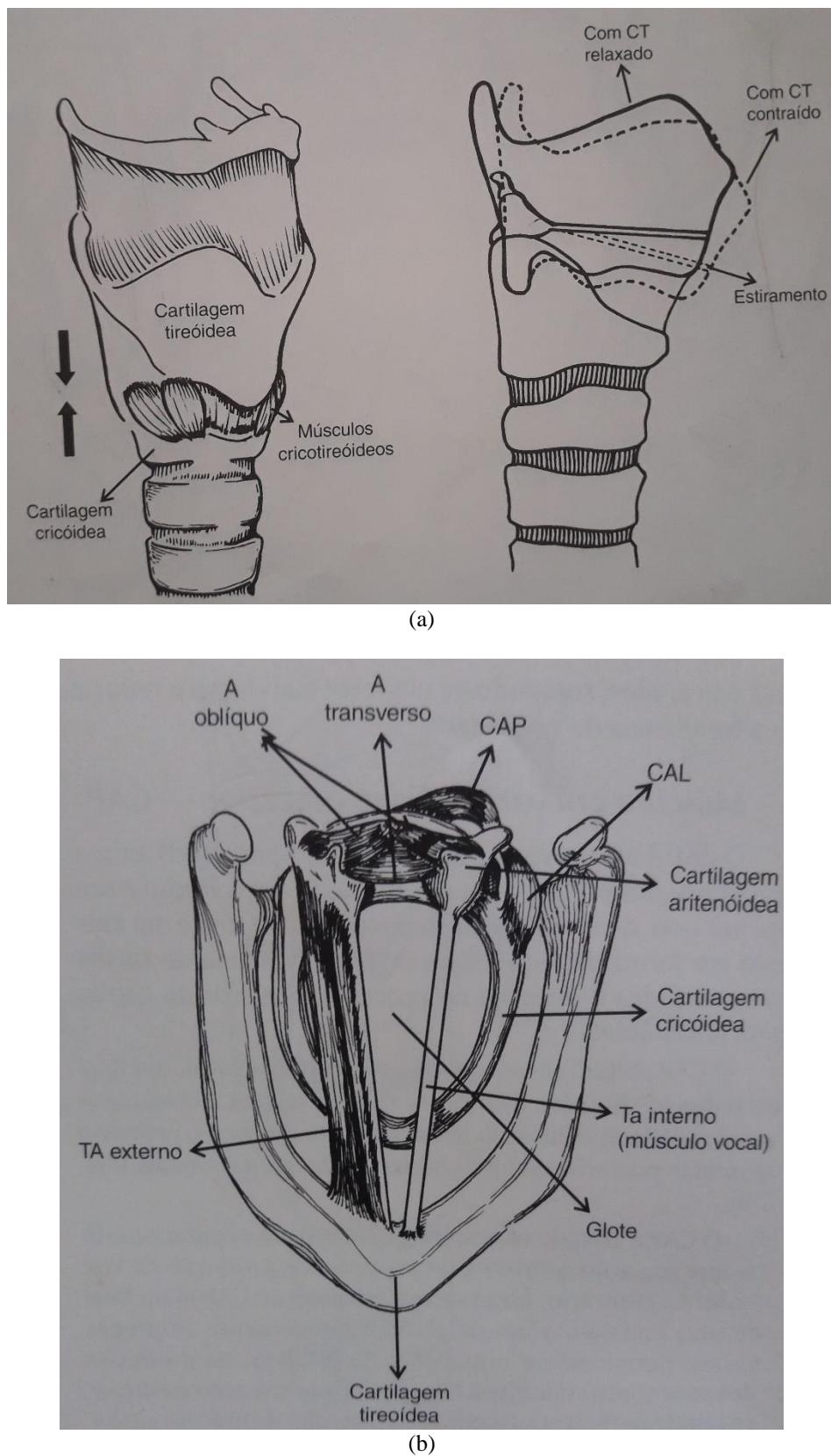


Fonte: Adaptado de Tortora e Derrickson, 2010.

Pelo fato das pregas vocais dos homens serem mais longas e grossas, elas vibram mais lentamente (TORTORA; DERRICKSON, 2010). Essa vibração gera o que chamamos de frequência fundamental da voz (f_0). Para os homens o valor de referência para a média de f_0 é igual a 100 Hz e para as mulheres é 200 Hz (BEHLAU, 2001). Contudo, a presença de patologias nas pregas vocais, provocam mudanças na estrutura física, o que altera as características do sinal de voz emitido pelo locutor (COSTA, 2012).

Dentre os elementos que constituem o processo de produção da voz, são destacados os músculos cricotireoideo (CT) e tireoaritenoidoideo (TA). O músculo TA é responsável por encurtar as pregas vocais, enquanto o CT por tensionar. Com base no funcionamento desses músculos é possível compreender o comportamento físico das pessoas ao falar em tom mais agudo ou grave, quanto mais agudo maior é a vibração das pregas e maior tensionamento é ocasionado pelo CT. Na Figura 3 são ilustrados os músculos CT e TA.

Figura 3 - (a) Ação do músculo cricotireoideo em visão anteriorizada e visão lateral. (b) Músculos intrínsecos da laringe em visão superior: TA – tireoaritenoideo; CAL – cricoaritenoideo lateral; CAP – cricoaritenoideo posterior; A - aritenoideo.



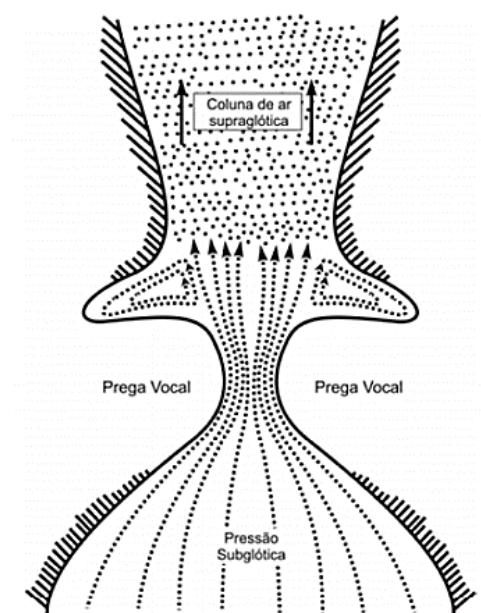
Fonte: Behlau, 2001.

As pregas vocais são músculos que trabalham exaustivamente e possuem estruturas para proporcionar tensão e ao mesmo tempo elasticidade durante as tarefas de fala. O aspecto mioelástico do controle fonatório refere-se principalmente ao controle neuromuscular da tensão e da elasticidade da prega vocal durante a fonação. O movimento de auto-oscilação das pregas vocais é proporcionado por três princípios aerodinâmicos, que são:

1. O ar flui de uma região de alta pressão para uma região de baixa pressão;
2. A pressão de um fluxo incompressível diminui à medida que a velocidade da partícula do fluído aumenta, de acordo com o princípio da conservação da energia fluída (lei de Bernoulli);
3. A velocidade da partícula de um fluxo incompressível confinado em um duto aumenta à medida que a área da seção transversal do duto diminui (lei de continuidade do fluxo incompressível).

Por conseguinte, ao iniciar uma tarefa de fala o indivíduo inicia a vibração das pregas que estão localizadas em um estreitamento na laringe (glote), assim, a diferença de pressão entre a subglote e a supraglote faz com que o fluxo de ar que passa por esse estreitamento provoque o efeito de sucção, em condições normais é produzida a auto-oscilação (JIANG; LIN; HANSON, 2000). A Figura 4 ilustra o efeito causado pela diferença de pressão entre a subglote e a supraglote.

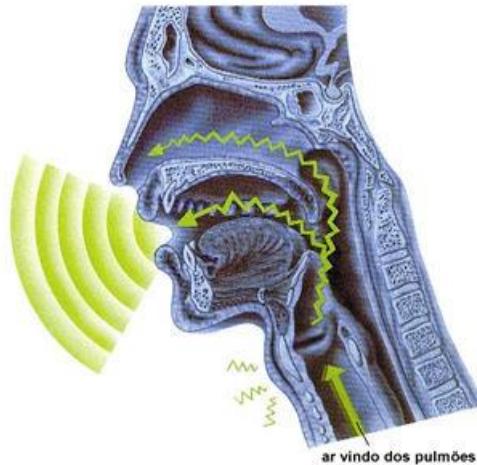
Figura 4 - Desenho esquemático da direção do fluxo aéreo através da glote e em contato com a coluna de ar supraglótica.



Fonte: Freitas, 2012.

No processo de fonação é possível detectar pelo menos dois sinais, o acústico e o de vibração, decorrentes das pregas vocais no movimento de auto-oscilação, conforme ilustrado na Figura 5.

Figura 5 - Produção da voz.



Fonte: Souza, 2019.

2.1 MEDIDAS TEMPORAIS DA VOZ

A análise acústica vocal tem a função de caracterizar e quantificar um sinal sonoro permitindo, de forma não invasiva, determinar a qualidade vocal do locutor, através de parâmetros acústicos que compõem o sinal (periodicidade, amplitude, duração e composição espectral), que permite detectar precocemente problemas vocais (TEIXEIRA; FERREIRA; CARNEIRO, 2011).

Diversas medidas têm sido propostas na análise acústica, que também podem ser usadas para avaliar a VPP. As comumente utilizadas, na prática clínica são: frequência fundamental (média e moda), energia, *jitter*, *shimmer*, *NHR* e *HNR*.

2.1.1 Frequência fundamental

A frequência fundamental vocal (f_0), medida em Hertz, é a medida referente a vibração das pregas vocais por unidade de tempo no comportamento vocal sustentado ou em fala encadeada. Este parâmetro quantifica a eficiência do sistema fonatório, a biomecânica laríngea e a sua interação com a aerodinâmica, sendo, portanto, um importante parâmetro na avaliação anatômica e funcional da laringe (TEIXEIRA; FERREIRA; CARNEIRO, 2011).

Dentre as medidas representativas da frequência fundamental estão a média e a moda, a média da f_0 pode ser utilizada no monitoramento contínuo das atividades vocais para identificar o processo de fadiga vocal. O uso excessivo da voz causa a fadiga e provoca a elevação de seu valor médio de f_0 (ALJEHANI *et al.*, 2015). O cálculo da moda representa o valor que aparece o maior número de vezes em um conjunto de dados. Para a frequência fundamental em casos normais de emissão, os valores da média e da moda são próximos (CARRASCO; OLIVEIRA; BEHLAU, 2010).

2.1.2 Energia

Uma informação importante sobre um sinal é o comportamento da sua energia ao longo do tempo. Para garantir a estacionariedade do sinal é necessário segmenta-lo em intervalos entre 16 e 32 ms. Sendo assim, a energia foi obtida para cada um dos segmentos do sinal de vibração em análise. A Equação 1 apresenta o cálculo da energia segmental (RABINER; SCHAFER, 2007)

$$E_{seg}[n] = \sum_{n=0}^{N_A-1} [s(n)]^2, \quad (1)$$

em que,

E_{seg} é o valor de energia segmental;

$s(n)$ é o sinal com as amostras do sinal de vibração em um segmento;

N_A é o tamanho da janela (bloco de amostras do sinal).

Para efetuar a conversão da energia para decibéis é utilizada a Equação 2.

$$E_{seg}(dB) = 10\log[E_{seg}] \quad (2)$$

2.1.3 Jitter

O *jitter* é um índice de perturbação da f_0 em curto prazo, indicando a variabilidade da frequência fundamental medida entre os ciclos glóticos vizinhos. Este índice demonstra a diferença entre um período do sinal de voz e seus vizinhos (antecessor e sucessor), se os períodos fossem iguais indicaria um sistema perfeito e o valor do *jitter* seria zero. Possui relação com a aspereza na voz e indica a falta de controle na vibração das pregas vocais (BEHLAU, 2001).

Uma das formas comumente utilizadas para análise dos sinais de voz é o *jitter* (local), sendo representado como a média absoluta da diferença média entre dois períodos consecutivos, dividido pelo período médio. A Equação 3 apresenta a expressão utilizada para cálculo do *jitter* (local) (TEIXEIRA; FERREIRA; CARNEIRO, 2011)

$$\text{jitter (local)} = \frac{\frac{1}{N_p - 1} \sum_{i=1}^{N_p-1} |T_i - T_{i-1}|}{\frac{1}{N_p} \sum_{i=1}^{N_p} T_i} \times 100, \quad (3)$$

em que, T_i representa a duração de cada período de f_0 e N_p é o número de períodos de f_0 .

2.1.4 Shimmer

O *shimmer* é um índice que representa a perturbação nas amplitudes em curto prazo do sinal de voz, indicando a diferença de amplitude entre os ciclos glóticos vizinhos. Possui relação com a redução da resistência glótica indicando a presença de ruído na emissão (rouquidão) e soprosidade (presença de ar não sonorizado) (BEHLAU, 2001).

Uma das formas comumente utilizadas para análise dos sinais de voz é o *shimmer* (local), que consiste na diferença média absoluta entre as amplitudes de dois períodos consecutivos do sinal, dividido pela amplitude média, como é apresentado na Equação 4 (TEIXEIRA; FERREIRA; CARNEIRO, 2011)

$$\text{shimmer (local)} = \frac{\frac{1}{N_g - 1} \sum_{i=1}^{N_g-1} |A_i - A_{i+1}|}{\frac{1}{N_g} \sum_{i=1}^{N_g} A_i} \times 100, \quad (4)$$

em que, A_i representa a amplitude do impulso glotal i , e N_g o número de impulsos glotais.

2.1.5 HNR – Harmonic-to-Noise Ratio

O *HNR* (*Harmonic-to-Noise Ratio* – Proporção harmônico-ruído) é um índice que relaciona o componente harmônico com o componente de ruído da onda acústica. O primeiro estudo foi realizado por Isshiki, Yanagihara e Morimoto (1966), os cálculos eram complexos e demorados, mas Yumoto (1982) apresentou um método mais simples tornando viável a utilização para relacionar o *HNR* com a aperiodicidade de uma emissão. É considerado um dos melhores parâmetros na aplicação clínica, utilizado para quantificar desvios vocais, tendo

relação direta com a qualidade vocal. O valor da medida é apresentado em número de decibéis e o seu valor é menor nos homens em relação às mulheres (BEHLAU, 2001).

O método descrito por Yumoto (1982) relaciona a medida de energia acústica do harmônico e a energia do componente do ruído, que são determinados nas Equações 5 e 7, respectivamente:

$$H = n_s \cdot \int_0^T f_A^2(\tau) dt \quad 0 \leq \tau \leq T, \quad (5)$$

$$f_A(\tau) = \sum_{i=1}^{n_s} \frac{f_i(\tau)}{n_s}, \quad (6)$$

$$N = \sum_{i=1}^{n_s} \int_0^{T_i} [f_i(\tau) - f_A(\tau)]^2 dt \quad 0 \leq \tau \leq T, \quad (7)$$

em que,

H é a energia do componente harmônico;

N é a energia do componente do ruído;

f_i é o trecho do sinal ao longo da duração do período fundamental;

T_i é a duração do i-ésimo período;

T é o valor máximo que T_i pode assumir;

n_s é o número de janelas segmentadas.

Para efetuar a conversão para decibéis é utilizada a Equação 8.

$$\frac{H}{N} (dB) = 10 \log_{10} \left(\frac{H}{N} \right) \quad (8)$$

O HNR é uma relação entre os valores de H e N , ou seja, a proporção de harmônicos com base no ruído $\left(\frac{H}{N} \right)$ (YUMOTO; GOULD; BAER, 1982). Para determinar a proporção do ruído com base nos harmônicos do sinal, é utilizado o NHR (*Noise-to-Harmonic Ratio*). No NHR o cálculo é baseado na relação inversa do HNR , que é representado por $\frac{N}{H}$.

2.2 VANTAGENS E DESVANTAGENS ENTRE OS MÉTODOS DE ANÁLISE

O Quadro 1 apresenta as principais vantagens e desvantagens dos métodos de análise acústica, eletroglotografia (EGG) e vibração da pele do pescoço (VPP). Estes métodos foram selecionados pelo fato de não serem invasivos e por permitirem resultados quantitativos para as análises clínicas.

Quadro 1 - Comparação entre as vantagens e desvantagens dos métodos de análise acústica, EGG e VPP.

Tipo de Análise	Vantagem	Desvantagem
Análise acústica	Bastante material científico publicado e conhecimento acumulado; Necessita de equipamento simples para ser realizada.	Suscetível a ruídos acústicos; Fatores como: o processo de fonação, a natureza do fonema, a relação de um fonema com seus vizinhos em fala contínua e prosódia; O sinal final já vem filtrado pelo trato vocal.
Eletroglotografia (EGG)	É obtida informação específica do ciclo glótico, baseada na resistência elétrica do tecido, determinando o estado das pregas vocais.	Necessita de uma fonte de corrente alternada de baixa amplitude e alta frequência, estável; O sinal resultante depende do posicionamento dos eletrodos, necessitando de um especialista; Necessita de equipamento específico, escasso e caro; Suscetível a ruído eletromagnético.
Vibração da pele do pescoço (VPP)	Robusto à ruídos acústicos; Facilidade no desenvolvimento de dispositivos para monitoramento contínuo e <i>biofeedback</i> .	Pouco material científico sobre o estudo, no que diz respeito às faixas de normalidade dos parâmetros extraídos.

Fonte: Elaborado pelo autor.

De acordo com os dados apresentados no Quadro 1, é possível perceber que a VPP em relação à EGG, possui maior facilidade na aquisição dos sinais. Em relação à análise acústica, a VPP possui várias vantagens, dentre elas, a robustez a ruídos acústicos, que é uma característica importante para a implementação de dispositivos que permitam o monitoramento contínuo das atividades de voz. Apesar de pouco material científico relacionado ao estudo, as vantagens atreladas à vibração da pele do pescoço garante sua utilização, quando comparada aos outros métodos comumente utilizados.

2.3 ESTADO DA ARTE

Nesta seção serão apresentados estudos referentes à protótipos e técnicas desenvolvidas para aquisição de parâmetros de qualidade vocal.

Holbrook, Rolnick e Bailey (1974) propuseram o dispositivo *VIC* (*Voice Intensit Control*), para monitoramento e controle da intensidade vocal, utilizado para reabilitação de 32 pacientes portadores de disfonia, provocada por lesões na laringe. O dispositivo faz uso de um microfone de contato como sensor colocado na lateral do pescoço, sendo utilizado diariamente e funcionando como um *biofeedback*, ou seja, ao exceder a intensidade de voz em suas práticas diárias, o paciente é alertado pelo equipamento por meio de um alarme sonoro vindo do fone presente no equipamento. Dos 32 pacientes utilizados no experimento, 11 apresentaram notável recuperação, não necessitando de intervenção cirúrgica.

Ohlsson, Brink e Lofqvist (1989) propuseram o *Voice Accumulator* (VAC -Acumulador de voz), que faz uso de um microfone de contato como sensor, alocado na lateral do pescoço, com o objetivo de realizar monitoramento vocal de pacientes para estudo do tempo de fonação e frequência fundamental. Foi percebida uma pequena diferença na variação da frequência fundamental em relação ao tempo de fonação dos locutores, durante suas atividades diárias.

Szabo, Hammarberg e Sodersten (2001) propuseram um dispositivo para gravação de voz (VAC), realizando o monitoramento contínuo. Este VAC traz um microfone de contato como sensor, colocado na lateral do pescoço, possibilitando a extração de medidas como frequência fundamental, tempo de fonação e nível de pressão sonora. Para efetuar o processamento no dispositivo, foram utilizados os programas: *VACFO* (otimizado para medições da frequência fundamental) e *VACPT* (otimizado para medições de tempo de fonação). Os parâmetros de frequência fundamental e tempo de fonação são extraídos com eficácia.

Ertekin *et al.* (2001) propuseram a utilização de um sensor piezoelétrico para o estudo do processo de deglutição humana. Como sensor foi utilizada uma pastilha piezoelétrica colocada no pescoço do paciente entre as cartilagens cricoide e tireoide na linha média. Para aquisição do sinal foi utilizado um eletromiógrafo. Os testes ocorriam com a deglutição da própria saliva ou com uma quantidade de água estabelecida. Com este estudo foi possível encontrar a relação de tempo entre as respostas voluntárias e os reflexos durante o processo de deglutição dos indivíduos.

Esteves *et al.* (2010) propuseram o desenvolvimento de um equipamento para monitoramento do fluxo respiratório durante o processo de deglutição. Para isto, foi necessário medir a movimentação que ocorre no pescoço enquanto o paciente deglute e o fluxo de ar, visto que durante o processo normal de deglutição ocorre o bloqueio de ar. Para detectar a movimentação foi utilizado o acelerômetro ADXL 213 e o fluxo de ar o sensor de pressão 176PC (Honeywell). Com este estudo foi possível detectar de forma simples quando o paciente possui indícios de disfagia, por conta da presença do fluxo de ar durante a deglutição.

Mehta *et al.* (2012) propuseram o uso do *Ambulatory Phonation Monitor – APM* (Monitor de fonação ambulatorial), utilizando como sensor um acelerômetro em miniatura colocado no pescoço, logo acima do entalhe esternal para medir as vibrações induzidas na pele. O dispositivo possibilita estimar as medidas de frequência fundamental, nível de pressão sonora e tempo de fonação por até 14 horas diárias. Este dispositivo permite uma interface com *smartphone*. Com este estudo foi constatado que para notar a variação da pressão sonora e frequência fundamental, é necessário o monitoramento de 20 horas continuamente.

Aljehani *et al.* (2015) propuseram o estudo do desgaste vocal de um muçulmano, durante o período de orações em movimento religioso. Utilizando o *APM*, que possui um acelerômetro em miniatura colocado no pescoço, logo acima do entalhe esternal, para possibilitar o monitoramento vocal. Com este estudo foi possível mostrar que o severo desgaste vocal provoca alteração nos parâmetros referentes a frequência fundamental, *jitter* e *shimmer*.

Chwalek *et al.* (2018) propuseram um dispositivo compacto, leve e com conexão sem fio para monitoramento dos parâmetros vocais. Utilizaram como sensor, um acelerômetro de efeito piezoelétrico, que deve ficar em contato com o pescoço no início do osso esterno e um microfone para detecção do nível de pressão sonora (NPS). O protótipo consiste em um colar, que aloca todos os dispositivos como acelerômetro, microfone, bateria e dispositivo para conexão sem fio. Com este estudo, foi possível detectar a frequência fundamental, o nível de pressão sonora e o tempo de fonação.

