



Fernanda Soares Lima

**CARACTERIZAÇÃO E ANÁLISE DE SINAIS
OBTIDOS PELA VIBRAÇÃO DA PELE DO PESCOÇO
PARA AVALIAÇÃO DA QUALIDADE VOCAL**

**João Pessoa - PB
Março de 2022**



Fernanda Soares Lima

**CARACTERIZAÇÃO E ANÁLISE DE SINAIS OBTIDOS PELA
VIBRAÇÃO DA PELE DO PESCOÇO PARA AVALIAÇÃO DA
QUALIDADE VOCAL**

Dissertação de Mestrado submetida ao 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

Orientadora: Suzete Élide Nóbrega Correia,
Prof^a Dr^a

Coorientadora: Silvana Luciene do Nascimento
Cunha Costa, Prof^a Dr^a

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

L732c Lima, Fernanda Soares.
Caracterização e análise de sinais obtidos pela vibração da pele do pescoço para avaliação da qualidade vocal / Fernanda Soares Lima. – 2022.
91 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Instituto Federal de Educação da Paraíba / Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica (PPGEE), 2021.
Orientação : Prof^a D.ra Suzete Élide Nóbrega Correia.
Coorientação : Prof^a D.ra Silvana Luciene do Nascimento Cunha Costa.

1. Análise de sinais - fonação. 2. Sensor piezoelétrico. 3. Vibração da pele – pescoço. 4. Acústica da voz. 5. Qualidade vocal – som da fala. I. Título.

CDU 621.391:534.78(043)

Catálogo: Lucrecia Camilo de Lima – Bibliotecária CRB 15/132

FERNANDA SOARES LIMA

**CARACTERIZAÇÃO E ANÁLISE DE SINAIS OBTIDOS PELA VIBRAÇÃO DA
PELE DO PESCOÇO PARA AVALIAÇÃO DA QUALIDADE VOCAL**

Dissertação de Mestrado submetida ao 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.

Dissertação de Mestrado defendida e aprovada em 30/03/2022.

BANCA EXAMINADORA



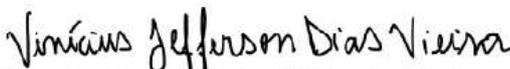
Suzete Élide Nóbrega Correia, Prof^a Dr^a – IFPB
Orientadora

Documento assinado digitalmente

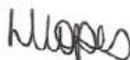


Silvana Luciene do Nascimento Cunha Costa
Data: 27/04/2022 09:42:48-0300
Verifique em <https://verificador.itl.br>

Silvana Luciene do Nascimento da Cunha Costa, Prof^a Dr^a – IFPB
Co-orientadora



Vinícius Jefferson Dias Vieira, Prof. Dr. – IFPB
Examinador 1



Leonardo Wanderley Lopes, Prof. Dr. – UFPB
Examinador 2

João Pessoa – PB
Março de 2022

Ao meu colega e companheiro Igor, por aguentar meus esgotamentos físicos e emocionais, e me dar forças para continuar mesmo sem acreditar...

Aos meus pais, Lúcia e Sérgio, por sempre incentivarem, a eles todos os créditos...

Dedico

AGRADECIMENTOS

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil - CAPES, Fundação de Apoio à Pesquisa do Estado da Paraíba – FAPESQ (Termo nº 283/18) e Instituto Federal da Paraíba - IFPB

Agradeço às energias espirituais do universo por estabilizar meu equilíbrio quando precisei.

À minha família, em especial aos meus pais, Lúcia Lima e Sérgio Lima pelo carinho, amor e incentivo durante toda minha caminhada.

Ao meu parceiro e companheiro Igor Forcelli Silva, por me apoiar e alegrar-se junto quando via os resultados e me advertir quando não achava ser capaz de concluir.

Às professoras Suzete Élide Nóbrega Correia e Silvana Luciene do Nascimento Cunha Costa, por terem aceitado orientar esse trabalho, e por suas preciosas contribuições para meu desenvolvimento pessoal e desta pesquisa.

Ao amigo Arthur Medeiros pelo conhecimento compartilhado e pelas contribuições no início desta pesquisa.

Ao professor Leonardo Wanderley Lopes, por proporcionar conhecimentos relacionados à Fonoaudiologia, assim permitindo o esclarecimento e possibilitando o desenvolvimento deste estudo.

Ao professor Balduino Sonildo da Nóbrega, pelo seu tempo e conhecimentos relacionados à Estatística, possibilitando o esclarecimento das análises e os resultados obtidos nesta 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 isso, este trabalho não se concretizaria.

Ao Instituto Federal da Paraíba – IFPB e todos os seus colaboradores.

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

E aos meus amigos pessoais desde o ensino médio por me animarem nos tempos difíceis, quando não sentia forças para continuar, e compreensão pela ausência e pelo afastamento temporário.

Por fim, sou grata a todos que de alguma forma, direta ou indiretamente participaram da realização desse projeto.

“Quando você sair da tempestade, você não será a mesma pessoa que era quando entrou. Esse é o objetivo dessa tempestade.”

Haruki Murakami.

“Um produto é algo feito em fábricas; uma marca é algo que é comprado pelo consumidor. Um produto pode ser copiado por um concorrente; uma marca é única. Um produto pode ficar rapidamente obsoleto; uma marca de sucesso é eterna.”

Stephen King

RESUMO

A aquisição e análise dos sinais da vibração das pregas vocais tem motivado o desenvolvimento de pesquisas para o auxílio ao diagnóstico de distúrbios vocais e monitoramento das atividades de fala humana. O presente estudo objetiva realizar a avaliação de medidas de características vocais, como a frequência fundamental e suas perturbações como *jitter* e *shimmer*, proeminência do pico cepstral (*Cepstral peak prominence - CPP*) e medidas que avaliam a influência do ruído, tais como, relação sinal-ruído (*Signal to Noise Ratio - SNR*), proporção harmônico-ruído (*Harmonic to Noise Ratio - HNR*) e ruído-harmônico (*Noise to Harmonic Ratio - NHR*). Essas características foram extraídas dos sinais de vibração da pele do pescoço, obtidos através de um sensor piezoelétrico, durante o processo de fonação. Foram coletadas elocuições da vogal sustentada /ε/, nas intensidades fraca, habitual e forte, de 30 pessoas do sexo feminino, durante quatro dias consecutivos. Foram utilizados *boxplots* para ilustrar a distribuição das variações e a Anova para obter o nível de significância estatístico. Como resultados, para a maioria das medidas, obteve-se *valor-p* superior a 0,05, com exceção das medidas *jitter* e SNR, nas intensidades consideradas fraca e forte, respectivamente. Dessa forma, conclui-se que os resultados atestam que o comportamento das medidas extraídas, a partir da análise descritiva, segue a mesma tendência das teorias existentes sobre a análise acústica, tornando promissor o uso do sensor piezoelétrico para monitoramento e avaliação da qualidade vocal, a partir das vibrações da pele do pescoço. Além disso, de acordo com a análise inferencial há concordância das amostras das medidas extraídas, tornando o protótipo viável.

Palavras-chave: Sensor piezoelétrico, Vibração da pele do pescoço, Análise estatística, Anova

ABSTRACT

The acquisition and analysis of vocal fold vibration signals has motivated the development of research to aid in the diagnosis of vocal disorders and monitoring of human speech activities. The present study aims to evaluate measures of vocal characteristics, such as fundamental frequency and its perturbations such as jitter and shimmer, cepstral peak prominence (CPP) and measures that assess the influence of noise, such as signal-to-noise ratio (SNR), harmonic-to-noise ratio (HNR) and noise-to-harmonic (NHR). These characteristics were extracted from the vibration signals of the neck skin, obtained through a piezoelectric sensor, during the phonation process. Utterances of the sustained vowel /ε/ were collected, in weak, habitual and strong intensities, from 30 female people, during four consecutive days. Boxplots were used to illustrate the distribution of variations and ANOVA to obtain the level of statistical significance. As a result, for most measurements, a p-value greater than 0.05 was obtained, with the exception of jitter and SNR measurements, in the intensities considered weak and strong, respectively. Thus, it is concluded that the results attest that the behavior of the measures extracted, from the descriptive analysis, follows the same trend of the existing theories on acoustic analysis, making the use of piezoelectric sensor promising for monitoring and evaluating vocal quality, based on neck skin vibrations. Furthermore, according to the inferential analysis, there is agreement between the samples of the measures extracted, making the prototype viable.