O Quadro 2 apresenta o resumo dos estudos explanados, mostrando os objetivos, as tecnologias utilizadas e os resultados alcançados.

Quadro 2 - Resumo dos estudos realizados para aquisição dos parâmetros da qualidade vocal.

Referência	Dispositivo	Objetivo	Sensor	Resultado
HOLBROOK; ROLNICK; BAILEY, 1974	VIC (<i>Voice Intensit Control</i>)	Controle da intensidade vocal	Microfone	11/32 pacientes não necessitaram de intervenção cirúrgica
OHLSSON; BRINK; LÖFQVIST, 1989	VAC (<i>Voice Accumulator</i>)	Monitoramento do tempo de fonação e frequência fundamental	Microfone	Variação dos parâmetros no decorrer do dia
SZABO; HAMMARBERG; SODERSTEN, 2001	VAC (<i>Voice Accumulator</i>)	Monitoramento do tempo de fonação e frequência fundamental	Microfone	Otimização das medições do tempo de fonação e frequência fundamental
ERTEKIN <i>et al.</i> , 2001		Estudo da deglutição	Piezoelétrico	Relação de tempo entre as respostas voluntárias e os reflexos na deglutição
ESTEVES <i>et al.</i> , 2010		Monitoramento do fluxo respiratório durante a deglutição	Acelerômetro e sensor de fluxo	Detecção da disfagia
MEHTA <i>et al.</i> , 2012	APM (<i>Ambulatory Phonation Monitor</i>)	Monitoramento contínuo	Acelerômetro	Monitoramento ideal de 20 horas
ALJEHANI <i>et al.</i> , 2015	APM (<i>Ambulatory Phonation Monitor</i>)	Monitoramento dos parâmetros de frequência fundamental, jitter e shimmer	Acelerômetro	Desgaste severo e alteração dos parâmetros
CHWALEK <i>et al.</i> , 2018		Monitoramento contínuo	Acelerômetro e microfone	Detecção da frequência fundamental, nível de pressão sonora e o tempo de fonação

Fonte: Elaborado pelo autor.

Diante dos estudos apresentados, observa-se que foram utilizados sensores piezoelétricos para detecção da disfagia e acelerômetros ou microfones para detecção de parâmetros referentes a produção vocal. Foi constatado que ainda existe uma necessidade na redução de custos e na construção ou desenvolvimento de um dispositivo que permita um monitoramento contínuo das atividades de fala. Desta forma, a utilização da pastilha piezoelétrica, na substituição dos microfones e acelerômetros neste estudo, pode resultar na redução de custos do produto final.

3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Este capítulo apresenta os recursos estatísticos que foram utilizados para o desenvolvimento da pesquisa. Serão apresentadas informações para determinar o número aproximado de pessoas para efetuar o experimento com o protótipo, visando garantir um índice de confiabilidade aceitável, bem como a teoria acerca da análise de normalidade dos dados e da análise de concordância.

3.1 DETERMINAÇÃO DO NÚMERO DE AMOSTRAS

O objetivo da amostragem de uma população é obter informações do todo, baseando-se no resultado de uma amostra. Ao realizar uma pesquisa quantitativa é necessário que se analise de forma adequada o procedimento proposto. Segundo Bolfarine (2005) a boa amostra permite a generalização de seus resultados dentro de limites aceitáveis de dúvidas. De forma geral, qualquer amostra fornece informações, mas nem todas permitem a generalização dos resultados para a população da qual foi retirada.

Com o objetivo de garantir que a amostra retirada seja representativa, ou seja, possa generalizar os resultados da população, é necessário o entendimento de margem de erro e nível de confiança. A margem de erro representa o intervalo em que se encontra um dado que se deseja medir. Então, ao admitir uma confiabilidade de 95%, a margem de erro será de 5%.

O nível de confiança assume que o dado que será medido está dentro da margem de erro. Levando em consideração que o universo trabalhado é grande (possui acima de 100.000 indivíduos) é utilizada a Equação 9 que representa a forma para determinar o número de amostras mínimas necessárias para estudos (MARTINS, 2001)

$$\eta = \frac{Z^2 \times \hat{p}(1 - \hat{p})}{d^2}, \quad (9)$$

em que,

η é o tamanho da amostra que se quer calcular;

Z é o desvio do valor médio aceitável para alcançar o nível de confiança desejado, o valor é dado pela forma de distribuição de Gauss (Nível de confiança: 90% → $Z=1,645$, 95% → $Z=1,96$, 99% → $Z=2,575$);

\hat{p} é a proporção que se espera encontrar, geralmente adota-se 50% quando não se possui nenhuma informação sobre o valor esperado;

d é a margem de erro máximo admitida.

3.2 ANÁLISE DA VARIAÇÃO

A Anova (*analysis of variation*), ou análise de variância, é um modelo estatístico que testa se as médias de duas ou mais populações são iguais ou diferentes, através das hipóteses nula (H_0) e alternativa (H_1).

Na hipótese nula as médias das populações são iguais, ou seja, os tratamentos são iguais. Na hipótese alternativa, as médias das populações são diferentes, significando que um dos tratamentos testados apresentou diferença estatística dos demais (GOMES, 1990).

Acerca da Anova é comum o uso dos termos fator e nível. O fator é a variável independente que pode assumir vários níveis. O nível corresponde a diferentes grupos ou categorias. Como exemplo, o fator pode ser a variável idade categorizada em dois níveis, ou seja, dois grupos etários (18-45 anos; 46-75 anos) (ESPIRITO-SANTO; DANIEL, 2018).

Dentre os vários modelos existentes de Anova, o de medidas repetidas é muito utilizado em pesquisas que consistem no estudo da confiabilidade de protótipos. Neste modelo a variável resposta é acompanhada ao longo do tempo, geralmente de forma periódica, e para o uso deste método é necessária a aceitação de quatro pressupostos para adequação dos dados da pesquisa, que são: homocedasticidade, normalidade, independência e esfericidade (GOMES, 1990).

Um importante erro que deve ser evitado é o uso dos dados brutos para testar os pressupostos, pois estes devem ser testados sobre os resíduos. O resíduo pode ser definido como a diferença de cada uma das observações experimentais e a média da resposta correspondente (BUSSAB, 1988; LEWIS, 1995).

A homocedasticidade indica que a variância dos resíduos é estatisticamente igual entre os níveis. A normalidade é atendida quando a distribuição das amostras é normal, ou seja, a concentração das amostras está dentro do intervalo de confiança pré-estabelecido. A independência significa que não existe correlação entre os resíduos, uma observação não tem efeito sobre a outra. A esfericidade é a igualdade das variâncias de um nível de resposta (DRUMOND *et al.*, 1996; SOUZA, 2017; ROCHA; JÚNIOR, 2018; MAIA, 2019;).

Quando o número de amostras é grande, se torna inviável os cálculos do Anova de medidas repetidas manualmente, para isso é utilizado o programa PAST[©] que faz uso das Equações (10 - 20) para efetuar a análise de variância dos dados e determinar se o conjunto possui tratamentos iguais (H_0) ou pelo menos um dos tratamento é diferente (H_1) (HAMMER; HARPER; RYAN, 2001).

A Equação 10 representa o somatório dos quadrados entre os grupos, em que, n é número de sujeitos do grupo g , \bar{X}_g é a média do grupo e \bar{X}_T é a média total. A soma entre os quadrados dos grupos possui o df_{bg} , que é o número de grupos menos um.

$$SS_{bg} = \sum_g n(\bar{X}_g - \bar{X}_T)^2 \quad (10)$$

A Equação 11 representa a soma dos quadrados dentro dos grupos, em que, i é o sujeito e X_i são os elementos do grupo g . A soma dos quadrados dentro dos grupos possui o df_{wg} , que é o número total de valores menos o número de grupos.

$$SS_{wg} = \sum_g \sum_i (X_i - \bar{X}_g)^2 \quad (11)$$

A Equação 12 representa a soma dos quadrados entre os tratamentos, em que, \bar{X}_i são as médias do sujeito i entre os grupos. A soma dos quadrados entre os tratamentos possui o df_{sub} , que é o número de tratamentos menos um.

$$SS_{sub} = \sum_i n(\bar{X}_i - \bar{X}_T)^2 \quad (12)$$

A Equação 13 apresenta a diferença entre os resultados encontrados nas Equações 11 e 12.

$$SS_{error} = SS_{wg} - SS_{sub} \quad (13)$$

A Equação 14 apresenta os graus de liberdade entre os resíduos.

$$df_{error} = df_{wg} - df_{sub} \quad (14)$$

A Equação 15 representa a variância entre os grupos, que é a divisão entre a soma de quadrados dos grupos pelo grau de liberdade dos grupos.

$$MS_{bg} = \frac{SS_{bg}}{df_{bg}} \quad (15)$$

A Equação 16 representa a variância dentro dos grupos, que é a divisão entre a soma de quadrados dentro dos grupos pelo grau de liberdade dentro dos grupos.

$$MS_{wg} = \frac{SS_{wg}}{df_{wg}} \quad (16)$$

A Equação 17 representa a variância entre os tratamentos, que é a divisão entre a soma dos quadrados entre os tratamentos pelo grau de liberdade dos tratamentos.

$$MS_{sub} = \frac{SS_{sub}}{df_{sub}} \quad (17)$$

A Equação 18 representa a variância entre os resíduos, que é a divisão entre a soma de quadrados dos resíduos pelo grau de liberdade dos resíduos.

$$MS_{error} = \frac{SS_{error}}{df_{error}} \quad (18)$$

A Equação 19 determina o valor de F para a distribuição estatística de Fisher, isto é possível efetuando a divisão entre a variância entre os grupos pela variância entre os resíduos.

$$F = \frac{MS_{bg}}{MS_{error}} \quad (19)$$

Em posse do valor F encontrado na Equação 16 é utilizada a Tabela de distribuição F de Snedecor (ANEXO A), em que α é a significância escolhida, Φ_1 é o grau de liberdade entre os tratamentos menos um e Φ_2 é o grau de liberdade entre os resíduos menos um. Caso o valor tabelado encontrado seja maior do que o valor calculado então a H_0 é atendida. Logo os tratamentos entre os conjuntos são iguais.

Outra forma de determinar se o conjunto de dados analisados apresenta a hipótese nula ou alternativa é baseando-se no nível de significância efetivo (valor- p). Este pode ser definido como a probabilidade de se observar um valor da estatística de teste maior ou igual ao encontrado, ou seja, quanto os dados contradizem a hipótese nula. Tradicionalmente, o valor de corte para rejeitar a hipótese nula é de 0,05. Sendo assim, caso este valor encontrado seja maior do que 5% então é admitida H_0 , caso contrário, é admitida H_1 (FERREIRA; PATINO, 2015).

3.3 CORRELAÇÃO INTRACLASSE

Após o processamento dos sinais obtidos, com o objetivo de determinar a concordância das medidas efetuadas neste estudo, será feito uso do Coeficiente de Correlação Intraclass (*Intraclass Correlation Coefficient*), que é uma das ferramentas estatísticas mais utilizadas para mensurar a concordância entre medidas. O CCI é utilizado para mensurar a homogeneidade de duas ou mais medidas e é interpretado como a proporção da variabilidade total atribuída ao objeto medido (SHROUT; FLEISS, 1979). Dentre suas várias aplicações uma que comumente faz uso desse coeficiente é para medição de precisão em instrumentos de medidas.

O estudo da confiabilidade deve fornecer o grau de correlação e também a concordância entre as medidas, geralmente o valor resultante do método que for utilizado para o cálculo de

confiabilidade varia entre 0 e 1. Quanto mais próximo de 1 maior será a confiabilidade (FISHER, 1954).

O coeficiente de correlação intraclasse foi apresentado inicialmente por Fisher (1954) como uma modificação do coeficiente de correlação de Pearson. O CCI utilizado atualmente é calculado por quadrados médios, que são estimativas da variação populacional em relação à variabilidade de um conjunto de medidas obtidas através da análise de variabilidade (BRUTON; CONWAY; HOLGATE, 2000).

É extremamente importante que antes de aplicar um método de CCI para análise dos dados de pesquisa, seja feito um estudo prévio do modelo de CCI que se adeque aos propósitos da pesquisa, visto que com o mesmo conjunto de dados, podem ser extraídos valores diferentes de confiabilidade.

A escolha do CCI correto para o estudo de confiabilidade pode ser orientada por quatro perguntas:

- 1 Tem-se o mesmo conjunto de avaliadores para todos os sujeitos?
- 2 Tem-se uma amostra de avaliadores selecionados aleatoriamente em uma população maior ou uma amostra específica de avaliadores?
- 3 O interesse é na confiabilidade de um avaliador único ou no valor médio de vários avaliadores?
- 4 A preocupação é com consistência ou acordo?

As perguntas 1 e 2 orientam a seleção do modelo, a pergunta 3 orienta a seleção de tipo e a pergunta 4 orienta a seleção de definição.

Shrout e Fleiss (1979) definiram seis formas de CCI e são apresentadas como dois números entre parênteses, como exemplo: CCI (2,1). O primeiro número refere-se ao modelo (1, 2 ou 3) e o segundo número refere-se ao tipo, podendo ser um único avaliador ou única medida e a média de k avaliadores ou a média de k medidas.

McGraw e Wong (1996) definiram dez formas de CCI com base no Modelo, Tipo e Definição. O modelo pode ser classificado entre as opções de efeitos aleatórios unidirecionais, efeitos aleatórios bidirecionais ou efeitos fixos. O tipo pode ser classificado entre avaliador único ou média de k avaliadores. A definição pode ser por consistência ou concordância absoluta.

a) Modelo

Efeito aleatório unidirecional – Neste modelo cada sujeito é avaliado por um conjunto diferente de avaliadores escolhidos de forma aleatória.

Efeito aleatório bidirecional – É apropriado para utilização em experimentos clínicos com base em avaliadores. Os avaliadores são selecionados aleatoriamente a partir de uma população maior de características semelhantes, de forma geral, este modelo é utilizado quando é planejado generalizar os resultados de confiabilidade para qualquer avaliador que possua as mesmas características que os avaliadores selecionados no estudo.

Efeito misto bidirecional – Este modelo é utilizado quando os avaliadores selecionados são os únicos de interesse, assim os resultados representam apenas a confiabilidade dos avaliadores envolvidos no experimento, não possibilitando a generalização com outros avaliadores.

b) Tipo

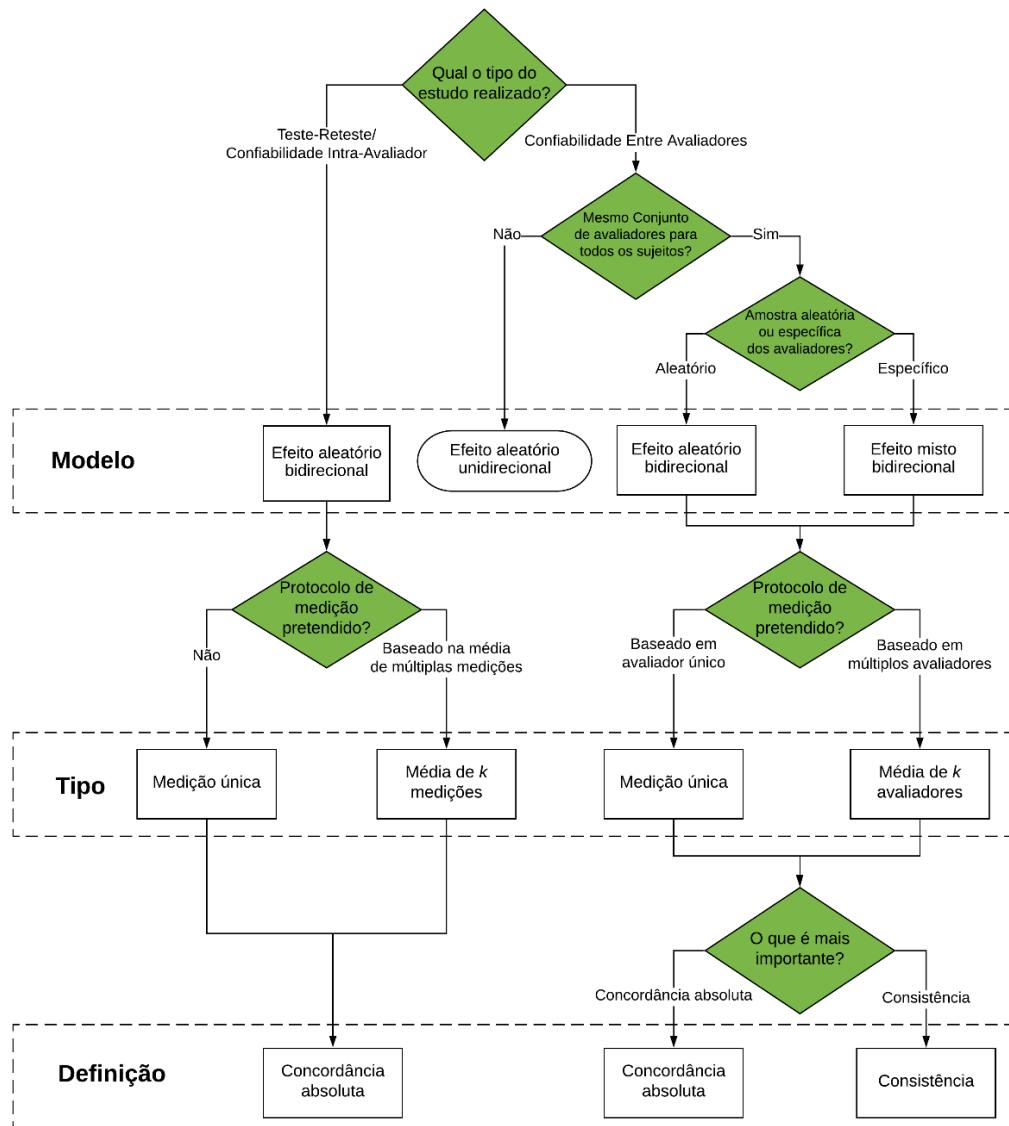
Este elemento deve ser escolhido de acordo com o protocolo que foi conduzido no experimento real. Caso seja analisada a média das repostas de três avaliadores / medições, o tipo utilizado deve ser múltiplos avaliadores / medições. No entanto, se for utilizada a medição de um único avaliador como base na medição real, deve ser selecionado o tipo de avaliador único.

c) Definição

Quando diferentes avaliadores atribuem a mesma pontuação ao mesmo assunto é denominada a concordância absoluta. Na consistência, as pontuações dos avaliadores para o mesmo grupo de sujeitos são correlacionadas de maneira aditiva.

Na Figura 6 é apresentado o modelo de decisão para determinar o CCI.

Figura 6 - Fluxograma do modelo de decisão para determinação do CCI.



Fonte: Adaptado de Koo e Li, 2016.

Na Tabela 1, são apresentadas as formas equivalentes de CCI entre o estudo de Shrout e Fleiss (1979) e McGraw e Wong (1996).

Tabela 1 - Relação entre os estudos de McGraw e Wong (1996) e Shrout e Fleiss (1979) e respectivas fórmulas para cálculo do CCI.

Convenção de McGraw e Wong (1996)	Convenção de Shrout e Fleiss (1979)	Fórmula para cálculo do CCI
Modelo: efeitos aleatórios unidirecionais Tipo: único avaliador / medição Definição: concordância absoluta	CCI (1,1)	$\frac{MS_R - MS_W}{MS_R + (K - 1)MS_W}$
Modelo: efeitos aleatórios bidirecionais Tipo: único avaliador / medição Definição: consistência		$\frac{MS_R - MS_E}{MS_R + (K - 1)MS_E}$
Modelo: efeitos aleatórios bidirecionais Tipo: único avaliador / medição Definição: concordância absoluta	CCI (2,1)	$\frac{MS_R - MS_E}{MS_R + (K - 1)MS_E + \frac{K}{n}(MS_C - MS_E)}$
Modelo: efeitos mistos bidirecionais Tipo: único avaliador / medição Definição: consistência	CCI (3,1)	$\frac{MS_R - MS_E}{MS_R + (K - 1)MS_E}$
Modelo: efeitos mistos bidirecionais Tipo: único avaliador / medição Definição: concordância absoluta		$\frac{MS_R - MS_E}{MS_R + (K - 1)MS_E + \frac{K}{n}(MS_C - MS_E)}$
Modelo: efeitos aleatórios unidirecionais Tipo: múltiplos avaliadores / medições Definição: concordância absoluta	CCI (1, k)	$\frac{MS_R - MS_W}{MS_R}$
Modelo: efeitos aleatórios bidirecionais Tipo: múltiplos avaliadores / medições Definição: consistência		$\frac{MS_R - MS_E}{MS_R}$
Modelo: efeitos aleatórios bidirecionais Tipo: múltiplos avaliadores / medições Definição: concordância absoluta	CCI (2, k)	$\frac{MS_R - MS_E}{MS_R + \frac{MS_C - MS_E}{n}}$
Modelo: efeitos mistos bidirecionais Tipo: múltiplos avaliadores / medições Definição: consistência	CCI (3, k)	$\frac{MS_R - MS_E}{MS_R}$
Modelo: Efeitos mistos bidirecionais Tipo: múltiplos avaliadores / medições Definição: concordância absoluta		$\frac{MS_R - MS_E}{MS_R + \frac{MS_C - MS_E}{n}}$

Fonte: Adaptado de Koo e Li, 2016.

Sendo,

MS_R o quadrado médio para linhas;

MS_W o quadrado médio para fontes de variação residuais;

MS_E o quadrado médio para erro;

MS_C o quadrado médio para colunas;

n o número de sujeitos;

K o número de avaliadores ou medições.

O programa gratuito PAST©, pode ser utilizado para o cálculo do CCI, este é baseado na terminologia de Shrout e Fleiss (1979). Os estimadores indicativos do nível de correlação em relação aos valores de CCI são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 - Níveis de correlação intraclasse para a magnitude de seus resultados.

Coeficiente de Correlação Intraclasse	Nível de Correlação Intraclasse
0 - 0,5	Ruim
0,5 - 0,75	Moderada
0,75 - 0,9	Boa
$\geq 0,9$	Excelente

Fonte: Adaptado de Koo e Li, 2016.

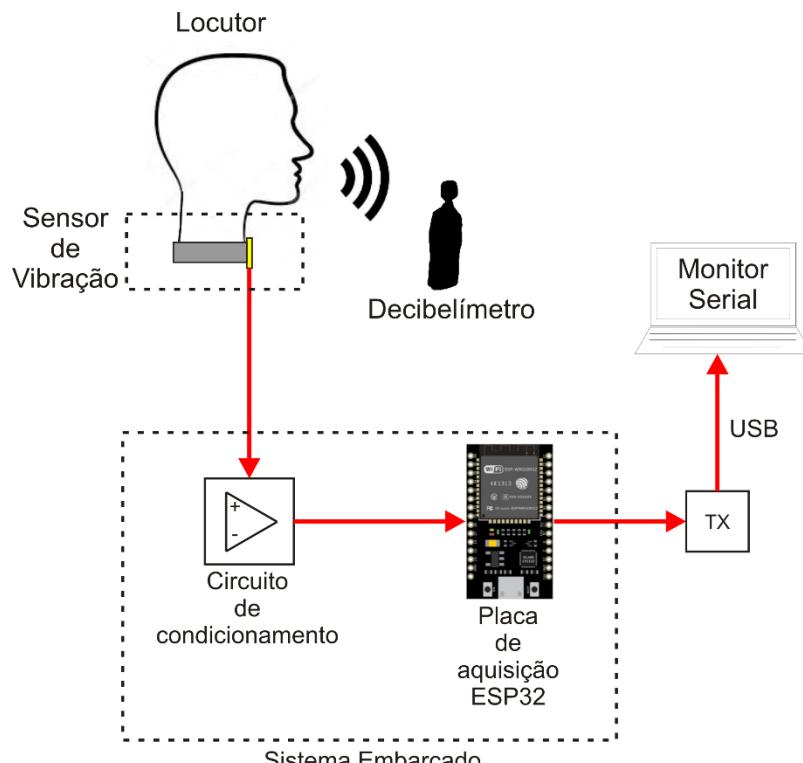
4 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo, será apresentada a metodologia empregada no trabalho, bem como a proposta de um dispositivo a ser empregado nas medições do sinal proveniente da Vibração da Pele do Pescoço (VPP).

4.1 SISTEMA PROPOSTO

O protótipo desenvolvido neste trabalho é composto por um colar contendo o sensor piezoelétrico, que faz uso de um circuito de condicionamento para amplificação do sinal. Possui alimentação elétrica igual a 05 (cinco) volts, positiva e contínua, com corrente elétrica restrita a 10 miliamperes. No caso de alguma parte metálica do protótipo entrar em contato com a pele do locutor, esses níveis de tensão e corrente podem causar pequenos formigamentos, os quais são inferiores ao de baterias utilizadas para funcionamento de eletrônicos (como o controle de um videogame). O diagrama esquemático do sistema é apresentado na Figura 7.

Figura 7 - Diagrama esquemático do sistema desenvolvido.



Fonte: Elaborado pelo autor.

O sinal de vibração das pregas vocais é captado por um colar onde se encontra o sensor de vibração. Para ser utilizado no pescoço o sensor deve ser fino, leve, além de não poder causar

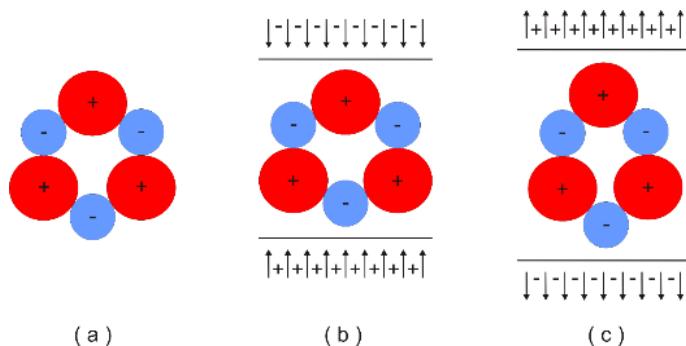
desconforto ao usuário. É feita a conexão pela entrada analógica da placa ESP32, que se comunicará com o computador via cabo USB (*Universal Serial Bus*) e apresentará no monitor serial os valores referentes ao sinal adquirido. Adicionalmente, foi utilizado um decibelímetro para que, em cada seção, o locutor emita sua voz em três níveis de intensidade: fraco, habitual e forte. O sinal do sensor de vibração é capturado, com intuito de extrair as medidas de frequência fundamental (média e moda), energia, *jitter*, *shimmer*, *HNR* e *NHR*.

4.1.1 Sensor piezoelétrico

O sensor piezoelétrico é composto por material que gera cargas elétricas em sua superfície, proporcional à deformação aplicada, seja ela pressão ou tensão. Os materiais que ocasionam este efeito são chamados de piezoelétricos. O fenômeno foi descoberto em 1880 pelos irmãos Currie. O efeito é reversível, ou seja, se em vez de aplicar deformação mecânica for aplicada uma diferença de potencial nos terminais do dispositivo, o mesmo se deformará mecanicamente (PERLINGEIRO; PIMENTA; SILVA, 2016). Materiais como quartzo, turmalina, topázio, entre outros, exibem o efeito piezoelétrico em seu estado natural.

Na Figura 8, é apresentada a estrutura atômica do quartzo, possuindo dois átomos de oxigênio (cargas negativas) e um de silício (carga positiva). Os átomos formam um hexágono, que em seu estado natural (sem aplicação de deformação mecânica) possuem carga nula. Porém, quando é aplicado algum tipo de deformação, como as de compressão ou tração, ocorre um desbalanceamento de cargas, gerando cargas elétricas externas.

Figura 8 - Estrutura atômica do quartzo. (a) estado natural; (b) efeito de compressão; (c) efeito de tração.



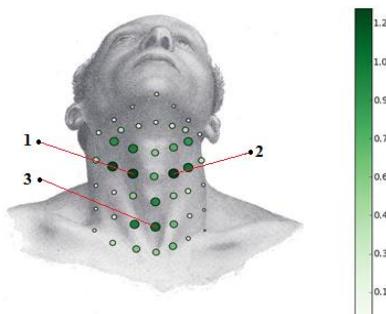
Fonte: Adaptado de Leo, 2007.

O sensor utilizado foi um piezoelétrico comercial de diâmetro igual a 35 mm, facilmente encontrado no comércio e com preço acessível, que consegue detectar vibrações de até 20 kHz.

4.1.2 Posicionamento do sensor

Com intuito de obter o melhor local no pescoço, para a detecção da vibração com o sensor, foram utilizadas as informações presentes no trabalho de Nolan, Madden e Burke (2009), que apresentam um estudo acerca dos pontos de vibração mais influentes no pescoço, proveniente da fala, para a captura por um acelerômetro. Na Figura 9 estão ilustradas as áreas principais para aquisição do sinal, proveniente das vibrações provocadas pelas pregas vocais.

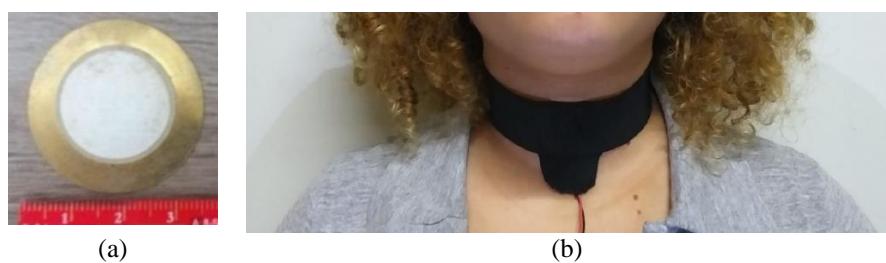
Figura 9 - Locais mais influentes para a captura do sinal de vibração.



Fonte: Adaptado de Nolan, Madden e Burke, 2009.

Devido a simplicidade e praticidade de vestir o colar no paciente, foi escolhido o ponto 3, pelo fato desse ponto se localizar no início do osso esterno no pescoço. Foram testados vários tamanhos para o sensor piezoelettrico, o que apresentou melhor resultado em relação ao ruído durante a amplificação do sinal e a acomodação no entalhe esternal foi o de 35 mm de diâmetro. Foi desenvolvido um protótipo (colar) em tecido, para adequação do sensor, como ilustra a Figura 10.

Figura 10 - Sensor para aquisição. (a) sensor piezoelettrico utilizado. (b) colar sendo utilizado.



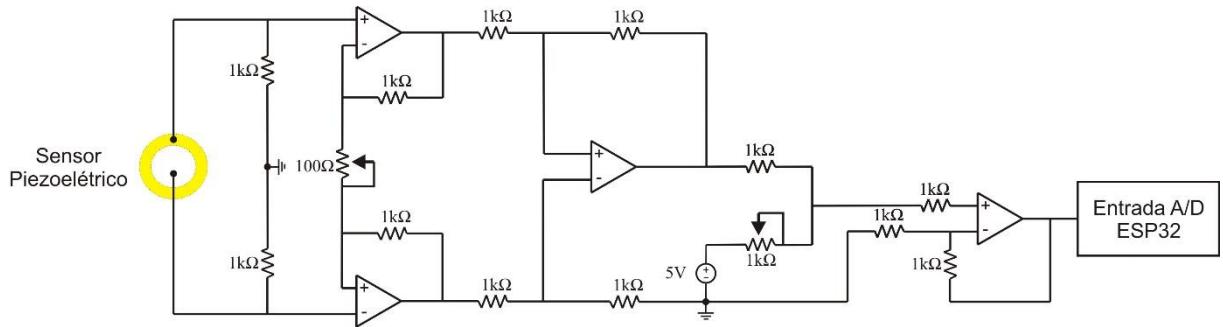
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.1.3 Circuito de condicionamento

Pelo fato da tensão gerada, provocada pela vibração no sensor, ser inferior a 4,9 mV durante a vibração no processo de fala, foi necessário realizar uma etapa de amplificação. Para

preservar tanto o ciclo positivo, quanto o ciclo negativo do sensor, durante a vibração, foram acrescentados dois resistores em série com o ponto central na referência do circuito, antes do amplificador. Para manter os valores negativos, foi necessário deslocar o sinal capturado em 3,3 V para cima. O circuito descrito é apresentado na Figura 11.

Figura 11 - Circuito para condicionamento do sinal do sensor piezoelétrico.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Parte do circuito descrito consiste em um amplificador de instrumentação que é facilmente obtido na literatura (JÚNIOR, 2003). O diferencial foram os dois resistores de $1\text{ k}\Omega$, colocados em série com o ponto central no aterramento. Essa solução foi obtida através de testes em laboratório.

4.1.4 Decibelímetro

Foi utilizado de um decibelímetro (AKSO – Modelo: AK820) com o intuito de efetuar a aquisição do sinal em três intensidades vocais, sendo: fraca ($<70\text{ dB}$), habitual ($>70\text{ dB}$ e $<80\text{ dB}$) e forte ($>80\text{ dB}$), permitindo-se a máxima variação de 3 dB em cada leitura, durante os dias de coleta. Nas seções durante o processo de fonação, além do sinal de vibração também será registrada a intensidade vocal do indivíduo. O equipamento é apresentado na Figura 12.

Figura 12 - Decibelímetro utilizado no estudo.



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.1.5 Placa de aquisição ESP32

O dispositivo utilizado para a aquisição dos dados foi a ESP32 de modelo DEVKIT, como apresentado na Figura 13. A ESP32 é um módulo de alto desempenho para aplicações envolvendo conexão sem fio, possuindo baixo consumo de energia. O microcontrolador conta com o processador Xtensa® Dual-Core 32-bit LX6, 448 kbytes de memória ROM, 520 kbytes de RAM, *clock* máximo de 240 MHz, conversor analógico digital (A/D) de 12 bits, conexão *Bluetooth* e *WiFi* (*Espressif Systems, Shanghai*). A escolha deste módulo é feita levando em conta seu baixo custo e capacidade de fornecer uma taxa de aquisição superior a 8000 amostras por segundo, pelo fato que, acima de 5,5 kHz a energia do sinal de voz é pouco significativa (VASSALI; SEIXAS; ESPAIN, 2000).

Figura 13 - Placa de aquisição ESP32.



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2 CONSTRUÇÃO DA BASE DE DADOS

Neste estudo foi elaborado e submetido um projeto ao Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Pró-Reitoria de Pesquisa, Inovação e Pós-Graduação do IFPB, com o intuito de se obter aprovação quanto à observação dos interesses dos participantes da pesquisa em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos (PRPIPG-IFPB, 2019).

O projeto submetido, como também o modelo do termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) para participação na pesquisa, estão disponíveis no APÊNDICE B e no APÊNDICE C, respectivamente. O projeto foi aprovado conforme o parecer consubstanciado do CEP, de nº 3.577.570, constante no ANEXO B.

Dessa forma, foram agendadas as sessões para gravação das amostras, de acordo com a disponibilidade de cada participante, sendo fornecidas todas as informações quanto aos objetivos da pesquisa e procedimentos aos quais os mesmos seriam submetidos, bem como os possíveis riscos decorrentes de sua participação na pesquisa. Todos os participantes assinaram

o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Todas as seções ocorreram na sala 7 de professores do IFPB – Campus João Pessoa, durante o dia.

4.2.1 Escolha do grupo

Para participação do projeto era necessário ser mulher, brasileira, com idade igual ou superior a 18 anos, escolhidas por acessibilidade, e que manifestem sua vontade de permanecer na pesquisa por intermédio de manifestação expressa, livre e esclarecida. Não sendo admitidas mulheres menores de 18 anos que não sejam brasileiras

Participaram do estudo mulheres na faixa etária entre 18 e 45 anos, sem queixa vocal. Não foi realizada nenhuma avaliação médica das participantes e suas ocupações variam entre estudantes do ensino técnico, de nível superior, da pós-graduação, assistentes administrativas e assistentes de serviços de alimentação.

A restrição ao gênero ocorre pelo fato dos distúrbios de voz de natureza comportamental (uso da voz) serem predominantes nas mulheres, visto que, mulheres normalmente possuem frequência fundamental superior aos homens e a força de impacto provocada pelas pregas vocais durante o processo de fonação é proporcional ao quadrado da frequência fundamental, como é apresentado na Equação 20 (HIRANO, 1996; BEHLAU, 2001; TITZE, 2013):

$$f \propto mA_v f_0^2, \quad (20)$$

em que,

f é a força de impacto das pregas vocais;

m é a massa do tecido em colisão;

A_v é a amplitude de vibração das pregas vocais;

f_0 é a frequência fundamental de oscilação das pregas vocais.

A escolha da faixa etária dos 18 aos 45 anos teve o intuito de evitar a influência de alterações hormonais e estruturais da menopausa, que contribuem para a mudança da voz (GUIMARÃES, 2007).

4.2.2 Número de participantes

Com o objetivo de garantir uma confiabilidade de 95% neste estudo, foi necessário realizar um planejamento amostral, para determinar o número de amostras necessárias. Como a confiabilidade adotada neste estudo é de 95%, a variável Z será 1,96, resultando em uma

margem de erro máximo aceitável de 5%, o que representa o valor de 0,05 na variável d . Fazendo uso da Equação 9 é possível definir o número mínimo de amostras (η) necessárias, conforme apresentado na Equação 21.

$$\eta = \frac{1,96^2 \cdot 0,5 \cdot 0,5}{0,05^2} = 384,16 \quad (21)$$

Cada pessoa realizou cinco atividades de voz por seção e um total de quatro seções em dias consecutivos, sempre no mesmo horário. Desta forma, cada pessoa forneceu 20 amostras, como o número mínimo de amostras é 385, o experimento necessita da participação mínima de 20 pessoas. Com o intuito de evitar imprevistos, foram avaliadas 35 pessoas neste estudo, mas apenas 32 foram contabilizadas para o experimento, isto ocorreu por conta de desistência e falha humana na aquisição dos sinais. Sendo assim, foram contabilizadas 640 amostras no total.

4.2.3 Seleção das atividades de voz

Foram extraídas, em cada seção, cinco amostras de cada locutor. Duas delas os enunciadores pronunciavam frases vindas do protocolo CAPE-V (Consenso da Avaliação Perceptivo Auditiva da Voz). As outras três amostras são referentes à emissão da vogal sustentada /ɛ/ nas intensidades fraca, habitual e forte.

Este protocolo é empregado para avaliação perceptiva-auditiva da voz e é composto por parâmetros que avaliam subjetivamente o grau geral de desvio da voz, rugosidade, soprosidade, tensão, sonoridade e ressonância. Neste trabalho, não foi realizada a avaliação perceptivo-auditiva. Porém, foram utilizadas duas frases do CAPE– V que são: Érica tomou suco de pera e amora (Frase 1); Olha lá o avião azul (Frase 2), para análise de fala encadeada com o sistema desenvolvido para captura da VPP (BEHLAU, 2001). A escolha das frases foi motivada por fornecer a produção de cada vogal no idioma português brasileiro (Frase 1) e por fazer as pregas vocais se moverem muito rapidamente várias vezes durante a fala (Frase 2) (ASHA, 2009).

Segundo Gonçalves *et al.* (2009) a vogal /ɛ/ no português brasileiro em comparação as outras vogais sofrem menor influência das modificações do trato vocal e apresenta atenuação significativamente menor para ambos os sexos, por este motivo foi utilizada a vogal /ɛ/ sustentada.

No estudo de Florêncio (2019) participaram pacientes com diferentes distúrbios de voz e foi verificada diferença significativa entre todas as medidas acústicas analisadas em função da intensidade da emissão, ou seja, a mudança de intensidade na emissão em alguns casos permite identificar distúrbios na laringe. À vista disso, foram utilizadas as três intensidades de

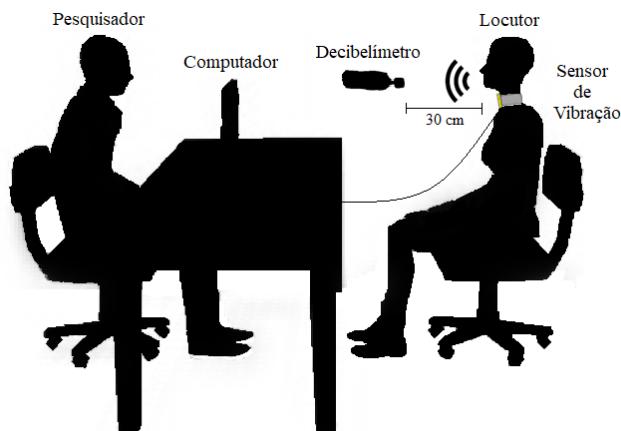
emissão da vogal /ɛ/, sendo: fraca (<70 dB), habitual (>70 e <80 dB) e forte (>80 dB), permitindo a máxima variação de 03 dB em cada leitura.

4.2.4 Coleta dos dados

Antes de realizar cada coleta, foi feito um teste para identificar se o sistema estava funcionando corretamente e, também foi questionado à voluntária se sentia algum desconforto. O indivíduo vestia o colar com o sensor de vibração, ou deixava o pesquisador auxiliá-lo nesse processo. Em seguida sentava-se em uma cadeira posicionada em frente ao pesquisador, onde estava o computador para coleta dos dados, conforme ilustrado na Figura 14. Era extremamente importante que o colar ficasse bem firme na região de coleta (pescoço), visto que, caso ficasse com alguma folga, o sensor não registraria corretamente o sinal. O colar desenvolvido é ajustável, de modo a garantir que não ocorresse folga no contato entre o sensor e o pescoço durante o processo de aquisição do sinal de vibração.

As seções tiveram início na segunda ou terça-feira e término na quinta ou sexta-feira, totalizando quatro seções para cada participante. Devido a alteração normal da voz durante o dia, cada locutora realizou suas seções sempre no mesmo horário.

Figura 14 - Ilustração do procedimento realizado na coleta de dados.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Cada seção durou entre 10 e 20 minutos, tempo no qual cada indivíduo realizava as cinco atividades de voz descritas anteriormente. As atividades eram capturadas separadamente. As frases eram captadas na intensidade habitual e a emissão da vogal /ɛ/ sustentada nas três intensidades (fraca, habitual e forte). Para determinar a intensidade da emissão foi utilizado um decibelímetro distanciado a 30 centímetros da fonte de emissão.

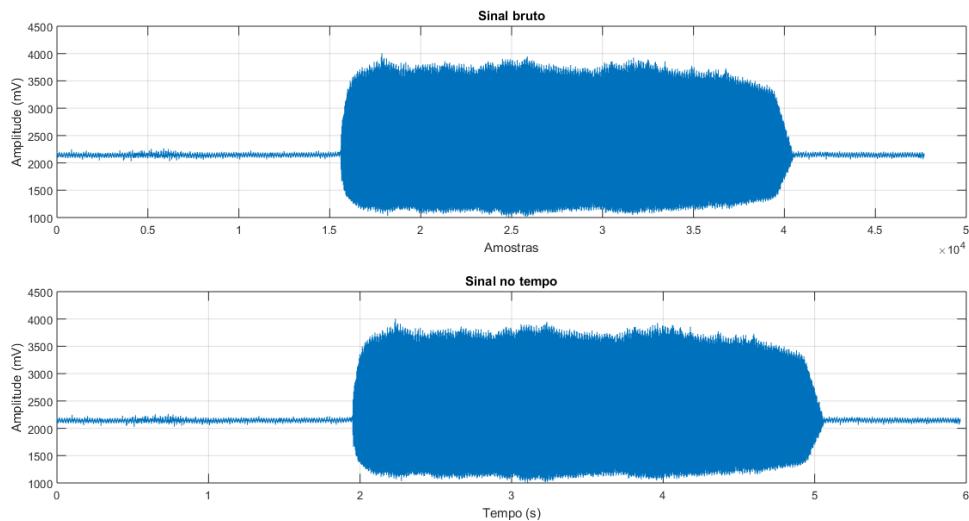
No final de cada seção foi questionado à locutora se existiu algum tipo de desconforto ao utilizar o dispositivo desenvolvido. Ocorreram dois casos em que houveram reclamação de desconforto e, nestes casos, os problemas foram sanados.

4.3 AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DOS DADOS

O sinal de vibração passa pelo circuito de condicionamento, depois é conectado a uma porta analógica da placa de aquisição. Por fim, é enviado por conexão *USB* (*Universal Serial Bus*), sendo plotado na serial da *IDE* (*Integrated Development Environment*) do programa Arduino, em uma frequência de comunicação de 500 kHz. Os dados da serial são salvos em um arquivo de texto (formato .txt, utilizado pelo bloco de notas do *Windows*) e com auxílio do programa MATLAB, este arquivo é convertido em .WAV.

O sinal bruto possui apenas os valores de amplitude, conforme a Figura 15 (superior). Como durante a aquisição foi determinada a frequência de amostragem, o sinal bruto é processado pelo programa MATLAB, onde é transformado em um sinal agora representado por amplitudes e tempo (Figura 15 – inferior).