Keywords: Piezoelectric sensor, Neck skin vibration, Statistical analysis, ANOVA.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Ilustração das regiões onde ocorre a produção vocal.	22
Figura 2 – Ilustração da glote.	23
Figura 3 - Visão geral do sistema utilizado.	33
Figura 4 - (a) Sensor piezoelétrico utilizado. (b) Colar (preto) para fixação do sensor no esterno.	34
Figura 5 - Regiões de sensibilidade.....	35
Figura 6 - Decibelímetro utilizado no estudo.	36
Figura 7 – Sinal de vibração e seu espectro, antes e após a filtragem passa-altas.	37
Figura 8 - Espectro da fonte glotal.	38
Figura 9 - Espectro da frequência para sinal de vibração com intensidade habitual.....	39
Figura 10 - Sinal de vibração e seu espectro antes e após filtragem passa-baixas.....	39
Figura 11 - Organograma hierárquico para escolha do método de análise estatística.....	42
Figura 12 – <i>Boxplot</i> para medida de f_0 ao longo dos quatro dias com <i>outliers</i>	45
Figura 13 - <i>Boxplot</i> para medida de <i>jitter</i> ao longo dos quatro dias com <i>outliers</i>	46
Figura 14 - <i>Boxplot</i> para medida de <i>shimmer</i> ao longo dos quatro dias com <i>outliers</i>	47
Figura 15 - <i>Boxplot</i> para medida de CPP ao longo dos quatro dias com <i>outliers</i>	49
Figura 16 - <i>Boxplot</i> para medida de HNR ao longo dos quatro dias com <i>outliers</i>	50
Figura 17 - <i>Boxplot</i> para medida de NHR ao longo dos quatro dias com <i>outliers</i>	51
Figura 18 - <i>Boxplot</i> para medida de SNR ao longo dos quatro dias com <i>outliers</i>	52
Figura 19 - Médias para a medida de SNR.....	53
Figura 20 - <i>Boxplot</i> para medida de f_0 ao longo dos quatro dias sem <i>outliers</i>	54
Figura 21 - <i>Boxplot</i> para medida de <i>jitter</i> ao longo dos quatro dias sem <i>outliers</i>	55
Figura 22 - <i>Boxplot</i> para medida de <i>shimmer</i> ao longo dos quatro dias sem <i>outliers</i>	56
Figura 23 - <i>Boxplot</i> para medida de CPP ao longo dos quatro dias sem <i>outliers</i>	57
Figura 24 - <i>Boxplot</i> para medida de HNR ao longo dos quatro dias sem <i>outliers</i>	58
Figura 25 - <i>Boxplot</i> para medida de NHR ao longo dos quatro dias sem <i>outliers</i>	59
Figura 26 - <i>Boxplot</i> para medida de SNR ao longo dos quatro dias sem <i>outliers</i>	60
Figura 27 – Comparação para medida de SNR nas três intensidades com <i>outliers</i> e ajustados (sem <i>outliers</i>).	60
Figura 28 – Médias marginais para <i>jitter</i> na intensidade fraca.....	64
Figura 29 - Médias marginais para SNR na intensidade forte.....	65

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Resultado do teste estatístico Anova.....	62
Tabela 2 - Teste post hoc de Tukey para <i>jitter</i> na intensidade fraca.	63
Tabela 3 - Teste post hoc de Tukey para SNR na intensidade forte.....	65

LISTA DE QUADRO

Quadro 1 - Vantagens e desvantagens entre a análise acústica e análise da vibração da pele do pescoço.	32
---	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A/D	Analógico/ Digital
ADI	Ambiente de Desenvolvimento Integrado
Anova	<i>Analysis of Variation</i> (Análise de variação)
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa
COVID-19	Coronavírus
CPP	<i>Cepstral peak prominence</i>
DMS	Diferença mínima significativa
DVI	Dispositivos vestíveis inteligentes
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
HNR	<i>Harmonic to Noise Ratio</i> (Proporção Harmônico-Ruído)
Hz	Hertz
IFPB	Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba
LPC	<i>Linear predictive coding</i>
NHR	<i>Noise to Harmonic Ratio</i> (Proporção Ruído-Harmônico)
OIT	Organização Internacional do Trabalho
OMS	Organização Mundial da Saúde
PA	Filtro passa-altas
PB	Filtro passa-baixas
PHR	Proporção Harmônico-Ruído
PPGEE	Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
PRPIPG	Pró-Reitoria de Pesquisa, Inovação e Pós-Graduação
SNR	<i>Signal to Noise Ratio</i>

TXT Extensão de arquivo do tipo Texto

VPP Vibração da Pele do Pescoço

WAV Extensão de arquivo do tipo Áudio

LISTA DE SÍMBOLOS

A_i	Amplitude do impulso glotal
N_f	Número de períodos considerados
N_i	Número máximo de impulsos glotais
P_{noise}	Potência do ruído
P_{signal}	Potência do sinal
T_i	Duração do i -ésimo período
T_t	Período fundamental no t -ésimo segmento
f_A	Amplitude ao longo da duração do período fundamental;
f_i	Trecho do sinal ao longo da duração do período fundamental
f_0	Frequência fundamental de oscilação das pregas vocais.
n_s	Número de janelas segmentadas
A	Amplitude de vibração das pregas vocais
F	Força de impacto das pregas vocais
H	Energia do componente harmônico
N	Energia do componente ruído
T	O valor máximo que T_i pode assumir
U	Pulso glotal convoluído
V	Resposta impulsiva do trato vocal convoluído
c	Coefficiente de predição linear
i	Impulso glotal
m	Massa do tecido em colisão

<i>n</i>	n-ésimo coeficiente da predição linear
<i>s</i>	Sinal de voz
<i>t</i>	Segmentos
<i>u</i>	Pulso glotal
<i>v</i>	Resposta impulsiva do trato vocal
τ	Período

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	17
1.1	OBJETIVO GERAL.....	20
1.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	21
2.	REVISÃO DE LITERATURA.....	22
2.1	PROCESSO DE FONAÇÃO	22
2.2	MEDIDAS EMPREGADAS NA ANÁLISE ACÚSTICA	24
2.2.1	Frequência Fundamental	24
2.2.2	<i>Jitter</i>	25
2.2.3	<i>Shimmer</i>	25
2.2.4	Análise Cepstral	26
2.2.5	<i>Signal to Noise Ratio (SNR), Harmonic to Noise Ratio (HNR) e Noise to Harmonic Ratio (NHR)</i>	28
2.3	ESTADO DA ARTE	29
2.4	VANTAGENS E DESVANTAGENS ENTRE OS MÉTODOS DE ANÁLISE.....	31
3.	MATERIAIS E MÉTODOS.....	33
3.1	CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA	33
3.2	SELEÇÃO E AVALIAÇÃO	34
3.3	SENSOR PIEZOELÉTRICO	34
3.4	COLETA DE DADOS	35
3.5	PRÉ-PROCESSAMENTO	37
3.6	EXTRAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS.....	40
3.7	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	40
4.	RESULTADOS E DISCUSSÃO	44

4.1	ESTATÍSTICA DESCRITIVA COM <i>OUTLIERS</i>	44
4.2	ESTATÍSTICA DESCRITIVA SEM <i>OUTLIERS</i>	54
4.3	ESTATÍSTICA INFERENCIAL.....	61
5.	CONCLUSÕES.....	66
	REFERÊNCIAS	68
	APÊNDICE 1	77
	ANEXO 1.....	85

1. INTRODUÇÃO

A voz é um dos meios de interação mais eficazes do falante para provocar respostas em outra pessoa. A mesma transmite informação e sentimentos (BEHLAU; PONTES; MORETI, 2018). Profissionais que empregam a voz como mecanismo de comunicação, têm mais ocorrências de queixas vocais e afastamento por incapacidade para o desempenho de funções. O uso prolongado da voz e fatores ambientais da organização do trabalho contribuem para maior incidência de distúrbios vocais. Dentre as profissões destacam-se, professores, cantores, promotores, cerimonialistas, radialistas, teleoperadores, entre outros (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2018).