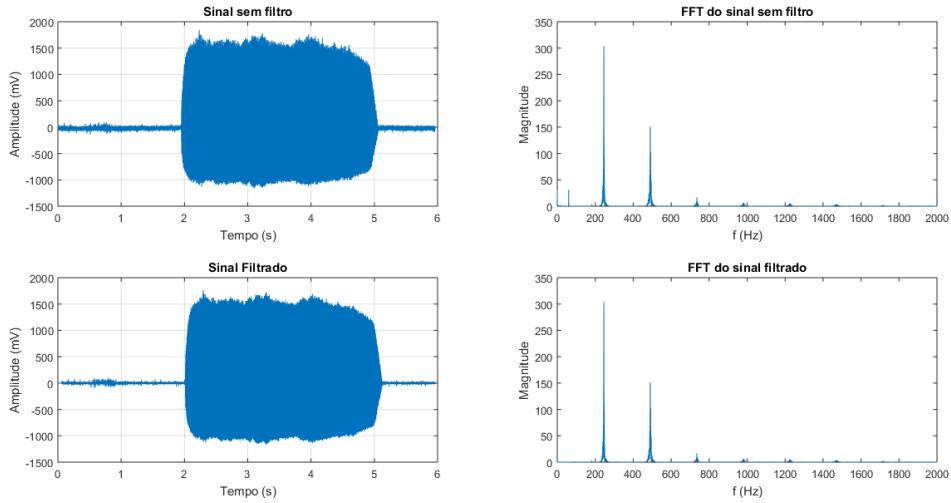
Figura 15 - Sinal bruto capturado pelo sensor de vibração durante a emissão da vogal /e/ sustentada.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Por conta do *offset* gerado pelo circuito de condicionamento para garantir a aquisição pelo conversor A/D, foi necessário remover a componente continua do sinal bruto (Figura 16 - superior).

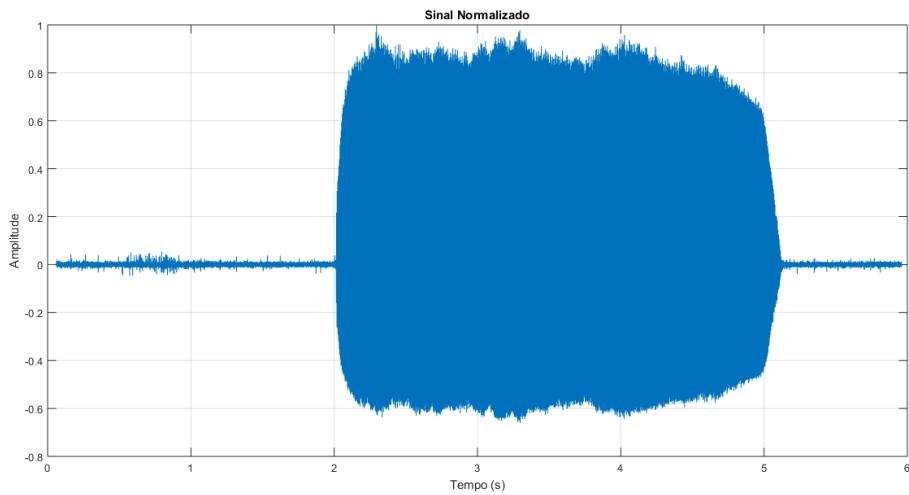
Figura 16 - Sinal e espectro antes e após o processamento digital.



Fonte: Elaborado pelo autor.

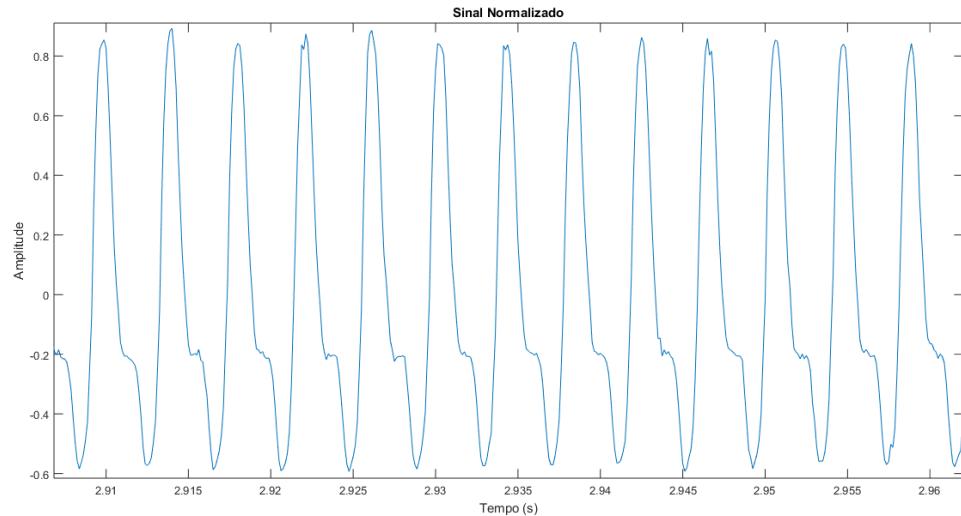
Em seguida é utilizado um filtro passa altas (tipo *FIR*) com a função de eliminar um ruído em 60Hz, proveniente da rede elétrica (conforme ilustrado na Figura 16 - inferior), por fim os sinais são normalizados (Figura 17). Na Figura 18 é apresentada a ampliação do sinal de vibração normalizado, tornando possível visualizar o comportamento do sinal de vibração durante a vogal sustentada. Em sequência os dados de vibração de cada um dos locutores, são analisados para extração das características temporais dos sinais, que são: frequência fundamental (média e moda), energia, *jitter*, *shimmer*, *HNR* e *NHR*.

Figura 17 - Sinal de vibração normalizado.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 18 – Ampliação do sinal de vibração normalizado.

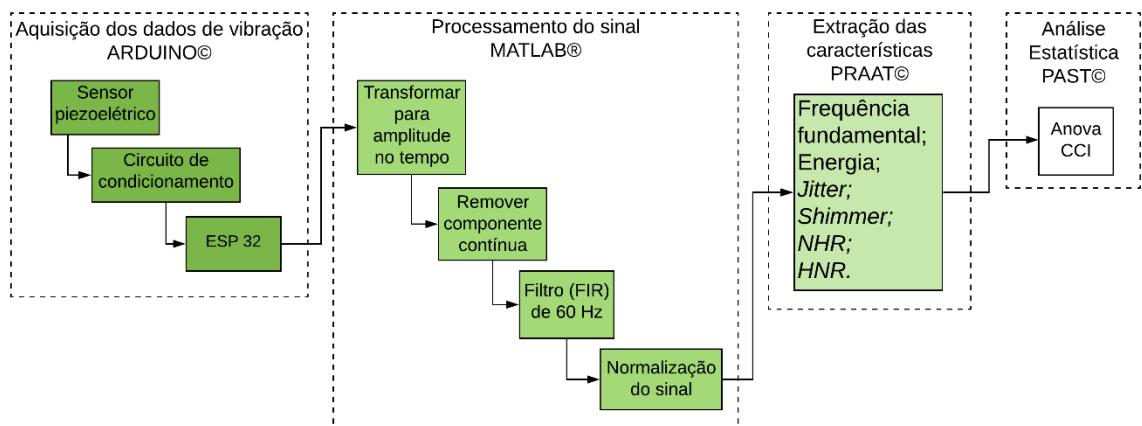


Fonte: Elaborado pelo autor.

Após efetuar os passos descritos para o pré-processamento do sinal, os arquivos são convertidos de tipo texto para .WAV, então é iniciado o período de análise de dados pelo programa PRAAT®. Como na pesquisa em questão não foi desenvolvido um programa para extração das características do sinal de vibração, pode ser utilizado o programa citado ou outros que possuam a mesma funcionalidade. Após a análise dos dados e extração das características temporais é realizada a análise estatística dos dados, isto é possível com o auxílio do programa PAST®.

Na Figura 19 é apresentado o fluxograma que representa o sistema desenvolvido, desde o sensor piezoeletônico até chegar na análise estatística.

Figura 19 - Fluxograma do sistema desenvolvido.



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.4 CUSTO

São apresentados, na Tabela 3, os valores dos materiais utilizados para o desenvolvimento do protótipo deste estudo.

Tabela 3 - Custo dos componentes utilizados.

Item	Qtd.	Valor em 02/05/2019(R\$)
ESP32	1	40
Piezoelétrico Ø 35 mm	1	1
Elemento pra alocação do sensor	1	5
Resistor 1 kΩ	12	1,2
Trimpot 100 Ω	1	0,5
Trimpot 1 kΩ	1	0,5
Amplificador Operacional TL084 CN	1	1,2
Total		49,4

Fonte: Elaborado pelo autor.

5 RESULTADOS

Neste trabalho foram utilizadas duas análises estatísticas para determinar a concordância entre os dados adquiridos pelo sistema desenvolvido. O primeiro método foi a análise de variação para medidas repetidas (Anova), para determinar a diferença estatística entre tratamentos testados, e o segundo método foi o CCI para determinar a correlação do grupo de amostras por dia de coleta. Os parâmetros utilizados no CCI foram o tipo misto de duas vias, no modelo de medidas médias e a definição de concordância absoluta. Lembrando que participaram do estudo 32 pessoas, cada uma delas realizou cinco atividades de fala por seção e foram quatro seções ao todo, assim totalizando 640 amostras.

Serão apresentados os resultados de acordo com a análise estatística realizada por ordem da medida extraída e cada medida para as cinco atividades de voz.

5.1 ANOVA

Foram realizadas as análises de variação, com o objetivo de determinar se os dados coletados por característica possuem diferença estatística. O método de Anova utilizado foi o de medidas repetidas, visto que, o estudo é identificar a diferença estatística entre tratamentos testados das amostras coletadas pelo sistema desenvolvido, assim determinando se as amostras apresentam diferença por característica, referente aos quatro dias de coleta. O critério para aceitação da hipótese nula foi obtido com o valor-*p* superior a 0,05. Para valores fora da faixa, será utilizada a representação na cor vermelha em negrito.

5.1.1 Média da frequência fundamental

A Tabela 4 ilustra os resultados obtidos com a utilização da análise estatística Anova em relação aos dados extraídos para a característica de média da frequência fundamental.

Tabela 4 - Anova para os dados de média da frequência fundamental.

Tarefa de fala	F	valor-p
Todas	16,273	0
/ε/ fraco	0,296	0,828
/ε/ habitual	0,337	0,799
/ε/ forte	1,514	0,216
Frase 1	0,23	0,876
Frase 2	0,801	0,496

Fonte: Elaborado pelo autor.

Inicialmente, foi realizada a análise de variação em relação às medidas extraídas de todas as atividades de voz, tanto o teste F (16,273) quanto o valor- p (0) significando que um dos tratamentos testados apresentou diferença estatística dos demais. Esta resposta já era esperada, visto que, as amplitudes e períodos das medidas mudam de acordo com a atividade de fala realizada, mas se analisadas apenas por atividade o conjunto passa a apresentar igualdade entre os tratamentos.

5.1.2 Moda da frequência fundamental

São apresentados, na Tabela 5, os resultados obtidos com a utilização da análise estatística Anova em relação aos dados extraídos para a característica de moda da frequência fundamental.

Tabela 5 - Anova para os dados de moda da frequência fundamental.

Tarefa de fala	F	valor-p
Todas	9,746	0
/ε/ fraco	14,39	0
/ε/ habitual	13,914	0
/ε/ forte	16,276	0
Frase 1	17,016	0
Frase 2	2,179	0,096

Fonte: Elaborado pelo autor.

Como relatado anteriormente, em relação ao resultado de todas as tarefas de fala, era esperada hipótese alternativa. O problema encontrado é que apenas para o conjunto de dados referente a atividade de voz “Frase 2” os tratamentos são iguais. Era esperado que para cada atividade analisada individualmente o resultado fosse de igualdade entre os tratamentos, porém para esta medida não ocorreu o esperado.

5.1.3 Energia

São apresentados, na Tabela 6, os resultados obtidos com a utilização da análise estatística Anova em relação aos dados extraídos para a característica de energia.

Tabela 6 - Anova para os dados de energia.

Tarefa de fala	F	valor-p
Todas	8,315	0
/ε/ fraco	0,077	0,972
/ε/ habitual	0,318	0,812
/ε/ forte	1,955	0,126
Frase 1	0,968	0,411
Frase 2	0,501	0,683

Fonte: Elaborado pelo autor.

O resultado referente à todas as tarefas de fala indica hipótese nula, porém, em relação às outras atividades é assumida a hipótese alternativa, isso indica que em relação à variação por atividade de voz para a característica de energia, não ocorreu diferença estatística entre os tratamentos.

5.1.4 Jitter

São apresentados na Tabela 7 os resultados obtidos com a utilização da análise estatística Anova em relação aos dados extraídos para a característica de *jitter*.

Tabela 7 - Anova para os dados de *jitter*.

Tarefa de fala	F	valor-p
Todas	144,14	0
/ε/ fraco	2,536	0,061
/ε/ habitual	1,402	0,247
/ε/ forte	1,46	0,231
Frase 1	0,787	0,504
Frase 2	1,171	0,325

Fonte: Elaborado pelo autor.

O mesmo padrão encontrado para a energia ocorre para a análise de variação do *jitter*, demonstrando que para as cinco últimas tarefas os tratamentos são iguais.

5.1.5 Shimmer

São apresentados na Tabela 8 os resultados obtidos com a utilização da análise estatística Anova em relação aos dados extraídos para a característica de *shimmer*.

Tabela 8 - Anova para os dados de *shimmer*.

Tarefa de fala	F	valor-p
Todas	26,156	0
/ε/ fraco	0,657	0,581
/ε/ habitual	0,912	0,438
/ε/ forte	1,933	0,13
Frase 1	0,69	0,56
Frase 2	2,06	0,111

Fonte: Elaborado pelo autor.

A análise para característica *shimmer* possui hipótese análoga a da energia e ao *jitter*, ou seja, para as cinco últimas tarefas de fala não ocorreu diferença estatística entre os tratamentos.

5.1.6 NHR

São apresentados na Tabela 9 os resultados obtidos com a utilização da análise estatística Anova em relação aos dados extraídos para a característica de *NHR*.

Tabela 9 - Anova para os dados de *NHR*.

Tarefa de fala	F	valor-p
Todas	13,113	0
/ε/ fraco	1,252	0,295
/ε/ habitual	0,994	0,399
/ε/ forte	1,338	0,267
Frase 1	1,028	0,384
Frase 2	1,51	0,217

Fonte: Elaborado pelo autor.

Em relação à variação por atividade de voz para a característica de *NHR* é obtida a hipótese nula.

5.1.7 HNR

São apresentados na Tabela 10 os resultados obtidos com a utilização da análise estatística Anova em relação aos dados extraídos para a característica de *HNR*.

Tabela 10 - Anova para os dados de *HNR*.

Tarefa de fala	F	valor-p
Todas	52,787	0
/ε/ fraco	1,117	0,346
/ε/ habitual	0,954	0,418
/ε/ forte	1,26	0,293
Frase 1	0,513	0,674
Frase 2	2,259	0,087

Fonte: Elaborado pelo autor.

Os resultados referentes ao *HNR* indicam, que a diferença estatística entre os tratamentos ocorre apenas na união de todas as tarefas de fala.

5.2 CCI

Após a análise de variância dos dados coletados (Anova), em relação às medidas extraídas por atividade de voz e determinando quais conjuntos possuem tratamentos iguais ou não, é então realizada a análise de concordância entre os dias de coleta. Este método estatístico auxilia a evidenciar neste estudo, se existem variações representativas entre os dias de coleta das amostras. Desta forma, se as respostas de concordância forem satisfatórias em relação à característica e atividade, confirmam a viabilidade de uso do protótipo desenvolvido. O parâmetro utilizado foi o valor de CCI acima de 0,5 indicando confiabilidade moderada. Para valores fora da faixa, será utilizada a representação na cor vermelha. Foram realizadas quatro análises para cada tarefa de fala, a primeira foi realizada com as amostras dos quatro dias, depois entre os dias 1º e 2º, 2º e 3º e por fim 3º e 4º.

5.2.1 Média da frequência fundamental

São apresentados, na Tabela 11 os resultados obtidos com a utilização do CCI em relação aos dados extraídos para a característica de média da frequência fundamental.

Tabela 11 - CCI para os dados de média da frequência fundamental.

Tarefas	Dias					
	1-2		2-3		3-4	
	CCI	Limites	CCI	Limites	CCI	Limites
/ɛ/ fraco	0,905	(0,806; 0,954)	0,794	(0,575; 0,9)	0,936	(0,869; 0,968)
/ɛ/ habitual	0,892	(0,779; 0,947)	0,882	(0,759; 0,943)	0,862	(0,720; 0,932)
/ɛ/ forte	0,909	(0,815; 0,955)	0,917	(0,831; 0,96)	0,948	(0,885; 0,976)
Frase 1	0,953	(0,905; 0,977)	0,896	(0,786; 0,949)	0,874	(0,741; 0,939)
Frase 2	0,792	(0,578; 0,898)	0,867	(0,727; 0,935)	0,886	(0,767; 0,945)

Fonte: Elaborado pelo autor.

De forma geral, para a média da frequência fundamental o nível de correlação é bom. Esta informação indica que o sensor desenvolvido pode ser utilizado para análise clínica para extração da média da frequência fundamental, seja em vogal sustentada ou fala encadeada.

5.2.2 Moda da frequência fundamental

São apresentados, na Tabela 12, os resultados obtidos com a utilização do CCI em relação aos dados extraídos para a característica de moda da frequência fundamental.

Tabela 12 - CCI para os dados de moda da frequência fundamental.

Tarefas	Dias					
	1-2		2-3		3-4	
	CCI	Limites	CCI	Limites	CCI	Limites
/ɛ/ fraco	0,687	(-0,181; 0,895)	0,729	(0,442; 0,868)	0,698	(0,375; 0,853)
/ɛ/ habitual	0,590	(-0,078; 0,828)	0,525	(-0,228; 0,813)	0,586	(0,141; 0,799)
/ɛ/ forte	0,526	(0,068; 0,764)	0,673	(0,12; 0,861)	0,765	(-0,17; 0,929)
Frase 1	0,292	(-0,466; 0,656)	0,773	(0,535; 0,889)	0,823	(-0,163; 0,953)
Frase 2	0,575	(0,117; 0,794)	0,356	(-0,265; 0,679)	0,552	(0,116; 0,777)

Fonte: Elaborado pelo autor.

Como na Anova foram detectados problemas em relação à característica de moda da frequência fundamental, era esperado algum problema em relação ao CCI, mas apenas obtiveram índices ruins de correlação as atividades: Frase 1 entre os dias 1 e 2 (0,292) e Frase 2 entre os dias 2 e 3 (0,356). Em geral, foram obtidos níveis de correlação entre moderado e bom. Estes resultados indicam que o sensor desenvolvido pode ser utilizado para análise clínica para extração da moda da frequência fundamental, pelo menos para vogal sustentada.

5.2.3 Energia

São apresentados, na Tabela 13, os resultados obtidos com a utilização do CCI em relação aos dados extraídos para a característica de energia.

Tabela 13 - CCI para os dados de energia.

Tarefas	Dias					
	1-2		2-3		3-4	
	CCI	Limites	CCI	Limites	CCI	Limites
/ɛ/ fraco	0,149	(-0,794; 0,59)	0,64	(0,255; 0,825)	0,546	(0,06; 0,78)
/ɛ/ habitual	0,372	(-0,3; 0,695)	0,707	(0,396; 0,858)	0,273	(-0,512; 0,648)
/ɛ/ forte	0,303	(-0,463; 0,663)	0,339	(-0,318; 0,673)	0,589	(0,152; 0,8)
Frase 1	-0,305	(-1,793; 0,376)	-0,235	(-1,577; 0,403)	0,348	(-0,349; 0,683)
Frase 2	0,319	(-0,376; 0,665)	0,451	(-0,137; 0,733)	0,112	(-0,872; 0,572)

Fonte: Elaborado pelo autor.

Em relação à energia, os níveis de correlação em sua maioria são ruins, apresentando alguns casos moderados e bons. Em função destas informações, não é indicado por enquanto, o protótipo desenvolvido para extração de energia, seja em vogal sustentada ou fala encadeada.

5.2.4 Jitter

São apresentados, na Tabela 14, os resultados obtidos com a utilização do CCI em relação aos dados extraídos para a característica de *jitter*.

Tabela 14 - CCI para os dados de *jitter*.

Tarefas	Dias					
	1-2		2-3		3-4	
	CCI	Limites	CCI	Limites	CCI	Limites
/ɛ/ fraco	0,503	(0,022; 0,752)	0,682	(0,346; 0,845)	-0,028	(-0,987; 0,483)
/ɛ/ habitual	0,337	(-0,374; 0,687)	0,612	(0,211; 0,81)	0,191	(-0,591; 0,597)
/ɛ/ forte	0,619	(0,238; 0,812)	0,708	(0,397; 0,858)	0,543	(0,089; 0,774)
Frase 1	0,794	(0,579; 0,9)	0,743	(0,47; 0,875)	0,249	(-0,542; 0,634)
Frase 2	0,624	(0,22; 0,817)	0,647	(0,294; 0,826)	0,658	(0,293; 0,834)

Fonte: Elaborado pelo autor.

Para o *jitter*, os níveis de correlação em sua maioria são moderados, apresentando alguns casos ruins. Em função destas informações, não é indicado por enquanto o protótipo desenvolvido para extração de *jitter*, seja em vogal sustentada ou fala encadeada.

5.2.5 Shimmer

São apresentados, na Tabela 15, os resultados obtidos com a utilização do CCI em relação aos dados extraídos para a característica de *shimmer*.

Tabela 15 - CCI para os dados de *shimmer*.

Tarefas	Dias					
	1-2		2-3		3-4	
	CCI	Limites	CCI	Limites	CCI	Limites
/ɛ/ fraco	0,475	(-0,81; 0,744)	0,606	(0,182; 0,809)	0,122	(-0,787; 0,570)
/ɛ/ habitual	0,461	(-0,98; 0,736)	0,534	(0,033; 0,774)	0,202	(-0,620; 0,609)
/ɛ/ forte	0,25	(-0,556; 0,636)	0,663	(0,31; 0,836)	-0,033	(-0,887; 0,464)
Frase 1	0,192	(-0,686; 0,609)	0,554	(0,074; 0,784)	0,409	(-0,204; 0,71)
Frase 2	0,099	(-0,722; 0,544)	0,527	(0,047; 0,767)	0,259	(-0,49; 0,635)

Fonte: Elaborado pelo autor.

Em relação ao *shimmer*, os níveis de correlação estão divididos entre moderados e ruins. Em função destas informações, não é indicado por enquanto, o protótipo desenvolvido para extração de *shimmer*, seja em vogal sustentada ou fala encadeada.

5.2.6 NHR

São apresentados, na Tabela 16, os resultados obtidos com a utilização do CCI em relação aos dados extraídos para a característica de *NHR*.

Tabela 16 - CCI para os dados de *NHR*.

Tarefas	Dias					
	1-2		2-3		3-4	
	CCI	Limites	CCI	Limites	CCI	Limites
/ɛ/ fraco	0,647	(0,293; 0,826)	0,795	(0,583; 0,9)	0,192	(-0,649; 0,605)
/ɛ/ habitual	0,68	(0,35; 0,843)	0,595	(0,183; 0,801)	-0,2	(-1,093; 0,503)
/ɛ/ forte	0,058	(-0,916; 0,539)	0,625	(0,231; 0,817)	0,118	(-0,638; 0,547)
Frase 1	0,051	(-0,915; 0,534)	0,042	(-0,953; 0,531)	0,226	(-0,614; 0,625)
Frase 2	0,128	(-0,754; 0,571)	0,677	(0,334; 0,843)	-0,034	(-1,124; 0,496)

Fonte: Elaborado pelo autor.

Para as medidas de *NHR*, a maioria dos resultados mostram níveis de correlação ruins. Em função desta informação, não é indicada a utilização do protótipo desenvolvido para extração de *NHR*, seja em vogal sustentada ou fala encadeada.

5.2.7 HNR

São apresentados, na Tabela 17, os resultados obtidos com a utilização do CCI em relação aos dados extraídos para a característica de *HNR*.

Tabela 17 - CCI para os dados de *HNR*.

Tarefas	Dias					
	1-2		2-3		3-4	
	CCI	Limites	CCI	Limites	CCI	Limites
/ɛ/ fraco	0,734	(0,462; 0,869)	0,787	(0,563; 0,896)	0,538	(0,038; 0,776)
/ɛ/ habitual	0,657	(0,303; 0,832)	0,779	(0,549; 0,892)	0,522	(0,008; 0,768)
/ɛ/ forte	0,667	(0,311; 0,838)	0,876	(0,746; 0,94)	0,639	(0,278; 0,822)
Frase 1	0,612	(0,197; 0,812)	0,747	(0,484; 0,877)	0,582	(0,132; 0,797)
Frase 2	0,533	(0,073; 0,769)	0,723	(0,438; 0,865)	0,561	(0,089; 0,787)

Fonte: Elaborado pelo autor.

De forma geral, para a medida de *HNR* o nível de correlação é bom. Esta informação indica que o sensor desenvolvido pode ser utilizado para análise clínica para extração do *HNR*, seja em vogal sustentada ou fala encadeada.

5.3 DISCUSSÃO

No presente trabalho foi analisada a reprodutibilidade intraexaminador (teste-reteste). Foram realizadas coletas de cinco tarefas de fala no intervalo de vinte e quatro horas, sem mudanças nas condições de realização dos experimentos, levando em conta a aplicabilidade do instrumento na avaliação da voz. Com intuito de evitar o abandono da pesquisa por parte das participantes devido à dificuldade de horários, o teste foi realizado em quatro dias consecutivos.

É possível observar que na análise de variação para todas as tarefas de fala em cada uma das medidas extraídas obteve-se significância estatística (valor-*p*<0,05). Esse resultado era esperado, visto que as tarefas de fala possuem faixas de valores distintas quando comparadas. Em relação à análise das atividades separadamente, observou-se igualdade entre os tratamentos (valor-*p*>0,05), com exceção apenas da moda da frequência fundamental, que apresentou hipótese alternativa em apenas uma das tarefas de fala (Frase 2).

Nos primeiros dias (1-2) de análise, para cada uma das medidas separadamente, observou-se que, em alguns casos, foram obtidos baixos valores de confiabilidade. Em sequência, nos dias 2 e 3, foi percebido o aumento no nível de confiabilidade das medidas. Acredita-se que esse aumento ocorreu devido à familiaridade das participantes com o processo de medição (ARAÚJO *et al.*, 2017). Por outro lado, a análise para os últimos dias (3 e 4) obteve

os piores resultados. Pode-se supor que as medidas foram afetadas pelo processo de fadiga vocal, ocasionado pelas atividades cotidianas das participantes durante a semana.

Na média da frequência fundamental observou-se entre os dias a predominância de níveis de correlação bons ($0,75 < CCI < 0,9$) e em alguns casos excelente ($CCI > 0,9$). Para a moda da frequência fundamental os níveis de correlação variaram entre moderado ($0,5 < CCI < 0,75$) e bom. Para a medida de energia foram obtidos níveis ruins ($CCI < 0,5$) de correlação. Na maioria dos casos para o *jitter* os níveis de correlação foram bons, apenas apresentando níveis de correlação ruins no início e final do experimento. Na medida de *shimmer*, foram observados níveis de correlação bons apenas no meio do experimento (dias 2-3). Nos outros dias, foram obtidos níveis de correlação ruins. Em relação ao *NHR*, algumas tarefas de fala entre os dias 2-3 obtiveram nível de correlação bom, porém, durante o resto do experimento os níveis de correlação foram em sua maioria ruins. Por fim, a medida de *HNR* apresentou índices de correlação bons entre os dias e em todas as tarefas de fala.

Levando em conta os níveis de correlação presentes na literatura (KOO; LI, 2016) e estudos que analisam a concordância entre as medidas adquiridas por protótipos, como o de ARAÚJO *et al.* (2017), é possível perceber que os resultados apresentados com o sensor piezoelétrico são confiáveis para análise clínica, em relação à extração de algumas das características. Medidas como a média da frequência fundamental e o *HNR*, que obtiveram excelentes resultados tanto para a Anova quanto o *CCI*, podem ser utilizadas na análise clínica, seja para fala encadeada ou vogal sustentada. No caso dos resultados estatísticos obtidos para a moda da frequência fundamental, é recomendado que esta medida seja utilizada apenas em vogal sustentada.

Em relação às medidas de *jitter*, *shimmer*, energia e *NHR*, não é recomendado a utilização do protótipo, visto que, a presença do ruído de quantização do conversor A/D pode ter alterado algumas características do sinal, apresentando maior influência nos valores dessas medidas. Diante disso, espera-se que mais estudos sejam realizados em relação à análise do ruído de quantização, como também o estudo de outras medidas da função vocal, para que futuramente o protótipo desenvolvido neste trabalho seja utilizado em pesquisas e na prática clínica de fonoaudiólogos e demais profissionais que atuem na avaliação da voz.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este trabalho investiga a concordância entre as medidas extraídas dos sinais de vibração capturados por um sensor piezoelétrico, em diferentes atividades de voz durante o processo de fonação. À vista disso, foram utilizadas análises estatísticas de variância (Anova) e concordância (CCI) dos dados adquiridos. Procurando garantir a confiabilidade de 95% neste estudo, foi realizado o planejamento amostral, objetivando determinar o número mínimo de amostras necessárias.

Participaram do estudo 32 mulheres na faixa etária entre 18 e 45 anos, cujas ocupações variam entre alunas do ensino técnico, de nível superior, da pós-graduação, assistentes administrativas e assistentes de serviços de alimentação. Não ocorreram queixas vocais por parte das participantes, apesar de não terem sido realizados exames médicos. As tarefas de fala realizadas foram duas frases do CAPE-V e a vogal /ε/ sustentada em três intensidades (fraca, habitual e forte). Foram realizadas quatro seções por pessoa totalizando 640 amostras.

Em relação aos resultados obtidos para a média da frequência fundamental e o *HNR*, é demonstrada confiabilidade na utilização do sensor desenvolvido em análises clínicas, seja em tarefas de vogal sustentada ou fala encadeada. Os resultados referentes à moda da frequência fundamental indicam o uso do protótipo apenas para tarefas de vogal sustentada. A utilização do protótipo para análise das outras medidas não é recomendada no momento, visto que, é necessária a minimização dos problemas relacionados ao ruído de quantização do conversor A/D da plataforma de aquisição.

De forma geral, os resultados alcançados neste estudo, indicam que o protótipo desenvolvido pode ser utilizado de maneira confiável, para análise das medidas de média da frequência fundamental e *HNR*. Apresentando vantagens como: baixo custo, não invasivo, confortável, adaptável a qualquer medida de circunferência de pescoço e fácil implementação. Estes resultados promissores anseiam novos estudos com a utilização do sensor piezoelétrico.

6.1 CONTRIBUIÇÕES DA PESQUISA

Dentre as contribuições desta pesquisa é possível destacar:

- Validação do sensor piezoelétrico para detecção da VPP;
- Análise estatística dos dados de VPP coletados para algumas medidas lineares do sistema de produção vocal;
- Implementação de um sensor de custo acessível para estudo da VPP, assim permitindo sua utilização em análises clínicas.

6.2 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Como sugestões para trabalhos futuros:

- Investigar o ruído de quantização;
- Investigar a utilização do sensor em grupos de pessoas que apresentem algum distúrbio vocal;
- Investigar faixas de normalidade para as medidas extraídas do sinal de vibração para utilização na análise clínica;
- Investigar a utilização de medidas lineares e não lineares com os dados de vibração;
- Comparar o dispositivo desenvolvido com equipamento existente no mercado;
- Desenvolvimento de um dispositivo que possibilite o monitoramento contínuo das atividades de voz, utilizando o sensor deste trabalho.

REFERÊNCIAS

ALJEHANI, H.; VAN STAN, J. H.; HILLMAN, R. E.; HAYNES C. W. Ambulatory Voice Monitoring of a Muslim Imam during Ramadan. **THE VOICE FOUNDATION 44TH SYMPOSIUM CARE OF THE PROFESSIONAL VOICE**, 2015.

ALZAMENDI, G. A. **Modelado Estocástico de la Fonación y Señales Biomédicas Relacionadas: Métodos en Espacio de Estados Aplicados al Análisis Estructural, al Modelado de la Fonación y al Filtrado Inverso**. 2016, 214 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica). Universidad Nacional Del Litoral, Santa Fé, Argentina, 2016.

ARAÚJO, T. G.; RODRIGUES, T. M.; FURLAN, R. M. M. M.; CASAS, E. B. D. L.; MOTTA, A. R. Avaliação da reproduzibilidade de um instrumento para medição da força axial da língua. In: **CoDAS**. Sociedade Brasileira de Fonoaudiologia, 2018.

ASHA-American Speech-Language-Hearing Association. **Consensus Auditory-Perceptual Evaluation of Voice (CAPE-V)**. ASHA Special Interest Group 3, Voice and Voice Disorders, Department of Communication Science and Disorders, University of Pittsburgh, 2009. Disponível em: <https://www.asha.org/uploadedFiles/ASHA/SIG/03/CAPE-V-Procedures-and-Form.pdf>. Acesso em: 30 de jul. 2020.

BANZI, M.; CUARTIELLES, D.; IGOE, T.; MARTINO, G. e MELLIS, D. **Arduino**. Versão 1.8.5, recuperada em 8 de junho de 2020. Disponível em: <https://www.arduino.cc/>

BEHLAU, M. **Voz: o livro do especialista**. vol. 1. Rio de Janeiro: Revinter, 2001.

BOERSMA, P.; WEENINK, D. **Praat: doing phonetics by computer [Computer program]**. Versão 6.1.16, recuperada em 6 de junho de 2020. Disponível em: <http://www.praat.org/>

BOLFARINE, H.; DE OLIVEIRA BUSSAB, W. **Elementos de amostragem**. Editora Blucher, 2005.

BRUTON, A.; CONWAY, J. H.; HOLGATE, S. T. Reliability: what is it, and how is it measured?. **Physiotherapy**, v. 86, n. 2, p. 94-99, 2000.

BUSSAB, W. O. **Análise de variância e de regressão: uma introdução**. 2. ed. São Paulo: Atual, 1988.

CARRASCO, E. R.; OLIVEIRA, G.; BEHLAU, M. Análise perceptivo-auditiva e acústica da voz de indivíduos gafes. **Revista CEFAC**, v. 12, n. 6, p. 925-935, 2010.

CASPER, J. K.; LEONARD, R. **Understanding voice problems: A physiological perspective for diagnosis and treatment**. Lippincott Williams & Wilkins, 2006.

CHWALEK, P. C.; MEHTA, D. D.; WELSH, B.; WOOTEN, C.; BYRD, K.; FROELICH, E.; MAUER, D.; LACIRIGNOLA, J.; QUATIERI, T. F.; BRATTAIN, L. J. Lightweight, on-body, wireless system for ambulatory voice and ambient noise monitoring. In: **2018 IEEE 15th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN)**. p. 205-209, 2018.

COLTON, R. H.; CASPER, J. K.; LEONARD, R. **Understanding voice problems: A physiological perspective for diagnosis and treatment.** Lippincott Williams & Wilkins, 2011.

COSTA, W. C. d. A. **Análise Dinâmica não Linear de Sinais de Voz para Detecção de Patologias Laríngeas.** 2012. 147 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica). Universidade Federal de Campina Grande. Campina Grande, 2012.

DA ROCHA, K. R.; JÚNIOR, A. J. B. ANOVA MEDIDAS REPETIDAS E SEUS PRESSUPOSTOS: ANÁLISE PASSO A PASSO DE UM EXPERIMENTO. **Revista Eletrônica Perspectivas da Ciência e Tecnologia-ISSN: 1984-5693**, v. 10, p. 29, 2018.

DESCRITORES em Ciências da Saúde: DeCS. 2019. ed. rev. e ampl. São Paulo: BIREME / OPAS / OMS, 2017. Disponível em: <<http://decs.bvsalud.org>>. Acesso em 22 de jun. 2017.

DRUMOND, F. T.; WERKEMA, M. C. C.; AGUIAR, S. **Análise de variância: comparação de várias situações.** 1. ed. Belo Horizonte: Editora UFMG, 1996.

ERTEKIN, C.; KIYLOGLU, N.; TARLACI, S.; TURMAN, A. B.; SECIL, Y.; AYDOGDU, I. Voluntary and reflex influences on the initiation of swallowing reflex in man. **Dysphagia**, v. 16, n. 1, p. 40-47, 2001.

ESPIRITO-SANTO, H.; DANIEL, F. Calcular e apresentar tamanhos do efeito em trabalhos científicos (3): Guia para reportar os tamanhos do efeito para análises de regressão e ANOVAs. **Revista Portuguesa de Investigação Comportamental e Social**, v. 4, n. 1, p. 43-60, 2018.

ESPRESSIF Systems (Shanghai) CO., LTD. **ESP 32 DEVKIT.** Disponível em: <https://www.espressif.com/en/products/hardware/esp32-devkitc/overview>. Acesso em: 02 de maio 2019.

ESTEVES, G. P.; JUNIOR, E. P. S.; NUNES, L. G.; GRECO, C. S.; MELO, P. L. Configurable portable/ambulatory instrument for the analysis of the coordination between respiration and swallowing. In: **2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology**. IEEE 2010. p. 90-93, 2010.

FERNANDES, E. M. G. P. **Estatística Aplicada.** Universidade do Minho, Braga, 1999.

FERREIRA, J. C.; PATINO, Cecilia Maria. O que realmente significa o valor-p?. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, v. 41, n. 5, p. 485-485, 2015.

FISHER, R. A. **Statistical methods for research workers.** 12 th ed. Oliver & Body, 1954.

FLORÊNCIO, V. O. **RELAÇÃO ENTRE A INTENSIDADE DA EMISSÃO VOCAL E MEDIDAS ACÚSTICAS EM PACIENTES COM DIFERENTES DISTÚRBIOS DE VOZ.** Dissertação de Mestrado (Pós-Graduação em Fonoaudiologia), Universidade Federal da Paraíba, 2019.

FRYD, A. **Estimating subglottal pressure from neck-surface acceleration.** Tese de Doutorado. MGH Institute of Health Professions, 2015.

GOMES, F. P. **Curso de estatística experimental.** 13 ed. Piracicaba: Nobel, 1990.

GONÇALVES, M. I. R.; PONTES, P. A. D. L.; VIEIRA, V. P.; PONTES, A. A. D. L.; CURCIO, D.; BIASE, N. G. D. Função de transferência das vogais orais do Português brasileiro: análise acústica comparativa. **Brazilian Journal of Otorhinolaryngology**, v. 75, n. 5, p. 680-684, 2009.

GUIMARÃES, I. **A ciência e a arte da voz humana.** Alcoitão, Escola Superior de Saúde de Alcoitão, 2007.

HAMMER, Ø.; HARPER, D. A. T.; RYAN, P. D. **PAST: Paleontological statistics software package for education and data analysis.** Palaeontology Electronica 4(1): 9pp, 2001.

HILLMAN, R. E.; MEHTA, D. D. Ambulatory monitoring of daily voice use. **Perspectives on Voice and Voice Disorders**, v. 21, n. 2, p. 56-61, 2011.

HIRANO, M. Laryngeal histopathology. **Understanding voice problems.** Baltimore: Willians & Wilkins, p. 51-72, 1990.

HOLBROOK, A.; ROLNICK, M. I.; BAILEY, C. W. Treatment of vocal abuse disorders using a vocal intensity controller. **Journal of Speech and Hearing Disorders**, v. 39, n. 3, p. 298-303, 1974.

ISSHIKI, N.; YANAGIHARA, N.; MORIMOTO, M. Approach to the objective diagnosis of hoarseness. **Folia Phoniatrica et Logopaedica**, v. 18, n. 6, p. 393-400, 1966.

JESUS, L. B. **Saúde vocal dos professores: métodos diagnósticos e saúde do trabalhador.** 2018, 63 f. Dissertação (Mestrado em Saúde Pública). Fundação Oswaldo Cruz, Escola Nacional de Saúde Pública Sergio Arouca, Rio de Janeiro, 2018

JIANG, J.; LIN, E.; HANSON, D. G. Vocal fold physiology. **Otolaryngologic Clinics of North America**, v. 33, n. 4, p. 699-718, 2000.

KOO, T. K.; LI, M. Y. A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. **Journal of chiropractic medicine**, v. 15, n. 2, p. 155-163, 2016.

LEO, D. J. **Engineering analysis of smart material systems.** John Wiley & Sons, 2007.

LEWIS, D. G. **Análise de variância.** 1. ed. Sao Paulo: Harbra, 1995.

MAIA, A. G. **Econometria: conceitos e aplicações.** Saint Paul Editora, 2019.

MARTINS, E. G. Noções Básicas sobre Amostragem-Introdução à Inferência Estatística. **Departamento de Estatística e Investigação Operacional**, Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa, 2001.

MATLAB. **Matlab versão 8.5.0 (R2015a)**. Natick, Massachusetts: The MathWorks Inc. 2015.

MCDAID, D.; COOKSON, R.; MAYNARD, A.; SASSI, F. Evaluating health interventions in the 21st century: old and new challenges. **Health Policy**, v. 63, n. 2, p. 117-120, 2003.

MCGRAW, K. O.; WONG, S. P. Forming inferences about some intraclass correlation coefficients. **Psychological methods**, v. 1, n. 1, p. 30, 1996.

MEHTA, D. D.; CHWALEK, P. C.; QUATIERI, T. F; BRATTAIN, L. J. Wireless Neck-Surface Accelerometer and Microphone on Flex Circuit with Application to Noise-Robust Monitoring of Lombard Speech. In: **INTERSPEECH**. p. 684-688, 2017.

MEHTA, D. D.; VAN STAN, J. H.; HILLMAN, R. E. Deriving Acoustic Voice Quality Measures from Subglottal Neck-Surface Acceleration. **MGH INSTITUTE OF HEALTH PROFESSIONS**, 2014.

MEHTA, D. D.; ZANARTU, M.; FENG, S. W.; CHEYNE II, H. A.; HILLMAN, R. E. Mobile Voice Health Monitoring Using a Wearable Accelerometer Sensor and a Smartphone Platform. In: **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 59, n. 11, 2012.

MINISTÉRIO da Saúde. **Distúrbio de Voz Relacionado ao Trabalho – DVRT**. Secretaria de Vigilância em Saúde. Departamento de Vigilância em Saúde Ambiental e Saúde do Trabalhador. Disponível em:
http://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/disturbio_voz_relatcionado_trabalho_dvrt.pdf. Acesso em: 01 de maio 2019.

NOLAN, M.; MADDEN, B.; BURKE, E. Accelerometer based measurement for the mapping of neck surface vibrations during vocalized speech. In: **2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**. IEEE 2009, p. 4453-4456, 2009.

OHLSSON, A. C.; BRINK, O. LOFQVIST, A. A voice accumulator—validation and application. **Journal of Speech, Language, and Hearing Research**, v. 32, n. 2, p. 451-457, 1989.

PERLINGEIRO, A. R.; PIMENTA, G. M; SILVA, S. E.d. **Geração De Energia Através De Materiais Piezoeletricos**. 2016. 62 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Mecânica). Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca - CEFET/RJ, Rio de Janeiro, 2016.

PERTENCE JÚNIOR, A. **Eletrônica analógica: amplificadores operacionais e filtros ativos**. Sexta Edição. 2003.

RABINER, L. R.; SCHAFER, R. W. Introduction to digital speech processing. **Foundations and trends in signal processing**, v. 1, n. 1, p. 1-194, 2007.

SHROUT, P. E.; FLEISS, J. L. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. **Psychological bulletin**, v. 86, n. 2, p. 420, 1979.

SOUSA, N. **Planejamento experimental usando ANOVA de 1 e 2 fatores com R: uma breve abordagem prática.** 1. ed. Lisboa: Editora Universidade Aberta, 2017.

SZABO, A.; HAMMARBERG, B.; HAKANSSON, A.; SODERSTEN, M. A voice accumulator device: Evaluation based on studio and field recordings. **Logopedics Phoniatrics Vocology**, v. 26, n. 3, p. 102-117, 2001.

TEIXEIRA, J. P.; FERREIRA, D.; CARNEIRO, S. M. Análise acústica vocal-determinação do *Jitter* e *Shimmer* para diagnóstico de patologias da fala. In: **6º Congresso Luso-Moçambicano de Engenharia, 3º Congresso de Engenharia de Moçambique**. INEGI, 2011.

TITZE, I. **Princípios da Produção Vocal.** National Center for Voice & Speech, 2013.

TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. **Princípios de Anatomia e Fisiologia.** 12^a edição. Rio de Janeiro: Ed. 2010.

VAN STAN, J. H.; GUSTAFSSON, J.; SCHALLING, E.; HILLMAN, R. E. Direct Comparison of Three Commercially Available Devices for Voice Ambulatory Monitoring Biofeedback. **Perspectives on Voice and Voice Disorders**, v. 24, p. 80-86, 2014.

VASSALI, M. R.; de SEIXAS, J. M.; ESPAIN, C. Reconhecimento de Voz em Tempo Real Baseado na Tecnologia dos Processadores Digitais de Sinais. **XVIII Simposio Brasileiro de Telecomunicagões**, Setembro 2000.

VIEIRA, V. J. D. **Avaliação de distúrbios da voz por meio de análise de quantificação de recorrência,** f 195. Dissertação de Mestrado (Pós-graduação em Engenharia Elétrica), Instituto Federal da Paraíba, João Pessoa-PB, 2014.

YUMOTO, E.; GOULD, W. J.; BAER, T. Harmonic-to-Noise Ratio as an Index of the Degree of Hoarseness. **Journal of the Acoustical Society of America**, 71, 1544-1550, 1982.

YUMOTO, E. The quantitative evaluation of hoarseness: A new harmonics to noise ratio method. **Archives of Otolaryngology**, v. 109, n. 1, p. 48-52, 1983.

APÊNDICE A – Tabelas com as características extraídas dos sinais de vibração

LOCUTORA	MODA DA FREQUÊNCIA FUNDAMENTAL				FRASE 1				FRASE 2								
	/ε/ FRACO		/ε/ HABITUAL		/ε/ FORTE		/ε/ FORTE		/ε/ FRACO		/ε/ HABITUAL						
	DIA 1	DIA 2	DIA 3	DIA 4	DIA 1	DIA 2	DIA 3	DIA 4	DIA 1	DIA 2	DIA 3	DIA 4	DIA 1	DIA 2	DIA 3	DIA 4	
1	264	259	249	242	259	241	234	230	221	246	239	230	231	243	266	258	228
2	240	224	246	245	236	227	221	251	238	229	235	221	223	248	229	216	219
3	220	199	232	259	228	241	208	183	227	225	222	221	215	228	222	231	229
4	248	216	206	211	219	233	206	219	223	211	248	210	231	218	211	242	213
5	247	200	190	218	207	253	221	227	224	222	246	203	211	206	212	257	204
6	223	205	213	202	207	246	199	206	218	197	233	192	197	216	200	229	191
7	236	226	153	212	208	255	198	211	200	202	234	193	237	200	216	241	196
8	199	200	191	206	197	238	208	194	99	215	190	205	183	183	215	207	197
9	252	210	210	212	221	268	218	202	193	229	264	233	203	192	241	280	219
10	187	158	185	160	171	190	155	178	183	174	193	166	199	169	166	197	191
11	295	200	169	194	211	337	218	205	214	251	349	295	198	231	314	336	278
12	249	211	228	229	222	231	219	232	215	224	247	229	249	233	229	243	227
13	323	302	307	273	301	285	265	314	245	275	281	265	179	280	274	293	266
14	227	190	198	187	188	228	204	214	210	201	238	186	196	185	197	227	205
15	231	195	232	206	214	237	202	242	205	220	257	214	229	200	244	262	234
16	250	232	220	224	234	253	220	222	229	248	216	200	215	241	264	218	224
17	220	209	227	224	219	229	195	225	229	202	222	213	220	224	207	250	201
18	191	184	188	211	186	189	180	225	185	183	202	195	184	182	202	201	185
19	238	228	205	210	203	236	213	189	181	228	193	187	225	174	208	200	167
20	249	197	229	208	200	247	210	222	197	204	240	204	242	204	210	237	204
21	273	239	226	225	255	265	213	239	228	239	293	238	235	235	262	275	248
22	191	191	77	194	183	215	200	82	123	198	227	181	179	227	188	215	178
23	216	218	198	166	238	225	236	200	205	217	212	201	190	188	202	240	194
24	229	198	210	192	202	223	196	211	209	200	227	196	206	189	199	226	186
25	230	205	192	113	209	236	204	228	208	215	225	200	239	208	215	233	207
26	218	180	191	183	169	207	173	178	180	185	198	166	171	183	186	201	183
27	226	204	215	196	187	214	186	87	197	192	201	194	221	182	187	216	201
28	216	185	194	174	202	217	199	167	188	205	217	199	198	175	197	234	205
29	207	167	185	183	182	204	178	211	202	186	206	191	218	196	177	198	180
30	250	201	207	212	215	231	204	212	207	214	212	191	212	193	198	239	194
31	207	191	203	207	200	219	203	215	203	199	211	179	186	206	199	226	211
32	230	230	236	213	211	226	230	224	211	218	207	203	196	188	200	214	223

LOCUTORIA	HNR											
	/e/ FRACO				/e/ HABITUAL				/e/ FORTE			
	DIA 1	DIA 2	DIA 3	DIA 4	DIA 1	DIA 2	DIA 3	DIA 4	DIA 1	DIA 2	DIA 3	DIA 4
1	24,051	22,36	18,984	20,924	28,193	24,74	26,26	28,824	30,213	30,971	30,24	30,907
2	19,986	24,607	23,791	21,989	18,12	29,644	27,527	25,642	16,494	27,918	26,367	25,297
3	15,419	22,403	22,212	21,964	16,11	24,715	23,121	24,849	17,885	24,939	24,013	23,7
4	22,627	19	18,55	21,033	28,16	21,373	26,928	17,479	26,825	25,483	25,316	25,876
5	21,223	21,34	19,72	20,668	24,336	23,604	24,042	26,414	26,888	25,637	27,218	28,31
6	26,591	23,829	25,014	15,315	25,954	24,226	21,217	23,929	26,417	24,57	25,797	11,619
7	16,494	14,711	16,57	16,006	17,95	19,969	20,429	19,895	23,831	25,183	22,447	24,17
8	20,884	22,194	18,239	23,402	19,005	25,802	20,721	28,091	19,999	28,257	22,86	26,852
9	18,551	16,454	22,054	13,995	20,25	23,533	25,18	1,593	25,797	27,334	24,013	18,127
10	18,262	19,067	19,985	12,328	25,506	20,447	20,205	17,107	21,771	16,623	23,478	16,191
11	27,449	28,133	24,787	25,864	29,868	30,71	28,079	26,284	29,016	28,71	26,417	30,263
12	18,734	19,465	20,862	14,257	24,068	23,868	20,899	16,641	25,572	26,413	23,251	22,204
13	25,668	22,029	22,03	16,367	28,48	25,957	24,181	20,334	31,254	27,873	28,192	13,769
14	18,645	21,643	17,963	24,413	19,639	24,769	21,418	24,484	26,204	24,014	22,516	25,446
15	18,113	20,535	25,034	23,709	25,771	27,925	26,331	27,258	29,024	28,493	28,648	28,052
16	19,403	18,362	14,217	16,472	19,502	21,577	20,575	18,128	23,599	24,157	23,46	22,211
17	15,057	16,763	16,761	17,842	17,001	17,128	17,69	20,982	19,662	19,299	19,941	20,467
18	19,608	17,475	17,125	21,485	23	22,177	23,022	26,33	28,207	23,948	26,218	28,614
19	23,672	19,914	15,634	16,982	21,461	27,053	20,555	16,68	22,646	25,452	23,853	20,547
20	19,755	22,206	20,313	18,316	27,957	24,756	26,523	26,906	31,872	30,194	26,425	14,502
21	24,133	23,011	22,167	24,115	28,646	27,529	29,908	27,55	28,226	26,706	27,671	28,203
22	17,018	19,639	18,289	21,921	20,035	18,696	19,442	21,566	21,41	22,237	22,863	20,838
23	22,097	13,662	16,401	16,471	28,729	20,059	22,535	18,924	25,786	19,157	19,353	19,207
24	16,293	18,195	18,178	19,628	18,617	19,232	20,479	19,636	21,215	22,361	22,908	25,328
25	14,456	19,731	16,787	19,446	16,838	22,749	20,469	24,418	7,653	22,971	21,558	23,052
26	14,102	18,484	18,824	14,765	18,123	19,491	22,504	21,753	22,098	22,439	19,664	12,787
27	11,545	13,146	13,295	13,519	13,148	15,018	14,671	15,849	17,471	15,231	18,663	18,785
28	15,633	23,971	15,504	21,586	28,511	23,48	12,663	18,875	20,619	15,084	18,618	16
29	25,98	25,291	26,101	22,808	29,394	28,961	26,054	24,35	27,049	23,841	22,095	15,985
30	20,038	23,94	21,128	24,109	26,385	26,292	20,268	26,051	31,002	27,903	29,303	28,087
31	22,402	23,242	18,491	21,306	18,317	25,075	24,685	25,468	25,774	25,741	28,651	27,247
32	23,63	26,646	24,503	25,378	28,596	29,801	28,123	31,62	31,299	28,448	27,711	29,845

FRASE 2

HNR

FRASE 1

HNR

FRASE 2

HNR

APÊNDICE B – Projeto completo submetido ao CEP

**Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica**

**MESTRADO EM ENGENHARIA
ELÉTRICA**
Projeto de Pesquisa

Autor:
Igor Forcelli Silva

Orientadora:
Suzete Elida Nóbrega Correia

Coorientadora:
Silvana Luciene do Nascimento Cunha Costa

Linha de Pesquisa:
Processamento de Sinais

João Pessoa, 2019

Plataforma de aquisição de sinais referentes a saúde vocal por meio da vibração da pele do pescoço

1. INTRODUÇÃO

1.1 Formulação do problema

A comunicação oral é extremamente utilizada no cotidiano, seja para o cumprimento de atividades profissionais ou lazer (ABORL-CCF, 2004). O processo de fonação consiste no efeito combinado entre a movimentação dos pulmões, a estrutura formada pelas cavidades laríngea, oral e nasal, em conjunto com a vibração das pregas vocais, resultando na criação das ondas sonoras e formando a voz (TORTORA e DERRICKSON, 2010).

Atualmente, um terço das ocupações profissionais necessitam do uso da voz (VILKMAN, 2004). No Brasil, entre os anos de 2002 a 2015, ocorreu um crescimento de 34,5% de pessoas que utilizam a voz como instrumento de trabalho (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2018). Dentre os profissionais que fazem uso da voz exaustivamente é possível destacar os professores, cantores, ambulantes, atendentes de telemarketing e radialistas. Com o aumento da quantidade de pessoas que utilizam a voz nas suas atividades laborais, é de se esperar que haja um aumento de problemas relacionados à saúde vocal.

Esses problemas são chamados de distúrbios vocais, que afetam a produção da voz, causando disfonia (dificuldade na emissão da voz) e aferia (perda parcial ou total da voz), ocasionando também problemas na altura e tom da voz. As prováveis causas para surgimento desses distúrbios, podem ser: o uso inadequado da voz, o abuso vocal, o uso de drogas e as patologias na laringe (De.C.S., 2019).

Dentre os fatores ligados ao uso inadequado da voz, são destacados:

- ✓ O aumento de tensão ou esforço, que está ligado ao aumento da intensidade da voz, podendo causar tensão nos músculos responsáveis pela produção da fala. Este fator em alguns casos pode ocasionar dores ao falar (BEHLAU, 2001; COLTON, CASPER e LEONARD, 2006).

- ✓ O uso inadequado de frequência, que está relacionado a frequência de vibração das pregas vocais do indivíduo. Podendo ser percebido quando a frequência vocal do locutor difere da média do gênero ou idade. A média da frequência fundamental encontrada no português brasileiro é de 113 Hz para homens, 220 Hz para mulheres, e 240 Hz para crianças (COLTON, CASPER e LEONARD, 2006).
- ✓ Os distúrbios psicogênicos, que estão ligados a problemas emocionais como traumas físicos ou conflitos familiares. Problemas psicológicos durante a infância, podem contribuir para o surgimento de afonia ou disfonia (HIRSCHBERG *et. al.*, 1982).

O abuso vocal está ligado a comportamentos como o aumento da intensidade vocal por longo período por conta de alto ruído ambiental; o uso excessivo da voz na presença de inflamação ou patologias laríngeas; tosse e pigarro em excesso e fala com aspecto barulhento (crianças em idade escolar) (COLTON, CASPER e LEONARD, 2006; HIRSCHBERG *et. al.*, 1982).

O uso de drogas não é um comportamento vocal, mas pode trazer malefícios a fisiologia da fonação. Os efeitos causados são: alterações na coordenação da fala, comprometimento do fluxo aéreo, mudanças na estrutura das pregas vocais e irritação do tecido laríngeo (COLTON, CASPER e LEONARD, 2006).

As patologias laríngeas podem ter relação com distúrbios orgânicos (relacionados ao abuso vocal) ou a distúrbios neurológicos (relacionados a falha no funcionamento dos órgãos que constituem o sistema de produção da voz). No conjunto de patologias orgânicas, podem ser citadas: os nódulos, os pólipos, os cistos, os edemas e as laringites. Dentre as patologias neurológicas, estão presentes a paralisia e paresia nas pregas vocais (VIEIRA, 2014).

Os métodos comumente utilizados para a avaliação dos distúrbios vocais são: auto avaliação, análise visual das pregas vocais, avaliação aerodinâmica, análise perceptivo auditiva da voz e análise acústica do sinal de voz (COLTON, CASPER e LEONARD, 2006). Os exames para a detecção de doenças relacionadas à voz, em sua maioria são invasivos, causam desconforto ao paciente, como também não garantem a detecção imediata de distúrbios como a hiperfunção vocal (causada pelo uso inadequado

da voz), sendo necessária a avaliação contínua do paciente (HILLMAN e MEHTA, 2011).

Dentre esses métodos, é possível destacar a laringoscopia e eletroglotografia (EGG), que necessitam de local especializado, equipamentos de custo elevado e têm caráter periódico. Por conta desses fatores, a análise acústica tem sido empregada com frequência, consistindo na caracterização de um sinal sonoro e determinando de forma não invasiva a qualidade vocal do indivíduo (QUATIERI, 2001; RUFINER, 2009). O principal problema é que essa análise é sensível a ruídos acústicos (LOIZOU, 2007; RUFINER, 2009).

1.2 Justificativa

Diversos são os estudos para desenvolvimento de dispositivos que permitam a avaliação contínua das atividades vocais do paciente (MEHTA et al. 2014; FRYD et al. 2015; VAN STAN et al. 2014; MEHTA et al. 2017), dentre eles os que detectam a vibração da pele do pescoço, causando o mínimo de desconforto ao paciente, o sinal adquirido é robusto a ruídos acústicos e tem grande utilidade no estudo da atividade glótica (ALZAMENDI, 2016).

Com o estudo da vibração da pele do pescoço (VPP), foi percebido que em relação aos outros métodos como análise acústica e eletroglotografia, a VPP apresenta mais vantagens, pois os sensores utilizados (acelerômetro, piezoresistivo e piezoelétrico), possuem custo mais baixo e condicionamento de sinal mais simples (ALZAMENDI, 2016).

Em comparação com os trabalhos existentes, a utilização do sensor piezoelétrico possibilita uma enorme redução no custo do produto final, como também simplifica a construção do protótipo, visto que o sensor gera um sinal elétrico proporcional a deformação do tecido em que é submetido. Apesar do sinal gerado ser de baixa amplitude é possível realizar sua amplificação com um circuito de instrumentação.

Diante disto, é proposto neste trabalho o desenvolvimento de uma plataforma de baixo custo para aquisição dos sinais de vibração da pele do pescoço por intermédio do sensor de vibração piezoelétrico. Para aquisição das vibrações durante o processo de

fonação, os dados serão armazenados em um cartão SD, com objetivo de analisar parâmetros referentes a saúde vocal, como: frequência fundamental, jitter e shimmer. Inicialmente serão utilizados parâmetros que estejam ligados a frequência fundamental da voz, mas podendo não se ater somente aos mesmos. Por fim, será utilizado o Coeficiente de Correlação Interclasse (CCI) com base nos parâmetros de qualidade vocal adquiridos, para estudar a viabilidade para reprodução do protótipo.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Implementar uma plataforma que permita a aquisição de sinais provenientes da vibração da pele do pescoço, durante o processo de fonação, para análise de parâmetros referentes a saúde vocal.

2.2 Objetivos específicos

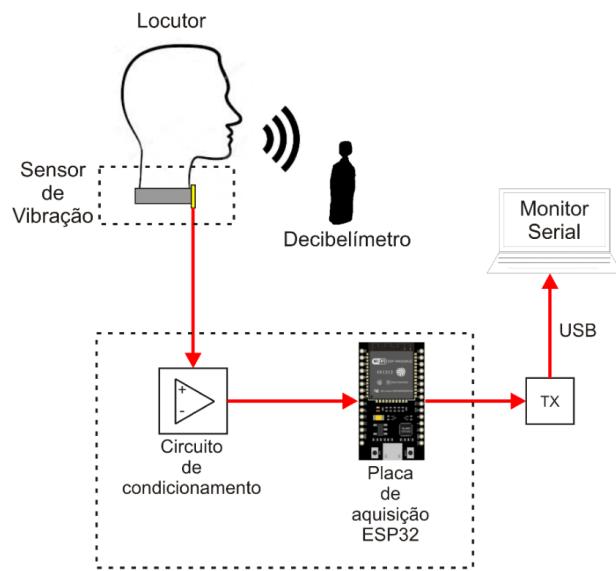
- Realizar a aquisição dos sinais da VPP utilizando o sensor piezoelettrico;
- Filtrar os sinais adquiridos;
- Extraír e analisar os parâmetros referentes a saúde vocal como: frequência fundamental, *jitter* e *shimmer*.
- Avaliar a viabilidade de reprodução do protótipo com o uso do Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI).

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Sistema proposto

O sistema que será desenvolvido nesse trabalho é composto por um colar contendo o sensor piezoelétrico ou acelerômetro, no caso o piezoelétrico necessita da conexão com um circuito de condicionamento, os sensores são conectados com um micro controlador que fica alocado na cintura. Possui alimentação elétrica igual a cinco volts contínua e corrente elétrica restrita a 10 mili amperes. Estes níveis de tensão e corrente em contato com o corpo humano pode causar pequenos formigamentos, os quais são inferiores ao de bateria utilizada para funcionamento de eletrônicos (como o controle de um videogame). O sistema é leve e a caixa com o micro controlador será colocada na cintura como uma pochete, suas dimensões são aproximadamente 4 x 7 x 9 centímetros. O diagrama esquemático do sistema é apresentado na Figura 1.

Figura 1 Diagrama esquemático do sistema desenvolvido.



Fonte: Elaborada pelos autores.

O sinal de vibração das pregas vocais é captado por um colar onde se encontram os sensores de vibração. Para ser utilizado no pescoço o sensor deve ser fino, leve, além de não poder causar desconforto ao usuário. É feita a conexão pela entrada analógica da placa ESP32, que se comunicará com o computador via cabo USB (*Universal Serial Bus*) e apresentará no monitor serial os valores referentes ao sinal adquirido. Adicionalmente foi utilizado um decibelímetro, para que em cada seção o locutor emita sua voz em três níveis: fraco, confortável e forte. O sinal do sensor de vibração é capturado, com intuito de extrair as medidas de frequência fundamental, *jitter* e *shimmer*.

3.2 Procedimento de captura dos dados

O indivíduo fará uso dos protótipos que consiste em um colar, que possui um dos sensores utilizados, ao vestir o colar o sensor ficará em contato com a pele e localizado o início do osso esterno. Ao sustentar uma vogal como /a/ ou repetir uma frase específica, a vibração produzida será adquirida pelo sensor e armazenada pela plataforma.

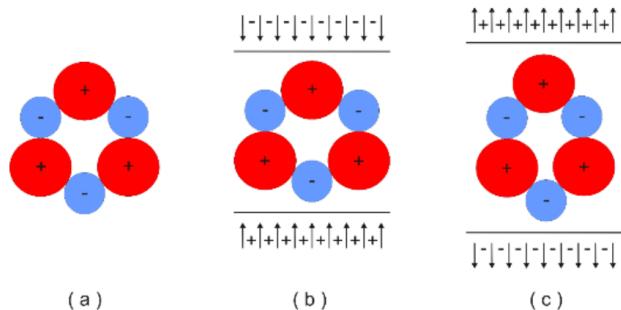
Serão efetuadas três seções de experimentos por dia durante trinta dias, cada seção será efetuado o experimento três vezes, com intuito de avaliar a intensidade de voz (fraca, confortável e forte). Cada seção deve durar em torno de vinte minutos, estas serão efetuadas dentro do IFPB no laboratório de Fibras Ópticas.

3.3 Sensor Piezoelétrico

Alguns materiais quando é aplicada uma deformação mecânica, seja ela pressão ou tensão, geram cargas elétricas em sua superfície, proporcional à deformação aplicada. Os materiais que ocasionam este efeito são chamados de piezoelétricos. O fenômeno foi descoberto em 1880 pelos irmãos Currie. O efeito é reversível, ou seja, se em vez de aplicar deformação mecânica for aplicada uma diferença de potencial nos terminais do dispositivo o mesmo se deformará mecanicamente (PERLINGEIRO, 2016). Materiais como quartzo, turmalina, topázio, entre outros, exibem o efeito piezoelétrico em seu estado natural. Na Figura 2, é apresentada a estrutura do quartzo, possuindo dois átomos de oxigênio (cargas negativas) e um de silício (carga positiva).

Os átomos formam um hexágono, que em seu estado natural (sem aplicação de deformação mecânica) possuem carga nula. Porém, quando é aplicado algum tipo de deformação, como as de compressão ou tração, ocorre um desbalanceamento de cargas, gerando cargas elétricas externas.

Figura 2 Estrutura atômica do quartzo. (a) estado natural; (b) efeito de compressão; (c) efeito de tração.



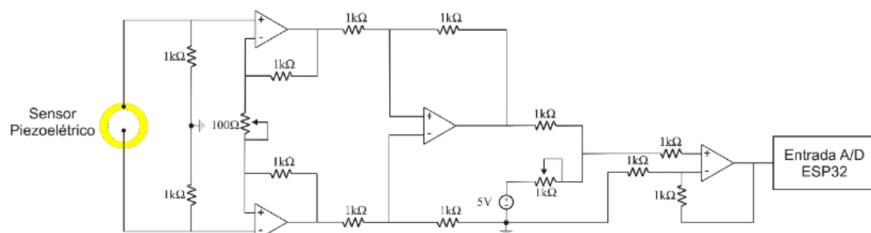
Fonte: Adaptado de Leo, 2007.