A Organização Internacional do Trabalho diz que, em 1983, a classe docente foi a segunda categoria profissional, em nível mundial, a portar doenças de caráter ocupacional, incluindo desde reações alérgicas a giz, distúrbios vocais, gastrite e até esquizofrenia, e essa informação é válida até estudos de 2014 (OIT, 1984; VASCONCELLOS, 2014). Com a pandemia do novo coronavírus (COVID-19), iniciada na Whuan, China, em 2019, o avanço do número de casos de pessoas infectadas pelo mundo impôs situações adversas à sociedade (TAN *et al.*, 2020). Diante da necessidade do isolamento social e do desligamento físico de todos os tipos de institutos educacionais em todo o mundo, como uma das estratégias mais eficazes para reduzir a propagação do vírus, o ensino que antes se dava presencialmente migrou-se emergencialmente para forma remota por meio de ambientes virtuais de aprendizagens (GONÇALVES; RIBEIRO; GONÇALVES, 2021). Assim, acredita-se que durante a pandemia (COVID-19) com o ensino à distância, fatores como má postura, ambiente externo ruidoso, o excesso de preparação e gravação de aulas, tem causado alta demanda vocal dos docentes (IRALA, 2021). Diante disso, presume-se que ocorra o aumento de distúrbios relacionados à voz.

O avanço dos conhecimentos acerca da função e uso da voz, nas situações de comunicação e expressão oral, deve-se a contribuições de diversas áreas do conhecimento como fonoaudiologia, linguística, engenharia, dentre outros. Vários métodos têm sido comumente utilizados para avaliação do mecanismo de fonação do indivíduo, entre os quais podem ser citados análise acústica (curto e longo termo), avaliação perceptivo-auditiva (qualidade vocal e inteligibilidade de fala) e investigação fisiológica (eletroglotografia e exame laringológico) (CAMARGO, 2002; UBRIG, 2018). Dentre esses, a análise acústica possui lugar de destaque, pelo fato de caracterizar e quantificar um sinal sonoro, permitindo, de forma não invasiva, determinar a qualidade vocal do locutor, por meio de de parâmetros acústicos que compõem o

sinal (periodicidade, amplitude, duração e composição espectral). Medidas quantitativas, tais como a frequência fundamental e perturbações da periodicidade do sinal de voz, auxiliam a mensurar o estado de funcionamento das pregas vocais, servindo para determinar a qualidade vocal do indivíduo na análise clínica. O aumento da intensidade de emissão da voz ocasiona o aumento da frequência fundamental e a diminuição nos valores das medidas de perturbação (JIANGI; LIN; HANSON, 2000, TEIXEIRA; FERREIRA; CARNEIRO, 2011).

O aumento dos custos em saúde e o desenvolvimento de tecnologias têm propiciado um novo marco nos estudos: a saúde digital (*eHealth*). Este é o termo utilizado para designar todas as inovações tecnológicas na área da saúde, no caso, utilizando-se de informações e de tecnologias de comunicação é possível obter avanços em serviços de saúde (EYEBACK, 2001). A Organização Mundial da Saúde (OMS), por considerar um assunto importante, criou um Observatório Mundial de Saúde Eletrônica, assim promovendo a questão ao nível de estratégia de ação para os próximos anos (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2014 *apud* ROCHA *et al.*, 2016).

Um elemento constituinte da saúde móvel são os dispositivos vestíveis inteligentes (*smart wearable devices*), que caracterizam-se como dispositivos ou sensores eletrônicos, sem fios, utilizados ou acessados por indivíduos em suas atividades cotidianas, permitindo-lhes monitorar ou intervir sobre condições de saúde (CHAN *et al.*, 2012).

A possibilidade de obter informações sobre dados clínicos de modo confiável, disponíveis a qualquer tempo e lugar, e conceber intervenções terapêuticas customizadas tem modificado as formas como são ofertados alguns serviços de saúde. A saúde móvel abre novas perspectivas para a coleta de dados ambientais, biológicos, comportamentais e emocionais, inclusive para intervenções terapêuticas, a partir da utilização dos dispositivos vestíveis inteligentes (DVI) (PICARD; VYZAS; HEALEY, 2001; ISTEPANIAN; JOVANOVIĆ; ZHANG, 2004; KONSTANTAS *et al.*, 2007; OZCAN *et al.*, 2013; PARK; HWANG; MOON, 2014 *apud* ROCHA *et al.*, 2016).

O desenvolvimento de aplicações tem contribuído com novas possibilidades de envio de informações, alterando a relação paciente-profissional de saúde e concedendo uma mudança de parâmetros de diagnóstico de modo remoto (HAAHR *et al.*, 2008; SOH *et al.*, 2013; ROCHA *et al.*, 2016). Com os avanços, têm-se aumentado a variedade de dados a serem coletados, de maneira não invasiva, que até então, eram obtidos somente por testes laboratoriais. Assim, os profissionais de saúde já podem dispor de informações longitudinais e de qualidade, incrementando a precisão no diagnóstico de agravos, permitindo ser ecologicamente válido dentro da saúde, contribuindo assim na área desejada (PARK; JAYARAMAN, 2003;

KONSTANTAS, 2007; PANDIAN *et al.*, 2008; BUFORD; GREEN; MCCLUNG, 2008; MORGAN; ZIERDT, 2009; LU *et al.*, 2010 *apud* ROCHA *et al.*, 2016).

Dentre as aplicações para esse tipo de tecnologia, ressaltam-se vigilância e monitoramento epidemiológico, monitoramento de pacientes, disseminação de informações, desenvolvimento de sistemas de apoio à tomada de decisão e novas formas de armazenamento de dados clínicos (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2011). As tecnologias vestíveis com foco em monitoramento da voz possuem grande importância para auxílio do profissional (fonoaudiólogo), por permitir verificar o desempenho e funcionamento da voz por um período contínuo de tempo, de modo que se possa analisar a ocorrência do uso inadequado da voz, facilitando a tomada de decisão no tratamento do paciente (MEHTA *et al.*, 2016; FRYD *et al.*, 2015).

Recentemente, dispositivos vestíveis têm sido propostos como método de avaliação de distúrbios da voz, utilizando técnicas de processamento de sinais por análise da vibração da pele do pescoço (VPP) (ALZAMENDI, 2016; MEHTA *et al.*, 2016; FRYD, 2015; LEI *et al.*, 2019; CHWALEK *et al.*, 2018; SILVA *et al.*, 2019; GUIMARÃES *et al.*, 2019; LIN *et al.*, 2019; SILVA, 2020; SONG, *et al.*, 2021). Essa é uma forma de aplicação que apresenta diversas vantagens em comparação aos métodos comumente utilizados na análise acústica, como: (i) aplicação não invasiva; (ii) causa o mínimo de desconforto ao paciente; (iii) possui grande utilidade no estudo da atividade glótica, por ser retirado da fonte; (iv) robusto a ruídos ambientais, não sofre interferência; (v) melhor detecção dos fonemas sonoros, por estarem sendo extraídos próximo à fonte glótica e (vi) possibilita o desenvolvimento de dispositivos de monitoramento contínuo das atividades vocais de pacientes (ALZAMENDI, 2016).

Jiangi, Lin e Hanson (2000) afirmam que a eficiência das pregas vocais na conversão da potência aerodinâmica para a acústica depende tanto da tensão da prega vocal quanto da configuração glótica. É possível perceber que, de fato, há um caminho a ser explorado na região glótica, local onde estão localizadas as pregas vocais e onde o fluxo de ar, proveniente dos pulmões, é modelado e encadeado para a fala articulada, antes de passar pelo trato vocal.

O início desta pesquisa desenvolveu-se a partir de Silva *et al.* (2019), onde propuseram um dispositivo para capturar os sinais de vibração da pele do pescoço empregando um sensor piezoelétrico. Foi realizada uma comparação com a análise acústica para avaliar o funcionamento do dispositivo desenvolvido. A frequência fundamental, obtida com o uso do dispositivo, apresentou valores análogos aos valores obtidos por meio da análise acústica.

Em outro trabalho, Silva (2020), objetivou por meio de análise estatística avaliar a confiabilidade do sensor piezoelétrico na aquisição dos sinais de vibração da pele do pescoço,

utilizando para tanto, o método de correlação intraclasse, e a análise de variância para saber se havia significância efetiva entre as amostras. No entanto, não foi realizada nenhuma caracterização, onde comprovaria a relação fisiológica, anatômica e física, com os resultados obtidos pelo dispositivo, sendo por meios descritivos ou gráficos, que demonstraria a relação entre esses.

No geral, a validade das informações auferidas pelos DVIs se apresentam como mais uma limitação à aplicação da nova tecnologia. É definido que para medidas confiáveis e válidas é necessária a obtenção de dados corretos e apropriados para a circunstância e sujeito. Sendo assim, mais estudos são necessários, bem como a caracterização de dispositivos em desenvolvimento, para a avaliação da qualidade dos parâmetros mensurados, de modo a revelar mais evidências e contribuir para maior compreensão dos aspectos determinantes da confiabilidade de medidas coletadas por DVIs (MANN, 1996; FINLAY *et al.*, 2008 *apud* ROCHA *et al.*, 2016).

Sendo assim, este trabalho propõe a avaliação das características vocais, que é um fator importante a ser validado para relacionar com as teorias anatômicas descritas na literatura, e por ser um dispositivo em desenvolvimento, contribui para a viabilidade do protótipo desenvolvimento. Então, será utilizado o sensor piezoelétrico, desenvolvido por Silva (2020), para a captura dos sinais de VPP, durante quatro dias consecutivos. Os sinais de vibração são obtidos diretamente da fonte glótica, com o intuito de realizar uma caracterização e observar se há variação das medidas de frequência fundamental e suas perturbações como *jitter* e *shimmer*, proeminência do pico cepstral (*Cepstral peak prominence - CPP*) e medidas que avaliam a influência do ruído, tais como, relação sinal-ruído (*Signal to Noise Ratio - SNR*), proporção harmônico-ruído (*Harmonic to Noise Ratio - HNR*) e ruído-harmônico (*Noise to Harmonic Ratio - NHR*).

1.1 OBJETIVO GERAL

Realizar a caracterização de sinais obtidos pela vibração da pele do pescoço para analisar o comportamento das medidas extraídas e comparar com a teoria anatômica do mecanismo de produção vocal, analisando a concordância das amostras para validar o dispositivo para avaliação da qualidade vocal.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Dominar técnicas analíticas, para estudo relacionado à saúde digital, potencializando estudos na área;
2. Incrementar a forma de dispositivos vestíveis que acate um atendimento individualizado, mais eficaz e o registro dos parâmetros fisiológicos constantes permita uma melhor análise da qualidade vocal do paciente;
3. Capturar os sinais de vibração da pele do pescoço empregando um sensor piezoelétrico;
4. Extrair as medidas de frequência fundamental e suas perturbações (*jitter*, *shimmer*), proeminência do pico cepstral, relação sinal-ruído, proporção harmônico-ruído e ruído-harmônico;
5. Analisar a variação das medidas em relação à mudança de intensidade vocal ao longo dos quatro dias de coleta, por meio da análise estatística, para avaliar a viabilidade do protótipo com uso de métodos estatísticos.

2. REVISÃO DE LITERATURA

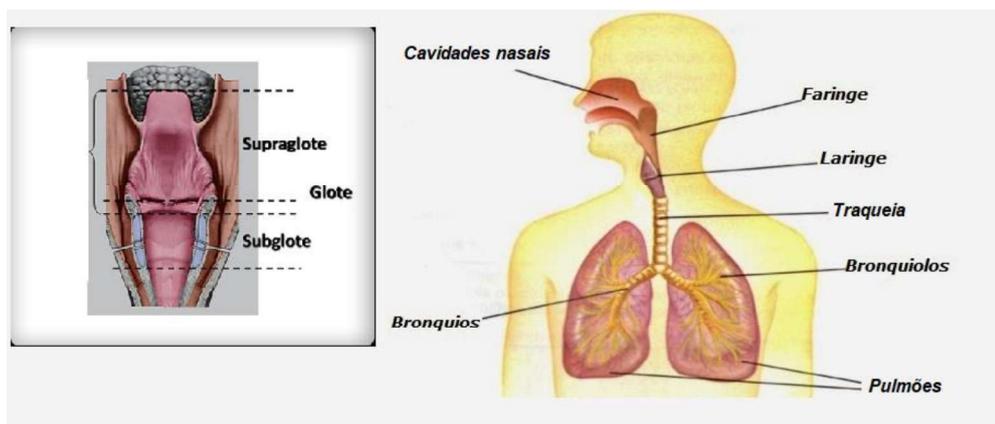
O sinal que representa a produção da fala possui características as quais são distintas de pessoa para pessoa. Isso, difere devido às características anatômicas relacionadas ao dispositivo de fala, e às características obtidas, essa última correspondendo aos diferentes hábitos e estilos de fala adquiridos por cada locutor (TEXEIRA, FERREIRA, CARNEIRO, 2011).

Neste capítulo é apresentado o processo de fonação, as características temporais utilizadas na pesquisa para avaliação da qualidade vocal e o estado da arte, constando estudos recentes em que o projeto foi embasado.

2.1 PROCESSO DE FONACÃO

A produção vocal consiste no efeito combinado entre a região subglótica, composta pelos pulmões, brônquios e traqueia, que gera o fluxo de ar; a região glótica que cria as ondas sonoras, por meio da modelagem do ar, com a vibração das pregas vocais e a região supraglótica, onde encontra-se a faringe, cavidades oral e nasal, que filtram as ondas sonoras, criando a voz (ALZAMENDI, 2016). Na Figura 1 estão ilustradas as regiões anatomicamente.

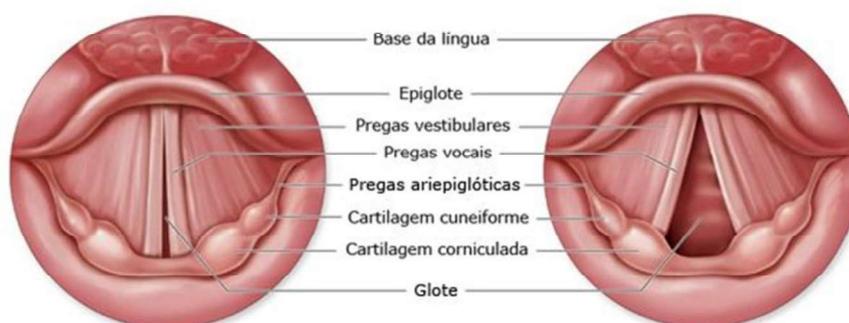
Figura 1 - Ilustração das regiões onde ocorre a produção vocal.



Fonte: Adaptado de CurioSfera-Ciencia (2020) e Elias (2013).

As pregas vocais, que estão localizadas na glote, são tecidos musculosos recobertos por uma mucosa. Elas são paralelas e abrem e fecham para emissão do som, como está ilustrado na Figura 2 (TORTORA; DERRICKSON, 2010).