O sensor utilizado foi um piezoeletônico comercial de \varnothing 35 mm, facilmente encontrado no comércio e com preço acessível, consegue detectar vibrações de até 20 kHz.

3.3.1 Circuito de condicionamento

Pelo fato da tensão gerada, provocada pela vibração no sensor, ser inferior a 4,9 mV durante a vibração no processo de fala, foi necessário amplificar a tensão gerada. Para preservar tanto o ciclo positivo quanto o negativo do sensor durante a vibração, foram utilizados dois resistores em série com o ponto central na referência do circuito. No caso da impossibilidade de medições negativas pela plataforma de aquisição, o sinal foi deslocado em 3,3V. O circuito descrito é apresentado na Figura 3.

Figura 3 Circuito para condicionamento do sinal piezoeletônico.



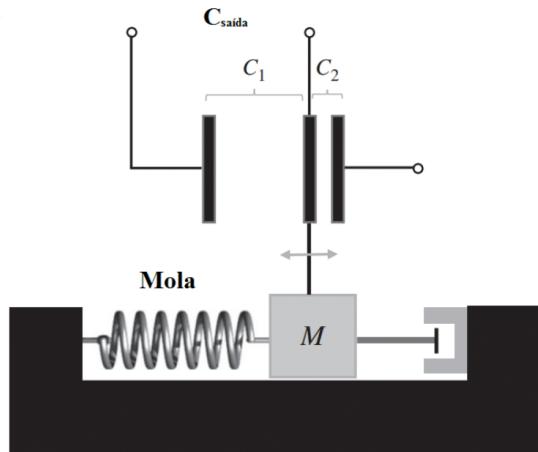
Fonte: Elaborada pelos autores.

3.4 Sensor Acelerômetro

O acelerômetro é um sensor da família *Micro Electro Mechanical Sensors* (MEMS – Microssensores Eletromecânicos). A funcionalidade do acelerômetro é baseada na segunda lei de Newton. Quando há uma aceleração, promovida por um deslocamento, é desenvolvida uma força em uma massa anexada a uma superfície de silício. O fluido geralmente utilizado é o ar, atuando como um amortecedor. O sistema do acelerômetro é calculado como um sistema de segunda ordem. Pelo fato de espaço de deslocamento ser limitado, a largura de banda de resposta do sensor também é limitada. A resposta do sensor na frequência não é uniforme, pelo fato de ser afetada pela velocidade de aceleração do sensor (ELWENSPOEK; WIEGERINK, 1993).

Os acelerômetros são construídos baseados em princípios já existentes comumente utilizado em outros sensores, como o efeito piezo elétrico e o efeito capacitivo. O acelerômetro piezo elétrico produz sinal de corrente alternada à medida que ocorre uma vibração ou choque mecânico (DOSCHER, 2005). Acelerômetros capacitivos utilizam o efeito da capacitância para detectar a distância de uma massa e determinar sua aceleração, quando aplicada uma força direcional em um sistema massa mola. A Figura 4 ilustra o funcionamento de um acelerômetro capacitivo. Esse tipo de sensor possui alta precisão e estabilidade, além de serem menos propensos a ruídos pela variação de temperatura (ELWENSPOEK; WIEGERINK, 1993).

Figura 4: Princípio base de um acelerômetro capacitivo.



Fonte: Adaptado de Button, 2015.

3.4.1 Acelerômetro MPU

O acelerômetro proposto nesse projeto, é o módulo MPU 6050. O módulo MPU é um conjunto de sensores MEMS, possuindo um giroscópio e um acelerômetro capacitivo. Sendo compatível com a comunicação I2C que é um protocolo de comunicação mestre escravo. Facilitando a comunicação com diversas plataformas microcontroladoras e microprocessadoras, como a Esp32 e o Raspberry, por exemplo. A Figura 5 apresenta o módulo do sensor MPU-6050.

Figura 5 Módulo sensor MPU-6050.



Fonte: Elaborada pelos autores.

O acelerômetro em questão, possui três eixos X, Y e Z. Com frequência de amostragem máxima de 1000 Hz.

As especificações do acelerômetro no MPU-6050 são:

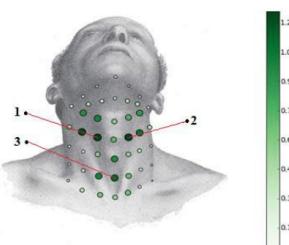
- Tensão de alimentação 2,5 volts para o chip e 5 volts para o módulo;
- Temperatura máxima: 85 °C;

- Temperatura mínima: -40 °C;
- Três eixos (X, Y e Z) com escalas programáveis de $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ e $\pm 16g$;
- Saída de 16 bits;
- Corrente em operação normal: $450 \mu A$;
- Baixo consumo de energia: $8,4 \mu A$ a $0,98$ Hz, $19,8 \mu A$ a $31,25$ Hz;
- Modo de descanso: $8 \mu A$;
- Tolerância a impacto de 10,000 g;
- Frequência máxima de comunicação com o protocolo I2C em todos os registradores: 400 kHz;

3.5 Posicionamento do Sensor

Com intuito de obter o melhor local no pescoço, para a detecção da vibração com o sensor, foram utilizadas as informações presentes no trabalho de Mark Nolan, Edward Burke e Brian Madden (2009), que apresenta um estudo acerca dos pontos de vibração mais influentes no pescoço, proveniente da fala, para a captura por um acelerômetro. Tais pontos foram utilizados para determinar o local de posicionamento de um aparelho de eletro-laringe, que tinha como finalidade estimular os músculos do pescoço. Ao realizar uma vibração local o aparelho produz uma voz robotizada, sendo utilizado em pessoas com paralisia vocal (NOLAN, MADDEN e BURKE, 2009). A Figura 6 ilustra as áreas principais para aquisição do sinal proveniente das vibrações nas pregas vocais.

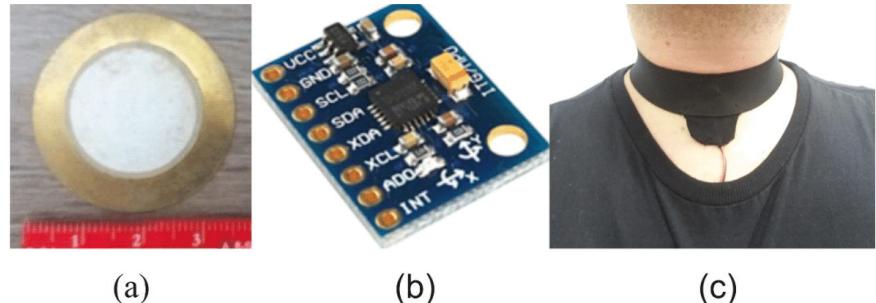
Figura 6 Regiões de sensibilidade.



Fonte: Adaptado de Nolan, Madden e Burke (2009).

Devido a simplicidade e praticidade de vestir o colar no locutor, foi escolhido o ponto 3, pelo fato desse ponto se localizar no início do osso esterno no pescoço. Foi desenvolvido um protótipo (colar) em tecido, para adequação do sensor. A Figura 7 ilustra os sensores e colar utilizados.

Figura 7 Sensores para a aquisição (a) sensor piezoelettrico utilizado. (b) sensor acelerômetro utilizado. (c) colar no local de utilização.



Fonte: Elaborada pelos autores.

3.7 Decibelímetro

Será feita a utilização de um decibelímetro (AKSO – Modelo: AK820) com intuito de efetuar a aquisição do sinal em três intensidades vocais, sendo: fraca, confortável e forte. Nas seções, durante o processo de fonação além do sinal de vibração também será registrado a intensidade vocal do indivíduo. O equipamento é apresentado na Figura 8.

Figura 8 Decibelímetro utilizado no estudo.



Fonte: Elaborada pelos autores.

3.8 Placa de aquisição ESP32

A placa para aquisição dos dados que será utilizada, é a ESP32 modelo DEVKIT, como apresentada na Figura 9, a qual é um módulo de alto desempenho para aplicações envolvendo conexão sem fio, possuindo baixo consumo de energia. A placa conta com o processador Xtensa® Dual-Core 32-bit LX6, 448 KBytes de memória ROM, 520 Kbytes de RAM, clock máximo de 240MHz, conexão Bluetooth e WiFi (Espressif Systems, Shanghai). A escolha do módulo é feita levando em conta seu baixo custo e capacidade de fornecer uma taxa de aquisição superior a 8000 amostras por segundo.

Figura 9 Placa de aquisição ESP32.



Fonte: Elaborada pelos autores.

3.9 Envio dos dados

Os sinais de vibração das pregas vocais dos locutores são enviados simultaneamente durante o processo de fonação. O sinal do piezoelétrico possui uma taxa de 8000 amostras por segundo, enquanto o do acelerômetro 1000 amostras por segundo.

O sinal de vibração do piezoelétrico passa pelo circuito de condicionamento, depois é conectado à uma porta analógica da placa de aquisição. Por fim, é enviado por conexão USB (*Universal Serial Bus*), sendo plotado na serial da IDE (*Integrated Development Environment*) do programa Arduino. Os dados da serial serão salvos em um arquivo de texto e com ajuda do programa Matlab, este arquivo é convertido em WAV.

3.10 Processamento

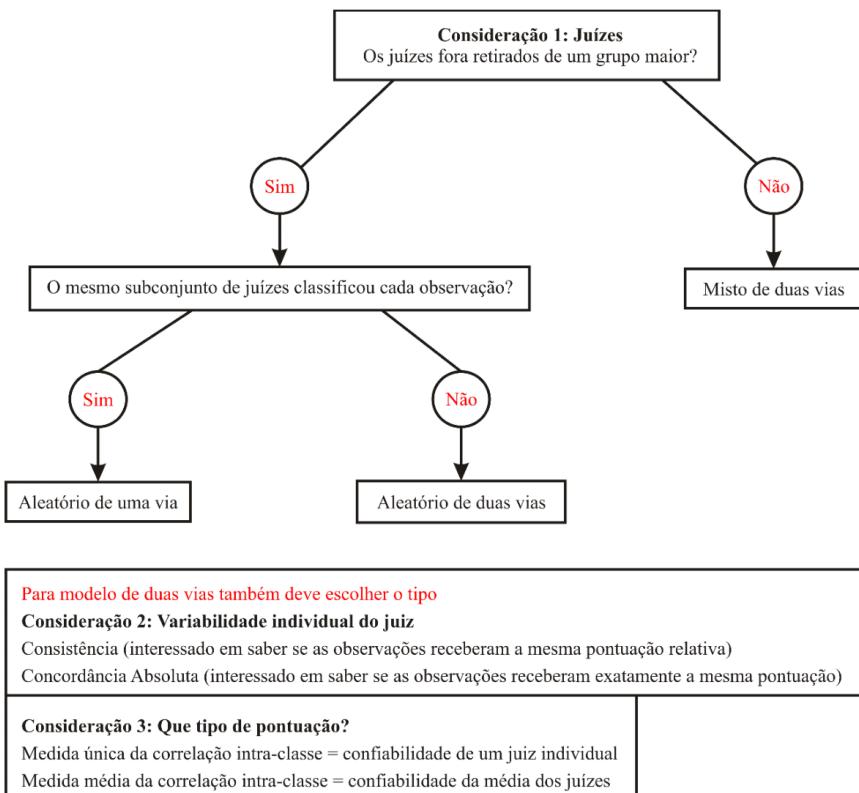
Possuindo os sinais de vibração de cada locutor, é necessária a utilização de filtros digitais, com a função de eliminar possíveis ruídos eletromagnéticos, provenientes da rede elétrica. Em seguida, os dados de vibração de cada um dos locutores, serão analisados para extração das características temporais dos sinais, que são: frequência fundamental, *jitter* e *shimmer*. Estas medidas são comumente utilizadas na avaliação da saúde vocal.

3.11 Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI)

Após o processamento dos sinais obtidos, com o objetivo de determinar a confiabilidade das medidas efetuadas neste estudo será feito uso do Coeficiente de Correlação Intraclass (*Intraclass correlation coefficient*), que é uma das ferramentas estatísticas mais utilizadas para mensurar a confiabilidade de medidas. O CCI é utilizado para mensurar a homogeneidade de duas ou mais medidas e é interpretado como a proporção da variabilidade total atribuída ao objeto medido (SHROUT e FLEISS, 1979). Dentre suas várias aplicações uma que comumente faz uso desse coeficiente é para medição de precisão em instrumentos de medidas.

Para determinar a forma correta de estimativa do CCI, devem ser respondidas uma série de questões, na Figura 10 é apresentado o modelo de decisão para determinar o CCI.

Figura 10 Modelo de decisão para determinação do CCI.



Fonte: Adaptado de Matos, 2013.

4. CRONOGRAMA DE ATIVIDADES

Para a realização da pesquisa, são propostas as etapas apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1 Cronograma de atividades para execução da pesquisa.

Etapas	Início	Término
Seleção de pessoas para o estudo	30/09/2019	15/10/2019
Aquisição dos dados de vibração junto com a intensidade vocal, fornecida pelo dosímetro	16/10/2019	16/11/2019
Filtragem dos sinais	16/10/2019	16/11/2019
Extração dos parâmetros referentes a saúde vocal como: frequência fundamental, jitter e shimmer	17/11/2019	16/12/2019
Comparação entre os resultados dos sinais acústicos e de vibração, referentes à frequência fundamental	17/12/2019	15/01/2020
Avaliar a confiabilidade das medidas adquiridas pelo Coeficiente de Correlação Intraclass (CCI)	16/01/2020	17/02/2020
Redigir e defender a pesquisa	15/01/2020	31/03/2020

5. REFERÊNCIAS

ALZAMENDI, Gabriel Alejandro. **Modelado Estocástico de la Fonación y Señales Biomédicas Relacionadas:** Métodos en Espacio de Estados Aplicados al Análisis Estructural, al Modelado de la Fonación y al Filtrado Inverso. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica). Universidad Nacional Del Litoral, 2016.

ASSOCIAÇÃO brasileira de otorrinolaringologia e cirurgia cérvico-facial (ABORL-CCF). **Consenso Nacional de Voz Profissional.** 2004. Disponível em: <<http://www.aborlccf.org.br/secao.asp?id=278&s=51>>. Acesso em: 2 maio. 2019.

BEHLAU, Mara. **Voz: o livro do especialista.** vol. 1. Rio de Janeiro: Revinter, 2001.

BIREME, Decs - descritores em ciências da saúde. Disponível em:< <http://decs.bvs.br/>>. Acesso em 30 de julho de 2019.

COLTON, Raymond H.; CASPER, Janina K.; LEONARD, Rebecca. **Understanding voice problems: A physiological perspective for diagnosis and treatment.** Lippincott Williams & Wilkins, 2011.

DOSCHER, James. **Accelerometer Design and Applications.** Company brochure. 2005.

ELWENSPOEK, Miko; WIEGERINK, Remco. **Mechanical Microsensors.** New York: Springer. pag 132-145. 1993.

ESPRESSIF Systems (Shanghai) CO., LTD. Disponível em:
[<https://www.espressif.com/en/products/hardware/esp32-devkitc/overview>](https://www.espressif.com/en/products/hardware/esp32-devkitc/overview). Acesso em: 02 de maio 2019.

FRYD, Amanda. **Estimating subglottal pressure from neck-surface acceleration.** Tese de Doutorado. MGH Institute of Health Professions, 2015.

HILLMAN, Robert E.; MEHTA, Daryush D. Ambulatory monitoring of daily voice use. **Perspectives on Voice and Voice Disorders**, v. 21, n. 2, p. 56-61, 2011.

HIRSCHBERG, Jenö et al. Voice disorders in children. **International journal of pediatric otorhinolaryngology**, v. 32, p. S109-S125, 1995.

LEO, Donald J. **Engineering analysis of smart material systems**. John Wiley & Sons, 2007.

LOIZOU, Philipos C. **Speech Enhancement: Theory and Practice**. CRC Press, 1 edition, 2007.

MATOS, Daniel Abud Seabra. Estratégias de Verificação da Confiabilidade e Concordância Entre Juízes: aplicações na área educacional. **Reuniões da ABAVE**, n. 7, p. 345-364, 2014.

MEHTA, Daryush D., et al. Mobile Voice Health Monitoring Using a Wearable Accelerometer Sensor and a Smartphone Platform. In: **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 59, n. 11, 2012.

MEHTA, Daryush D., et al. Wireless Neck-Surface Accelerometer and Microphone on Flex Circuit with Application to Noise-Robust Monitoring of Lombard Speech. In: **INTERSPEECH**. p. 684-688, 2017.

MEHTA, Daryush D.; VAN STAN, Jarrad H.; HILLMAN, Robert E. Deriving Acoustic Voice Quality Measures from Subglottal Neck-Surface Acceleration. **MGH INSTITUTE OF HEALTH PROFESSIONS**, 2014.

MINISTÉRIO da Saúde. **Distúrbio de Voz Relacionado ao Trabalho – DVRT**. Secretaria de Vigilância em Saúde. Departamento de Vigilância em Saúde Ambiental e Saúde do Trabalhador. Disponível em:<http://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/disturbio_voz_relacionado_trabalho_dvrt.pdf>. Acesso em: 01 de maio 2019.

NOLAN, Mark; MADDEN, Brian; BURKE, Edward. Accelerometer based measurement for the mapping of neck surface vibrations during vocalized speech. In:

2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2009. p. 4453-4456.

OHLSSON, Ann-Christine; BRINK, Olle; LOFQVIST, Anders. A voice accumulator—validation and application. **Journal of Speech, Language, and Hearing Research**, v. 32, n. 2, p. 451-457, 1989.

PERLINGEIRO, Antônio R.; PIMENTA, Gilberto M; SILVA, Salviano E.d. **Geração De Energia Através De Materiais Piezoeletricos.** Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Mecânica). Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca - CEFET/RJ, 2016.

QUATIERI, Thomas F. **Discrete-time speech signal processing: principles and practice.** Prentice Hall, Upper Saddle River, NJ, 1 edition edition, Nov. 2001.

RUFINER, H. L. **Análisis y modelado digital de la voz: técnicas recientes y aplicaciones.** Ediciones UNL, Colección Ciencia y Técnica, v. 284, 2009.

SHROUT, Patrick E.; FLEISS, Joseph L. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. **Psychological bulletin**, v. 86, n. 2, p. 420, 1979.

TORTORA, Gerard J.; DERRICKSON, Bryan. Princípios de Anatomia e Fisiologia. 12^a edição. Rio de Janeiro: Ed. 2010.

VAN STAN, Jarrad H., et al. Direct Comparison of Three Commercially Available Devices for Voice Ambulatory Monitoring Biofeedback. **Perspectives on Voice and Voice Disorders**, v. 24, p. 80-86, 2014.

VIEIRA, Vinicius J. D. **Avaliação de Distúrbios da Voz por meio de Análise de Quantificação de Recorrência.** Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica). Instituto Federal da Paraíba. IFPB- João Pessoa. 2014.

VILKMAN, Erkki. Occupational safety and health aspects of voice and speech professions. **Folia Phoniatrica et Logopaedica**, v. 56, n. 4, p. 220-253, 2004.

APÊNDICE C – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)

Prezado participante,

Você está sendo convidado a participar da pesquisa **Plataforma de aquisição de sinais referentes a saúde vocal por meio da vibração da pele do pescoço**, para o auxílio na detecção de distúrbios vocais, desenvolvida por **Igor Forcelli Silva**, discente do Curso de Pós-Graduação *Strictu Sensu* do Mestrado em Engenharia Elétrica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba - IFPB, sob orientação da Professora Dra. **Suzete Elida Nóbrega Correia** e coorientação da professora Dra. **Silvana Luciene do Nascimento Cunha Costa**.

O objetivo central do estudo é: desenvolver uma plataforma que permita a aquisição de sinais provenientes da vibração da pele do pescoço, durante o processo de fonação, para análise de parâmetros referentes a saúde vocal. Sendo utilizados os sensores acelerômetro de capacidade variável e piezoelétrico, juntamente com a placa de circuito integrado ESP32. Os objetivos específicos são: adquirir os dados referentes a vibração da pele do pescoço; filtrar os sinais adquiridos; analisar os parâmetros referentes a saúde vocal como: frequência fundamental, *jitter* e *shimmer*; avaliar a viabilidade de reprodução do protótipo com o uso do Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI). O motivo de sua participação se deve ao fato de você ser cidadão brasileiro e idade igual ou superior a 18 anos. Sua participação é voluntária, não recebendo nenhum benefício financeiro por ela, mas será resarcido de algum custo ou dano referente à sua participação, sendo assim, você tem plena autonomia para decidir se quer ou não participar, bem como retirar sua participação a qualquer momento. Você não será penalizado de nenhuma maneira caso decida não consentir sua participação, ou desistir do seu consentimento. Contudo, ela é muito importante para a execução da pesquisa.

A sua participação consistirá na utilização de um colar (vestido no pescoço), em que um dos sensores ficará em contato com a pele no início do osso esterno. Ao sustentar uma vogal como /a/ ou repetir uma frase específica, a vibração produzida será adquirida pelo sensor e armazenada pela plataforma.

Serão efetuadas três seções de experimentos por dia durante trinta dias, cada seção será efetuado o experimento três vezes, com intuito de avaliar a intensidade de voz (fraca, habitual e forte), para detecção da intensidade é feito uso de um decibelímetro. Cada seção deve durar em torno de vinte minutos, estas serão efetuadas dentro do IFPB, no laboratório de Fibras Ópticas.

As amostras adquiridas serão mantidas para a formação de banco de dados, podendo ser publicadas, sem identificação do dono da voz, com a devida autorização dos participantes formalizada pelo TCLE, para uso em estudos voltados para análise de parâmetros referentes a saúde vocal.

Esses testes serão utilizados para verificar se a plataforma está realizando a detecção de parâmetros relacionados a saúde vocal de forma eficaz. Ao final da pesquisa, todo material será mantido em arquivo, por pelo menos 5 anos, conforme Resolução nº 466/12 do Conselho Nacional de Saúde.

Com a sua colaboração nesta pesquisa, você não terá benefício pessoal direto, mas a sua participação proporcionará a obtenção de dados que permitirão contribuir com a comunidade de desenvolvimento de tecnologias livres e de código aberto, de baixo custo, para detecção de parâmetros da saúde vocal, que auxiliem no cotidiano de pessoas que possuam distúrbios vocais.

ou que estejam em tratamento, proporcionando-lhes o uso eficaz de sua voz, preservando assim sua saúde e bem estar.