Figura 2 – Ilustração da glote.



Fonte: Kepps (2019).

Ao iniciar uma tarefa de fala, a diferença de pressão entre a subglote e a supraglote faz com que o fluxo de ar, que passa pela glote, provoque o efeito de sucção (efeito Bernoulli) que, em condições normais, provoca a auto-oscilação das pregas vocais (JIANGI; LIN; HANSON, 2000). A eficiência desta auto-oscilação depende de fatores mecânicos (estrutura anatômica) e aerodinâmicos. O mau funcionamento desses fatores podem ocasionar hiperfuncionamento vocal, comprometendo a eficiência do uso da voz.

Então, resumidamente, pode-se dizer que:

1. As pregas vocais juntam-se para estreitar a saída de ar dos pulmões;
2. O estreitamento provoca um fenômeno chamado som;
3. Ao ser emitido, ele cria a voz. A voz, articulada, forma a palavra;
4. Qualquer inchaço nas pregas vocais altera o fenômeno físico;
5. Esforços internos com a voz, como gritar, falar durante horas, ou cantar sem impostação, podem causar rouquidão aguda ou crônica

Assim, entende-se que as pregas vocais têm uma importante função para o funcionamento vocal. As pregas vocais dos homens são mais longas e grossas, assim, faz com que elas vibrem mais lentamente (TORTORA; DERRICKSON, 2010). Essa vibração gera o que se chama de frequência fundamental da voz. Para os homens o valor de referência para a média da frequência é igual a 100 Hz e para as mulheres é 200 Hz (BEHLAU, 2001). Contudo, a presença de patologias nas pregas vocais, podem provocar mudanças na estrutura física, o que altera as características do sinal de voz emitido pelo locutor (COSTA, 2012).

As mulheres, normalmente, possuem frequência fundamental superior aos homens, de modo que a força de impacto nas pregas vocais será maior, propiciando o aparecimento de distúrbios vocais (BEHLAU, 2001). A força de impacto provocada pelas pregas vocais, durante

o processo de fonação, é proporcional ao quadrado da frequência fundamental (TITZE, 2013), conforme apresentado na Equação 1:

$$F \propto mAf_0^2, \quad (1)$$

em que: F é a força de impacto das pregas vocais; m é a massa do tecido em colisão; A é a amplitude de vibração das pregas vocais e f_0 é a frequência fundamental de oscilação das pregas vocais.

2.2 MEDIDAS EMPREGADAS NA ANÁLISE ACÚSTICA

Para extrair características do sinal de voz, com o intuito de realizar análises para detecção e classificação de patologias de forma não invasiva, é normalmente utilizada a análise acústica a curto intervalo de tempo, a qual é um método de avaliação objetiva, que garante a estacionariedade do sinal, de forma que as medidas estatísticas não mudem no intervalo de tempo de análise (TEIXEIRA; FERREIRA; CARNEIRO, 2011).

Existem diferentes tipos de medidas usadas na análise acústica, que também podem ser utilizadas como métrica para a análise da vibração da pele do pescoço, por caracterizar a fonte glótica. Dentre aquelas comumente utilizadas na prática clínica, serão estudadas neste trabalho: média da frequência fundamental, *jitter*, *shimmer*, proeminência do pico cepstral e medidas que avaliam a influência do ruído, tais como, relação sinal-ruído, proporção harmônico-ruído e ruído-harmônico.

2.2.1 Frequência Fundamental

A medida da frequência fundamental, diz respeito ao parâmetro físico da vibração das pregas vocais, na conduta da vogal sustentada ou em fala encadeada, medida em hertz (Hz), sendo a primeira harmônica produzida pelas pregas vocais. Portanto, um parâmetro relevante para a avaliação anatômica e funcional da laringe, o qual está relacionado à resistência glótica (TEIXEIRA; FERREIRA; CARNEIRO, 2011; TITZE, 2013). De maneira geral, indivíduos que entram em fadiga vocal usam uma frequência mais elevada que o seu valor habitual (TITZE, 2013). Assim, a média da frequência fundamental pode ser utilizada no monitoramento contínuo das atividades vocais para identificar o processo de fadiga vocal.

Segundo Titze (2013) a frequência fundamental (f_0) é um parâmetro que provém de características teciduais do corpo da prega vocal, da cobertura e da estrutura fibrosa das pregas

vocais, tais como massa, elasticidade, comprimento e tensão. Caracteriza a eficiência do sistema fonatório, a biomecânica da laringe e sua interação com a aerodinâmica

Há uma faixa de valores para f_0 de acordo com os diferentes gêneros e idades. Isto acontece porque, anatomicamente, diferencia-se pelo formato da laringe e o tamanho dos músculos intrínsecos e extrínsecos (JIANGI; LIN; HANSON, 2000; TITZE, 2013). Esses valores não são fixos, pois além de mudar por causa do sexo e idade, eles também são considerados dependentes do estado emocional da pessoa, hora do dia (manhã, tarde e noite), estilo de vida (uso de drogas, fumo), uso profissional da voz (voz falada e cantada) e disfonia (GUIMARÃES, 2007; TEIXEIRA; FERREIRA; CARNEIRO, 2011; VIEIRA, 2014).

2.2.2 Jitter

O *jitter* representa a variabilidade ou perturbação da frequência fundamental, sendo possível mensurar o grau de estabilidade do sistema fonatório. O *jitter* pode ser alterado com a irregularidade vibratória ou ineficiência no controle neuromuscular das pregas vocais (TEIXEIRA; FERREIRA; CARNEIRO, 2011; TITZE, 2013).

O *jitter* (local), pode ser calculado conforme a Equação 2:

$$jitter \text{ (local)} = \frac{\frac{1}{N_f - 1} \sum_{t=1}^{N_f - 1} |T_t - T_{t-1}|}{\frac{1}{N_f} \sum_{t=1}^{N_f} T_t} \times 100, \quad (2)$$

em que T_t representa o período fundamental no t-ésimo segmento e N_f é o número de períodos considerados.

2.2.3 Shimmer

O *shimmer* mede a variação na intensidade dos ciclos adjacentes de vibração das pregas vocais e altera-se com a redução da resistência glótica e lesões de massa nas pregas vocais, estando correlacionado com a presença de soprosidade (TEIXEIRA; FERREIRA; CARNEIRO, 2011; TITZE, 2013). A expressão matemática para cálculo do *shimmer* é apresentada na Equação 3:

$$shimmer \text{ (local)} = \frac{\frac{1}{N_i - 1} \sum_{i=1}^{N_i - 1} |A_i - A_{i+1}|}{\frac{1}{N_i} \sum_{i=1}^{N_i} A_i} \times 100, \quad (3)$$

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

2.2.4 Análise Cepstral

De acordo com Lopes *et al.* (2019), a análise cepstral demonstrou ser uma alternativa para avaliação de sinais desviados, uma vez que ela é capaz de determinar a f_0 e produzir estimativas de aperiodicidade e/ou ruído aditivo sem a identificação de limites de ciclo individuais, como preconizado na extração das medidas de perturbação e ruído (DEJONCKERE; WIENEKE, 1996).

A análise cepstral é uma técnica de processamento não linear de sinais baseada numa transformação homomórfica que mapeia convolução em adição, resultando no cepstro (DELLER; HANSEN; PROAKIS, 1993; ALVES *et al.*, 2020). Sendo assim, no geral o cepstro evidencia em que medida os harmônicos advindos da f_0 são individualizados e se destacam em relação ao nível de ruído presente no sinal. Sinais com maior regularidade e menor quantidade de ruído apresentam maior definição e amplitude do pico cepstral dominante (DEJONCKERE; WIENEKE, 1996 *apud* LOPES *et al.*, 2019).

Os coeficientes cepstrais podem ser calculados tanto da FFT (*Fast Fourier Transform*), como a partir dos coeficientes LPC (FECHINE, 2000; SILVA, 2011), que mantém a validade para análise dos efeitos das mudanças provocadas pelas pregas vocais no sinal de voz. Mantendo-se o trato vocal inalterado, ou seja, supondo que o trato vocal é saudável, as mudanças ocorridas no parâmetro, pelas alterações vocais, serão consideradas como sendo provenientes da excitação (COSTA *et al.* 2014).

A partir dos coeficientes de predição linear, $a(k)$, são calculados recursivamente por meio da Equação 4. O uso dessa recursão permite um cálculo eficiente dos coeficientes e evita fatoração polinomial (COSTA, 2008; SILVA, 2011).

$$\begin{cases} c(1) = -a(1) \\ c_1(n) = -a(n) - \sum_{j=1}^{n-1} \left(1 - \frac{j}{n}\right) a(j)c(n-j), & 1 < n < p' \end{cases} \quad (4)$$

em que, n corresponde ao n -ésimo coeficiente da predição linear.

Outra forma de entender a importância do cepstro é visto na Equação 5, lembrando que o sinal de voz $s(n)$ pode ser modelado por um pulso glotal $u(n)$ convoluído com a resposta impulsiva do trato vocal $v(n)$ (ZWETSCH *et al.*, 2006; IRIYA, 2014; COURAS, 2017),

$$s(n) = u(n) * v(n) \quad (5)$$

Os coeficientes cepstrais representam as condições da fonte (laringe) e do filtro (o trato vocal), separadamente. Então a Equação 5 será deconvoluída para separar os componentes. O cálculo do cepstro permite transformar a convolução em uma soma de duas componentes (IRIYA, 2014; COURAS, 2017).

Na Equação 6, houve a separação da Equação 5 por um processo de filtragem linear, a “lifteragem” ou *liftering*, facilitando o estudo individual das modificações ocorridas na fonte e no filtro. Foi utilizada a transformada de Fourier e aplicado o logaritmo da magnitude, resultando em uma função logarítmica chamada cepstral ou cepstro, responsável pela dissociação do sinal de voz.

$$\log(|U(\omega).V(\omega)|) = \log(|U(\omega)|) + \log(|V(\omega)|) \quad (6)$$

Finalmente, a aplicação da transformada de Fourier inversa neste logaritmo, obtém-se o cepstro na Equação 7.

$$c(n) = c_u(n) + c_v(n) \quad (7)$$

Diante disto, se for analisado dentro dos parâmetros cepstrais o pico cepstral, para sinais quase-periódicos, como sons de vogais, o cepstro exibe picos nas quefrências correspondentes a múltiplos inteiros do período fundamental do sinal mais proeminente do que um sinal menos periódico, devido à uma estrutura harmônica melhor definida (DELLER; HANSEN; PROAKIS, 1993 *apud* ALVES *et al.*, 2020).

Neste trabalho foi determinado recorrer à medida da proeminência do pico cepstral (*Cepstral peak prominence - CPP*), já que nesse parâmetro o primeiro pico é explorado. Além de que, a CPP é uma medida bastante utilizada e existem diversos trabalhos os quais aplicam esse método nos estudos, e existem diversos trabalhos os quais aplicam esse método nos estudos (ALVES, 2020; ANTONETTI, 2019).

2.2.5 *Signal to Noise Ratio (SNR), Harmonic to Noise Ratio (HNR) e Noise to Harmonic Ratio (NHR)*

A relação sinal-ruído (*signal-to-noise ratio* - *SNR*) é um parâmetro de extrema importância na transmissão de sinais digitais. Tal parâmetro mostra a relação entre a potência do sinal recebido e a potência do sinal de ruído efetivo, cuja unidade de medida é dada geralmente em decibéis (dB) (KLINGHOLTZ, MARTIN, 1985). Fatores como patologias na laringe, ruído aditivo, quebras de voz, pulsos da frequência fundamental e ataques glóticos intensos são refletidos pela SNR (KLINGHOLTZ, 1990). A expressão para o cálculo da SNR é apresentada na Equação (8):

$$SNR(dB) = 10 \times \log\left(\frac{P_{signal}}{P_{noise}}\right), \quad (8)$$

em que P_{signal} é a potência do sinal e P_{noise} é a potência do ruído.

Em português a HNR, denominada como proporção harmônico-ruído (PHR) caracteriza a relação entre dois componentes de uma onda sonora de vogais sustentadas: componentes periódicos, sinais regulares das pregas vocais e ruído adicional gerado pelas pregas vocais e o trato vocal (FERRAND, 2002). A proporção harmônico-ruído é significativamente diferente entre homens e mulheres (RODRIGUES; BEHLAU; PONTES, 1994). Segundo Ferrand (2002), quando comparado com mulheres jovens (21 a 34 anos) e de meia-idade (45 a 63 anos), a taxa de ruído harmônico é maior, afetada pela idade e menor no grupo de idosas (70 a 90 anos). Porém, HNR (*Harmonic to Noise Ratio*) não é um parâmetro sensível para distinguir entre os grupos de voz normal e voz disfônica.

O método descrito por Yumoto (1983) relaciona a medida de energia acústica do harmônico e a energia do componente do ruído, que são determinados nas Equações 10 e 11, respectivamente, as quais, dependem da Equação 9.

$$f_A(\tau) = \sum_{i=1}^{n_s} \frac{f_i(\tau)}{n_s}, \quad (9)$$

$$H = n_s \cdot \int_0^T f_A^2(\tau) d\tau \quad 0 \leq \tau \leq T, \quad (10)$$

$$N = \sum_{i=1}^{n_s} \int_0^{T_i} [f_i(\tau) - f_A(\tau)]^2 dt \quad 0 \leq \tau \leq T_i, \quad (11)$$

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 12:

$$\frac{H}{N} (dB) = 10 \log_{10} \left(\frac{H}{N} \right) \quad (12)$$

A 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 a NHR (*Noise to Harmonic Ratio*). Na NHR o cálculo é baseado na relação inversa da HNR, que é representado por $\frac{N}{H}$ (YUMOTO, GOULD & BAER, 1982).

2.3 ESTADO DA ARTE

Ao longo do tempo, diversos trabalhos utilizaram sensores de vibração para obter sinais da superfície do pescoço. Nesses estudos é investigado se os sinais de vibração capturados são capazes de fornecer medidas da função vocal, tradicionalmente derivadas do sinal de voz (medidas de perturbação da frequência fundamental, como *jitter*, que indica a perturbação do período e *shimmer*, indicando a perturbação da amplitude). Como exemplos de aplicações podem ser citados os trabalhos a seguir:

Fryd *et al.* (2015) avaliou o potencial para a estimativa não invasiva da pressão subglotal do ar. Utilizou um sensor do tipo acelerômetro na superfície do pescoço para comparar a precisão da estimativa da pressão subglótica em relação à estimativa do nível de pressão sonora, usando o sinal capturado pelo acelerômetro. A amplitude do sinal se correlacionou mais fortemente com as estimativas da pressão subglotal.

O trabalho de *Mehta et al.* (2016) investigou a capacidade da análise por vibração produzir medidas da função vocal, tradicionalmente derivadas da análise acústica do sinal de voz, como *jitter*, *shimmer*, HNR, para auxiliar o desenvolvimento de medidas baseadas em acelerômetro. Utilizou-se 134 pessoas para o estudo, tanto com vozes normais como com distúrbios, e usando as vogais /a/, /i/, /u/ na intensidade habitual. Assim, obteve relações empíricas para o uso do acelerômetro.

Chwalek et al. (2018) propuseram um dispositivo com conexão sem fio para monitoramento dos parâmetros vocais utilizando um acelerômetro e um microfone, proporcionando o *biofeedback* ao indivíduo. O sistema tem o potencial de fornecer avaliações importantes dos distúrbios da voz e da fala e o impacto dos níveis sonoros ambientais à medida que os indivíduos realizavam atividades do cotidiano.