Quanto aos riscos da pesquisa para o(a) senhor(a) são mínimos, no caso do contato da parte elétrica (alimentação elétrica do colar: 5VCC e 10mA) do colar com sua pele, pode ocasionar formigamento na região em contato (caso perca isolação elétrica) ou o material de confecção do colar pode eventualmente, ocasionar alergia. Sendo assim, problemas que forem identificados durante a execução do projeto, como a irritação na pele, por conta do tecido utilizado ou o contato da tensão de alimentação do colar com sua pele, farão com que o procedimento seja interrompido imediatamente. O processo de coleta (em que você vestirá o colar) contará com a presença de um profissional capacitado para efetuar os primeiros socorros, apesar dos riscos dispostos no experimento não serem elevados, um dos membros de nossa equipe (qualificação: Bombeiro Civil) supervisionará, e se necessário será realizado o pronto atendimento no local. Após o pronto atendimento você será levado para acompanhamento médico, dentro do IFPB. De uma forma geral, será efetuado um procedimento de teste antes de cada procedimento de colocação do colar em você, a fim de garantir que não haverá contato da parte elétrica com sua pele. Desta forma, espera-se sanar todos os problemas relacionados ao conforto e segurança na utilização do protótipo, com o objetivo de proporcionar um produto final de qualidade.

Você poderá sentir-se constrangido com a possibilidade de publicação dos arquivos de vibração adquiridos com sua voz. Visando minimizar esse desconforto, a publicação do arquivo será realizada sem sua identificação, ou você pode ainda optar pela não publicação do arquivo de vibração adquirido com sua voz, conforme a opção feita a seguir.

Os resultados desta pesquisa serão divulgados em artigo científico e em dissertação do Curso de Pós-Graduação *Strictu Sensu* de Mestrado em Engenharia Elétrica do IFPB. Seu nome não será identificado em nenhum desses documentos.

Este Termo de Consentimento Livre e Esclarecido é redigido em duas vias, sendo uma para você e outra para o pesquisador. Todas as páginas do documento serão rubricadas por você e pelo pesquisador responsável, com exceção da última página, onde serão registradas as duas assinaturas.

Para qualquer outra informação sobre a pesquisa, você poderá entrar em contato com o pesquisador responsável pelo telefone (83) 98731-7970, e-mail igor.forcelli@academico.ifpb.edu.br. Em caso de dúvida quanto à condução ética do estudo.

Informo que esta pesquisa foi analisada e aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa do IFPB (CEP-IFPB), o qual tem o objetivo de garantir a proteção dos participantes de pesquisas submetidas a este Comitê. Portanto, se o senhor(a) desejar maiores esclarecimentos sobre seus direitos como participante da pesquisa, ou ainda formular alguma reclamação ou denúncia sobre procedimentos inadequados dos pesquisadores, pode entrar em contato com o CEP-IFPB.

Comitê de Ética em Pesquisa do IFPB

Av. João da Mata, 256 – Jaguaribe – João Pessoa – PB.

Telefone: (83) 3612-9725 - e-mail: eticaempesquisa@ifpb.edu.br

Horário de atendimento: Segunda à sexta, das 12h às 18h.

Consentimento Pós-Informação

Eu, _____, abaixo assinado, fui devidamente esclarecido quanto os objetivos da pesquisa, aos procedimentos aos quais serei submetido e os possíveis riscos decorrentes da minha participação.

Você permite a publicação dos arquivos de vibração adquiridos com sua voz? () Sim. () Não.

João Pessoa, ____ de ____ de ____

Assinatura do participante

Assinatura do pesquisador responsável

APÊNDICE D – Valores de intensidade capturados pelo decibelímetro durante a emissão da vogal /ɛ/ sustentada

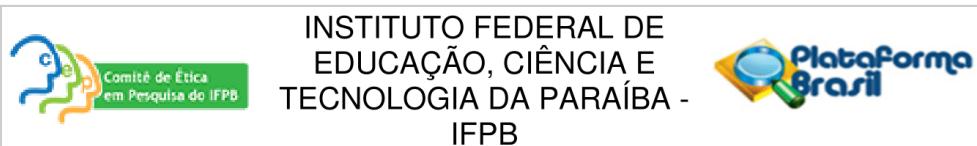
LOCUTORA	INTENSIDADES DECIBELÍMETRO											
	/ɛ/ FRACO				/ɛ/ HABITUAL				/ɛ/ FORTE			
	DIA 1	DIA 2	DIA 3	DIA 4	DIA 1	DIA 2	DIA 3	DIA 4	DIA 1	DIA 2	DIA 3	DIA 4
1	62,5	62,8	62,4	62,5	71,9	72,4	72,8	72,3	81,9	80,8	80,9	82,8
2	64	65	65	66,8	72,5	71,8	74,2	74	82	80,8	80	80,5
3	63	65	63,2	65,8	73	73	73,3	73,2	81	80,3	81	81,8
4	63	65	63	62	71	74	71	73	80	80,9	83	80
5	65	66	65	65	73	72	73	72,8	81,2	80,9	81	82
6	68	66	67	67	71	72	71,2	73,4	83	85	86	85
7	64	66	63	63	72,2	75	73,5	72	82	84	82,8	85
8	62	61,7	60,9	62,8	71	70,8	70,4	72,8	78	78,2	77,4	78,2
9	61,2	62,8	62,8	61	72	71,9	70,8	71,2	81	83	81,2	81
10	63	64	64,5	63,4	71	72	72	72,4	80,9	80	81	81
11	66	65,4	64,9	66,4	75,6	73,2	75,5	73,8	82	82,3	82,2	81,8
12	64	62	64,2	64,4	73,9	72	73	73	80,8	82	81,2	81
13	64	64,5	64,6	65,2	73	72,9	71,2	72,8	82	83,1	83,2	81,1
14	60	62	63	63,8	70	71	73	70,3	82,3	83	80	81,2
15	64	65	66,2	65,3	76	74,3	76	76,3	81,2	81,8	82,5	80,9
16	65	63	64	65,8	70,5	71,2	71	71,8	80	78,4	77,8	79
17	66	65	64	65	72	74,2	73	75	81	80,9	82	80
18	55	58	56	56,8	74	73	74	71	82	81,9	83	82
19	63	65		62	70	76		73	82	84		81
20	60	61,8	61,2	60,9	71	72,8	73,8	72,4	80	80,6	80	80,9
21	65	64	64,2	63,8	73	72,4	75	74,2	80,2	80	80,9	80,4
22	60	62	61	60,8	71	72,4	71,8	73	80	79,2	80	79,8
23	64	63	61	62	72	73	72	74	81	81,2	81	82
24	64,5	65,4	65,7	63,8	73,1	72,1	72,3	70,8	83,2	82,4	83	83,6
25	62	63,2	62	62,5	73	72	71,8	72,6	80	80,9	81,7	80,4
26	64	65	62,8	66,2	72	72	74,8	71,8	87	84	86	84,2
27	62	61,8	63	62	71	73	72,4	72	80	80,1	80,2	80
28	63	64	64,2	64,2	74	75,2	74,2	73,6	85	84,1	84,3	84,8
29	63,8	65,4	65	66	70,8	70,5	72	72,6	79	81,2	80,2	81,8
30	63,2	64	64,5	63,8	73,8	74	72,8	73	83,9	82,4	84,8	83
31	64	63,2	63,5	62,4	76	75	76,2	74,8	82	84	84,2	83,8
32	62,8	64,1	64,2	64,3	72,1	72,4	72,5	73,4	82,8	83,2	81,8	83,8

ANEXO A – Tabela para distribuição *F* de Snedecor

Φ_2/Φ_1	<i>p = 0,05</i>									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	161,45	199,50	215,71	224,58	230,16	233,99	236,77	238,88	240,54	241,88
2	18,51	19,00	19,16	19,25	19,30	19,33	19,35	19,37	19,38	19,4
3	10,13	9,55	9,28	9,12	9,01	8,94	8,89	8,85	8,81	8,79
4	7,71	6,94	6,59	6,39	6,26	6,16	6,09	6,04	6,00	5,96
5	6,61	5,79	5,41	5,19	5,05	4,95	4,88	4,82	4,77	4,74
6	5,99	5,14	4,76	4,53	4,39	4,28	4,21	4,15	4,1	4,06
7	5,59	4,774	4,35	4,12	3,97	3,87	3,79	3,73	3,68	3,64
8	5,32	4,46	4,07	3,84	3,69	3,58	3,5	3,44	3,39	3,35
9	5,12	4,26	3,86	3,63	3,48	3,37	3,29	3,23	3,18	3,14
10	4,96	4,1	3,71	3,48	3,33	3,22	3,14	3,07	3,02	2,98
11	4,84	3,98	3,59	3,36	3,2	3,09	3,01	2,95	2,9	2,85
12	4,75	3,89	3,49	3,26	3,11	3,00	2,91	2,85	2,8	2,75
13	4,67	3,81	3,41	3,18	3,03	2,92	2,83	2,77	2,71	2,67
14	4,6	3,7	3,34	3,11	2,96	2,85	2,76	2,7	2,65	2,6
15	4,54	3,68	3,29	3,06	2,9	2,79	2,71	2,64	2,59	2,54
16	4,49	3,63	3,24	3,01	2,85	2,74	2,66	2,59	2,54	2,49
17	4,45	3,59	3,2	2,96	2,81	2,7	2,61	2,55	2,49	2,45
18	4,41	3,55	3,16	2,93	2,77	2,66	2,58	2,51	2,46	2,41
19	4,38	3,52	3,13	2,90	2,74	2,63	2,54	2,48	2,42	2,38
20	4,35	3,49	3,1	2,87	2,71	2,6	2,51	2,45	2,39	2,35
21	4,32	3,47	3,07	2,84	2,68	2,57	2,49	2,42	2,37	2,32
22	4,3	3,44	3,05	2,82	2,66	2,55	2,46	2,4	2,34	2,3
23	4,28	3,42	3,03	2,8	2,64	2,53	2,44	2,37	2,32	2,27
24	4,26	3,4	3,01	2,78	2,62	2,51	2,42	2,36	2,3	2,25
25	4,24	3,39	2,99	2,76	2,6	2,49	2,4	2,34	2,28	2,24
26	4,23	3,37	2,98	2,74	2,59	2,47	2,39	2,32	2,27	2,22
27	4,21	3,35	2,96	2,73	2,57	2,46	2,37	2,31	2,25	2,2
28	4,2	3,34	2,95	2,71	2,56	2,45	2,36	2,29	2,24	2,19
29	4,18	3,33	2,93	2,7	2,55	2,43	2,35	2,28	2,22	2,18
30	4,17	3,32	2,92	2,69	2,53	2,42	2,33	2,27	2,21	2,16
40	4,08	3,23	2,84	2,61	2,45	2,34	2,25	2,18	2,12	2,08
50	4,03	3,18	2,79	2,56	2,4	2,29	2,2	2,13	2,07	2,03
60	4,0	3,15	2,76	2,53	2,37	2,25	2,17	2,1	2,04	1,99
100	3,94	3,09	2,7	2,46	2,31	2,19	2,1	2,03	1,97	1,93
200	3,89	3,04	2,65	2,42	2,26	2,14	2,06	1,98	1,93	1,88
1000	3,85	3,00	2,61	2,38	2,22	2,11	2,02	1,95	1,89	1,84

Fonte: Adaptado de Fernandes, 1999.

ANEXO B – Parecer do Comitê de Ética aprovando a pesquisa



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Plataforma de aquisição de sinais referentes a saúde vocal por meio da vibração da pele do pescoço.

Pesquisador: IGOR FORCELLI SILVA

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 19437619.5.0000.5185

Instituição Proponente: INSTITUTO FEDERAL DE EDUCACAO, CIENCIA E TECNOLOGIA DA PARAIBA

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.577.570

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um estudo que envolve a avaliação do funcionamento de uma plataforma para extração de parâmetros relacionados à saúde vocal, dependente de locutor, a ser desenvolvida no Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba na dissertação de mestrado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.

A avaliação e monitoramento vocal é feita por meio das vibrações da pele do pescoço, que são provocadas pelas pregas vocais, durante as atividades de voz do indivíduo. Os sensores utilizados para esse fim serão o acelerômetro e o piezoeletônico. Os sinais obtidos serão armazenados, para posteriormente serem aplicadas técnicas de processamento digital de sinais, para a extração de medidas referentes a saúde vocal do locutor. A motivação baseia-se no fato de que o método de captação da vibração da pele do pescoço causa o mínimo de desconforto ao usuário, o sinal adquirido é robusto a ruídos acústicos e tem grande utilidade no estudo da atividade glótica.

Para tanto, o procedimento de coleta dos dados, requer a participação de 10 até 30 participantes amostrais, dentre cidadãos comuns, com idade igual ou superior a 18 anos. As medições serão realizadas de forma local em até três seções por dia durante um mês. Cada seção terá a realização do procedimento até três vezes, durando até 20 minutos por seção. Será utilizado um decibelímetro para que em cada seção o usuário emita sua voz em três níveis: fraco, confortável e forte. Esse procedimento é repetido para cada um dos sensores. Trata-se, portanto, de uma

Endereço: Avenida João da Mata, 256 - Jaguaribe

Bairro: Jaguaribe

UF: PB **Município:** JOAO PESSOA

Telefone: (83)3612-9725

CEP: 58.015-020

E-mail: eticaempesquisa@ifpb.edu.br



Continuação do Parecer: 3.577.570

pesquisa de abordagem metodológica qualitativa e quantitativa. Será observado o comportamento da qualidade vocal do usuário, por meio de medidas e técnicas de processamento digital de sinais, aplicadas aos sinais da vibração da pele capturados, tanto no domínio do tempo quanto da frequência. Com o objetivo de determinar a confiabilidade das medidas efetuadas neste estudo será utilizado o CCI (Coeficiente de Correlação Intraclasse) para demonstrar a viabilidade de reprodução dos sensores utilizados.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

- Implementar uma plataforma que permita a aquisição de sinais provenientes da vibração da pele do pescoço, durante o processo de fonação, para análise de parâmetros referentes a saúde vocal.

Objetivos Secundários:

- Adquirir os dados referentes a Vibração da Pele do Pescoço (VPP);
- Filtrar os sinais adquiridos;
- Analisar os parâmetros referentes a saúde vocal como: frequência fundamental, jitter e shimmer;
- Avaliar a viabilidade de reprodução do protótipo com o uso do Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI).

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos: O pesquisador responsável, informa os riscos envolvidos e os procedimentos para minimizá-los.

"A plataforma pode oferecer um pequeno desconforto ao usuário ao vestir o colar, o que será aprimorado de acordo com a avaliação dos indivíduos.

O colar opera com alimentação elétrica igual a 5 volts contínua, possui total isolamento elétrico do usuário, em casos extremamente raros pode ocorrer o contato da tensão com o usuário. A corrente elétrica foi restrita a 10 mili amperes. Estes níveis de tensão e corrente em contato com o corpo

humano podem causar pequenos formigamentos, os quais são inferiores ao de uma bateria utilizada para funcionamento de eletrônicos (como controles de videogame).

O material usado na confecção do colar pode, eventualmente, ocasionar alergia ao usuário. Por

Endereço: Avenida João da Mata, 256 - Jaguaribe

Bairro: Jaguaribe

CEP: 58.015-020

UF: PB **Município:** JOAO PESSOA

Telefone: (83)3612-9725

E-mail: eticaempesquisa@ifpb.edu.br



Continuação do Parecer: 3.577.570

este motivo, problemas que forem identificados durante a execução do projeto, como a irritação na pele, por conta do tecido utilizado ou o contato da tensão de alimentação do colar com o indivíduo, farão com que o procedimento seja interrompido imediatamente.

O processo de coleta contará com a presença de um profissional capacitado para efetuar os primeiros socorros, apesar dos riscos dispostos no experimento não serem elevados, um dos membros de nossa equipe (qualificado) supervisionará, e se necessário será realizado o pronto atendimento no local. Após o pronto atendimento o participante será levado para acompanhamento médico, dentro do IFPB.

Desta forma, espera-se sanar todos os problemas relacionados ao conforto e segurança na utilização do protótipo, com o objetivo de proporcionar um produto final de qualidade".

Quanto aos benefícios:

Com o uso do protótipo será proporcionado ao fonoaudiólogo um retorno do desgaste vocal do usuário, que auxiliará no monitoramento e na terapia vocal.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa que propõe um sistema embarcado, de baixo custo, capaz de realizar a aquisição e análise de dados referentes a vibração pele do pescoço, através dos sensores de vibração acelerômetro e piezoelettrico. As medidas referente a saúde vocal do indivíduo que forem adquiridas serão analisadas com uso do Coeficiente de Correlação Intraclass para demonstrar a viabilidade de reprodução dos protótipos.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

- Folha de rosto devidamente preenchida e assinada pelo pesquisador responsável, bem como pelo dirigente do IFPB Campus João Pessoa;
- Informações preenchidas na Plataforma Brasil com:
 - a) a correção da informação equivocada da versão anterior do projeto de pesquisa onde se informava que haveria retenção de amostra para retenção em banco;
 - b) a inserção na equipe de pesquisa de profissional capacitado em primeiros socorros, para a eventualidade da necessidade na aquisição de dados junto aos participantes.
- TCLE apresentado a explicitação das possibilidades de riscos e dos procedimentos, para minimizá-los, prévios e durante a aquisição de dados.

Endereço: Avenida João da Mata, 256 - Jaguaribe

Bairro: Jaguaribe

CEP: 58.015-020

UF: PB **Município:** JOAO PESSOA

Telefone: (83)3612-9725

E-mail: eticaempesquisa@ifpb.edu.br



Continuação do Parecer: 3.577.570

- Procedimentos para coleta de dados explicitado na metodologia do projeto e também em documento próprio;
- Projeto completo apresentado;
- Cronograma de execução exequível;
- Orçamento apresentado considerando o custeio dos insumos e equipamentos eletrônicos.

Recomendações:

Não há.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Pendências anteriormente elencadas:

1- Esclarecer melhor quanto aos procedimentos a serem adotados na eventualidade de ocorrência de choque elétrico durante a aquisição dos dados junto aos participantes. Pelos riscos apresentados, há necessidade de que os procedimentos sejam realizados com o acompanhamento in loco por profissional médico com os devidos equipamentos de primeiros socorros inerentes aos riscos apresentados.

Resposta: Os níveis de tensão e corrente de alimentação do colar foram restritos de modo que diminuíram significativamente os riscos ao participante, podendo causar, segundo o pesquisador, em caso de eventual contato, apenas formigamento na área em que ocorrer o contato entre a pele e a parte com componente elétrico do colar. Mesmo assim, o processo de coleta contará com a presença de um profissional capacitado para efetuar os primeiros socorros.

Desfecho: Pendência Resolvida.

2- Rever a afirmação que haverá retenção de amostra para armazenamento em banco;

Resposta: Foi retirada a opção de retenção de amostra na plataforma Brasil, logo não haverá retenção de amostra para armazenamento em banco.

Desfecho: Pendência Resolvida.

3- No TCLE, detalhar de forma clara todos os possíveis riscos e procedimentos a serem adotados. Não consta a informação clara das possíveis consequências em caso de choque elétrico.

Resposta: Todas as informações quanto aos riscos foram inseridas no TCLE.

Desfecho: Pendência Resolvida.

Endereço: Avenida João da Mata, 256 - Jaguaribe

Bairro: Jaguaribe

CEP: 58.015-020

UF: PB **Município:** JOAO PESSOA

Telefone: (83)3612-9725

E-mail: eticaempesquisa@ifpb.edu.br



Continuação do Parecer: 3.577.570

Após avaliação do parecer apresentado pelo relator que indica aprovação e em se tratando de resposta a pendências emitidas em parecer anterior, as quais foram sanadas, bem como no intuito de não atrasar o início da pesquisa, emito na condição de Coordenador o Parecer de Aprovado ao protocolo de pesquisa, pois este está em acordo com o que preconiza a Resolução 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde.

Informamos ao pesquisador responsável que observe as seguintes orientações:

- 1- O participante da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 466/2012 - Item IV.3.d).
- 2- O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido dever ser elaborado em duas vias, rubricadas em todas as suas páginas e assinadas, ao seu término, pelo convidado a participar da pesquisa, ou por seu representante legal, assim como pelo pesquisador responsável, ou pela(s) pessoa(s) por ele delegada(s), devendo as páginas de assinaturas estar na mesma folha. Em ambas as vias deverão constar o endereço e contato telefônico ou outro, dos responsáveis pela pesquisa e do CEP local e da CONEP, quando pertinente (Res. CNS 466/2012 - Item IV.5.d) e uma das vias entregue ao participante da pesquisa.
- 3- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade por parte do CEP que aprovou (Res. CNS 466/2012 - Item III.2.u), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.4) que requeiram ação imediata.
- 4- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS 466/2012 Item V.5).
- 5- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas previamente ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.
- 6- Deve ser apresentado, ao CEP, relatório final até 30/04/2020.

Endereço: Avenida João da Mata, 256 - Jaguaribe	CEP: 58.015-020
Bairro: Jaguaribe	
UF: PB Município: JOAO PESSOA	
Telefone: (83)3612-9725	E-mail: eticaempesquisa@ifpb.edu.br



Continuação do Parecer: 3.577.570

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJECTO_1337894.pdf	11/09/2019 21:02:56		Aceito
Outros	5_Carta_resposta.docx	11/09/2019 20:53:42	IGOR FORCELLI SILVA	Aceito
Outros	7_curso_bombeiro_civil.pdf	11/09/2019 20:52:14	IGOR FORCELLI SILVA	Aceito
Outros	3_metodologia_aquisicao_dados.docx	11/09/2019 20:50:12	IGOR FORCELLI SILVA	Aceito
Outros	1_texto_platbrasil.docx	11/09/2019 20:49:38	IGOR FORCELLI SILVA	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	4_TCLE.docx	11/09/2019 20:48:49	IGOR FORCELLI SILVA	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	2_projeto_completo.docx	11/09/2019 20:48:29	IGOR FORCELLI SILVA	Aceito
Folha de Rosto	6_folha_rosto.pdf	11/09/2019 20:45:20	IGOR FORCELLI SILVA	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

JOAO PESSOA, 16 de Setembro de 2019

Assinado por:
Aleksandro Guedes de Lima
(Coordenador(a))

Endereço: Avenida João da Mata, 256 - Jaguaribe	CEP: 58.015-020
Bairro: Jaguaribe	
UF: PB Município: JOAO PESSOA	
Telefone: (83)3612-9725	E-mail: eticaempesquisa@ifpb.edu.br