O estudo de *Lei et al.* (2019) consistiu em discriminar entre vozes modais, ofegantes e vozes que possuem fadiga vocal, utilizando o sensor acelerômetro para capturar a vibração na superfície do pescoço, procurando a melhor métrica para categorizar e diferenciar os tipos de vozes. Como métodos, utilizou-se 31 pacientes do sexo feminino, exercendo 5 vogais sustentadas em três modos. Foram usados algoritmos de aprendizado supervisionado para mapear vetores, categorizando os tipos de voz, a métrica estudada foi *feature wrapper*, que faz a seleção de subconjuntos. Como resultado foi alcançado 82,5% de acurácia para a voz soprosa.

Silva et al. (2019) propuseram um colar para capturar os sinais de vibração da pele do pescoço empregando um sensor piezoelétrico, ao invés do sensor acelerômetro. Foi realizada uma comparação com a análise acústica para avaliar o funcionamento do dispositivo desenvolvido. A frequência fundamental, obtida com o uso do dispositivo, apresentou valores análogos aos valores obtidos por meio da análise acústica. Também foi possível extrair valores de *jitter* e *shimmer* com o dispositivo. O colar possui baixo custo de produção é confortável e adaptável a qualquer medida de circunferência de pescoço.

Em *Lin et al.* (2019) foi expandido um estudo para abranger medidas da função vocal baseadas pelo uso do acelerômetro em características de fonação não modais para obter uma estimativa da pressão subglótica. Foi realizado com pessoas com vozes normais, com diferentes tons (fraco, habitual, forte) e alterações na qualidade de voz (modal, soprosa, tensa e áspera). A validação cruzada com k igual a 5, avaliou a robustez do desempenho do modelo usando a métrica de erro quadrático médio para cada modelo de regressão. Cada subconjunto de validação cruzada exibiu uma redução de até 25% no erro de previsão quando o modelo incorporou aspectos multidimensionais do sinal do acelerômetro em comparação com modelos

somente RMS. Assim, obtendo melhora na estimativa da pressão subglótica para fonação não modal.

O trabalho de Silva (2020) propõe analisar a variação e confiabilidade das amostras capturadas de um sensor piezoelétrico, para a aquisição de sinais referentes a vibração da pele do pescoço (VPP). 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 sessões cada, em caráter periódico e, em cada sessão foram coletadas cinco tarefas de fala, sendo duas frases do CAPE-V e a vogal /ε/ sustentada em três intensidades (fraca, habitual e forte). Como resultado, no que se refere à análise de confiabilidade, as medidas de proporção harmônico-ruído (PHR), média e moda da frequência fundamental para vogais sustentadas e média da frequência fundamental e PHR para fala encadeada, resultaram em níveis de correlação de moderado ($CI \geq 0,5$) à bom ($CI \geq 0,75$). Os resultados alcançados neste estudo indicam que o protótipo desenvolvido pode ser utilizado de maneira confiável para análise clínica, possibilitando sua utilização futura no monitoramento contínuo das atividades vocais do indivíduo

No estudo de Song *et al.* (2021) foi desenvolvido um microfone de pescoço próximo à pele com um formato leve e flexível, utilizando o sensor acelerômetro. Nesta proposta foi ponderada a posição do acessório e a pressão de cobertura para maximizar a sensibilidade de captura do sinal. Como resultado, obteve-se como posição ideal, uma região próxima à cartilagem tireoide e confirmou-se que a sensibilidade do dispositivo é maior quando a pressão de cobertura é de aproximadamente 4 mmHg.

Observa-se dos trabalhos citados que existe a necessidade para dispositivos vestíveis em desenvolvimento a realização da caracterização, para a avaliação da qualidade dos parâmetros mensurados, assim, revelando mais evidências e contribuindo para maior compreensão dos aspectos determinantes da confiabilidade de medidas coletadas por DVIs. Dessa forma, o presente trabalho propõe a realização dessa caracterização, empregando o protótipo desenvolvido por Silva (2020).

2.4 VANTAGENS E DESVANTAGENS ENTRE OS MÉTODOS DE ANÁLISE

Dentre as técnicas de processamento de sinal de voz, têm-se a análise acústica e a análise de vibração da pele do pescoço, as quais possuem vantagens e desvantagens. Alguns pontos que diferenciam tais métodos estão destacados no Quadro 1.

Quadro 1 - Vantagens e desvantagens entre a análise acústica e análise da vibração da pele do pescoço.

Tipo de Análise	Vantagem	Desvantagem
Acústica	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Bastante material científico publicado e conhecimento acumulado; ✓ Necessita de equipamento simples para ser realizada. 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ 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.
Vibração da pele do pescoço (VPP)	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Robusto a ruídos acústicos; ✓ Melhor detecção dos fonemas sonoros. 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ No que diz respeito às faixas de normalidade dos parâmetros extraídos, falta material científico disponível ao público sobre o estudo.

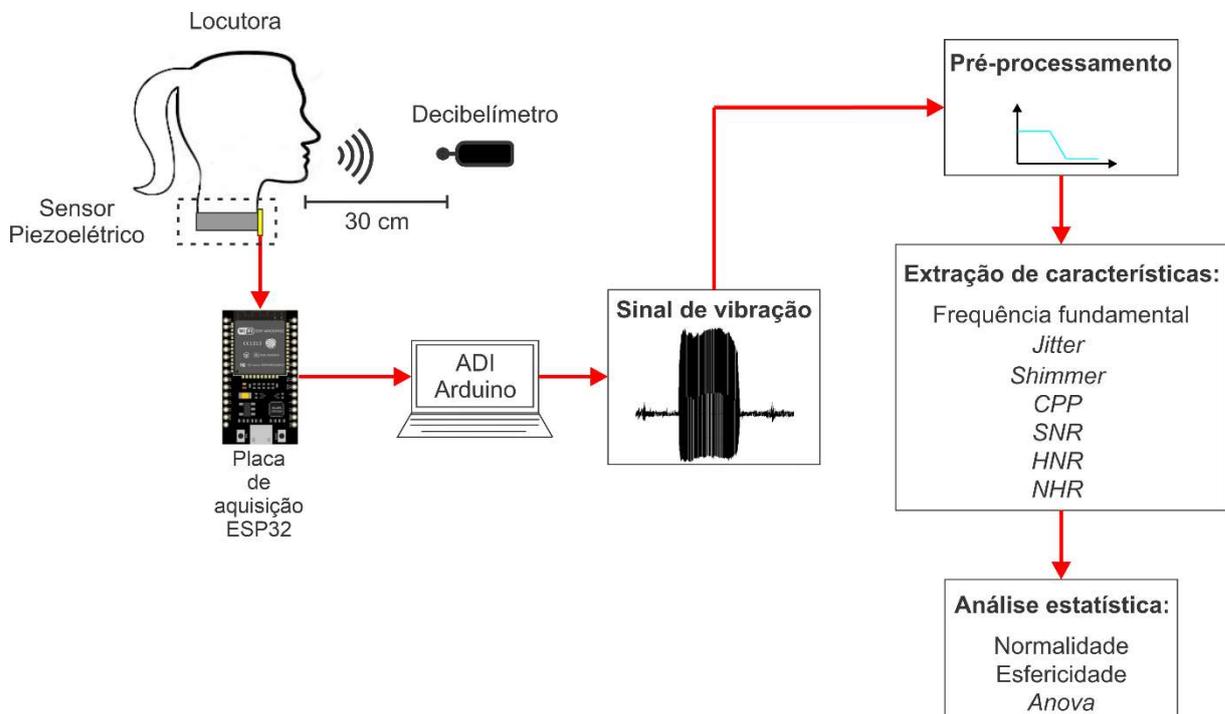
Fonte: Elaboração própria (2022).

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA

O sistema empregado consiste em um colar em que está o sensor piezoelétrico. Os sinais de vibração (VPP) coletados são convertidos em um sinal digital, através da placa microcontroladora ESP 32, que os envia para o ambiente de desenvolvimento integrado (ADI) do Arduino. Para reduzir o ruído proveniente da captura dos sinais de vibração e a interferência do sinal da rede elétrica são realizados processos de filtragem (filtro passa-baixas e passa-altas, respectivamente). Na sequência, as medidas são extraídas, as quais foram escolhidas por serem consolidadas na análise acústica. Foi empregado o programa para análise e síntese de fala PRAAT©, de código aberto, para extração. Por fim, com o intuito de determinar se existe significância estatística das medidas obtidas, é utilizada a análise de variância (Anova). A metodologia utilizada para a aquisição e análise dos sinais de vibração da pele do pescoço é ilustrada na Figura 3.

Figura 3 - Visão geral do sistema utilizado.



Fonte: Elaboração própria (2022).

3.2 SELEÇÃO E AVALIAÇÃO

Este estudo foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa do IFPB (CEP - IFPB), e aprovado conforme o parecer consubstanciado de nº 3.577.570 (ANEXO 1).

Participaram do estudo 30 indivíduos do sexo feminino, brasileiras, com faixa etária entre 18 e 45 anos, que não apresentavam queixas vocais proeminentes, e sem ter passado por avaliação médica. As ocupações das locutoras são: estudantes de ensino técnico, de graduação e de pós-graduação, professoras, assistentes de administração e de serviços de alimentação. Dentre as participantes, não houve critério de seleção ou exclusão sobre a (i) ocupação profissional, (ii) deficiência física, (iii) deficiência imunológica, (iv) uso de medicação hormonal sexual (esteroides ou andrógenos), (v) consumo de álcool, (vi) voz treinada, (vii) tocador de instrumento de sopro, (viii) asma, (ix) uso de cafeína e (x) hábito de fumar. Como exemplos podem ser citados que no estudo foram envolvidas: fumantes, grávidas, participante com problemas de audição, musicistas, fanhas, e algumas que melhoraram de sintomas gripais.

A escolha do gênero advém do fato das mulheres possuírem maior predisposição à distúrbios de voz de natureza comportamental (uso da voz) (COLTON; CASPER; LEONARD, 2011; TITZE, 2013).

3.3 SENSOR PIEZOELÉTRICO

Neste trabalho, o sinal de vibração das pregas vocais foi captado pelo sensor piezoelétrico, o qual é fino, leve e não causa desconforto ao usuário. O dispositivo é composto por um colar, vestido no pescoço, contendo o sensor piezoelétrico, que está conectado a um microcontrolador. Na Figura 4 são ilustrados o sensor de 35 mm de diâmetro e o colar para a sua acomodação.

Figura 4 - (a) Sensor piezoelétrico utilizado. (b) Colar (preto) para fixação do sensor no esterno.



(a)

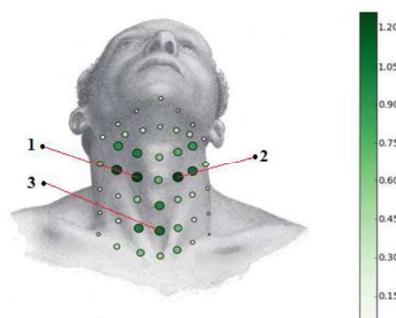


(b)

Fonte: Elaboração própria (2020).

Para detecção da vibração com o sensor, foram utilizadas as informações presentes no trabalho de Nolan, Madden e Burke (2009) o qual apresenta um estudo acerca dos pontos de vibração mais influentes no pescoço, durante o período de fonação. Assim, devido também a simplicidade e praticidade de vestir o colar no locutor, foi escolhido o entalhe esternal (início do osso esterno no pescoço) (SILVA, 2020), como ilustra a Figura 5.

Figura 5 - Regiões de sensibilidade.



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

3.4 COLETA DE DADOS

Para a aquisição dos sinais de vibração, foi solicitado às participantes que inspirassem e emitissem a vogal sustentada /ε/, em três intensidades diferentes. A escolha dessa vogal advém do fato que, de acordo com Gonçalves *et al.* (2009) a vogal /ε/ 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. Assim, por sofrer menor influência do trato vocal, o sinal que foi adquirido próximo a fonte glótica, teoricamente, teria uma forma parecida com a obtida após o trato vocal, isso, serve de base para outros trabalhos que fazem análise acústica da vogal /ε/.

Utilizou-se um decibelímetro (AKSO – Modelo: AK820), distante 30 cm da fonte de emissão, com intuito de efetuar a medição do sinal, em três intensidades vocais: fraca (<70dB), habitual (>70dB e <80dB) e forte (>80dB), permitindo-se a máxima variação de 03 dB em cada leitura. O equipamento é apresentado na Figura 6.

Figura 6 - Decibelímetro utilizado no estudo.



Fonte: Elaboração própria (2020).

Cada pessoa realizou três atividades de voz por sessão, para atestar a variação das medidas com a mudança da intensidade e se o sensor piezoelétrico é capaz de sentir a variação da vibração, além disso, foi necessário um total de quatro sessões em dias consecutivos, sempre no mesmo horário, para aferir a reprodutibilidade do protótipo. A coleta foi realizada sempre iniciando com a emissão mais fraca e terminando com a emissão mais forte, no decorrer de quatro dias consecutivos (com o intuito de analisar a variação dos parâmetros vocais das participantes durante a semana), estabelecendo o mesmo horário todos os dias para cada locutora, de acordo com a rotina de cada pessoa. Um total de 360 sinais de VPP foram coletados, sendo 12 de cada voluntária.

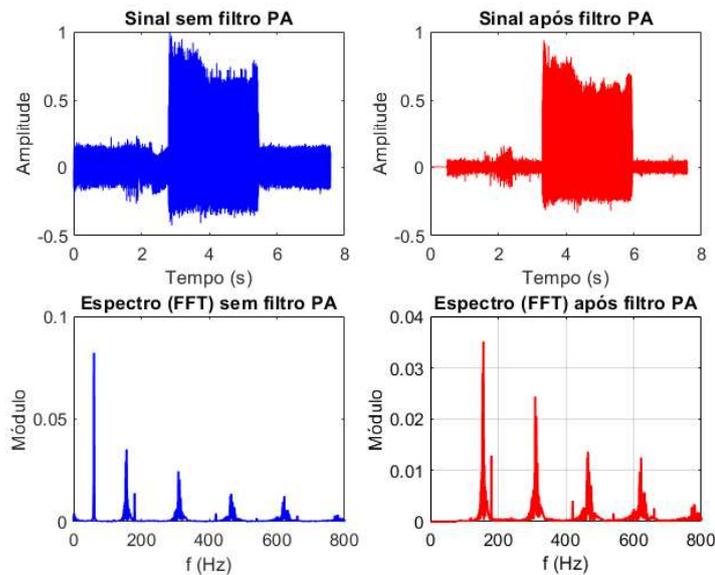
Os horários em que foram coletados os sinais ficou à escolha da participante, assim como os dias. Caso, a aquisição iniciasse na segunda-feira, o último dia de teste seria na quinta-feira. Mas, caso o primeiro dia de coleta iniciasse na terça-feira, a finalização do teste com a participante ocorreria na sexta-feira. Deve-se ressaltar que as voluntárias se mantiveram na mesma posição, durante a gravação das emissões, repetindo a emissão e aumentando a intensidade, que foi medida por um decibelímetro para saber se estava na faixa correta. Porém, no espaço de tempo entre uma coleta e outra, os locutores foram deixados livres para se movimentar.

A coleta ocorreu na sala das professoras, Suzete Élide Nóbrega Correia e Silvana Luciene do Nascimento Cunha Costa, situado no Instituto Federal da Paraíba. A sala contém aproximadamente 7 m².

3.5 PRÉ-PROCESSAMENTO

As técnicas de redução de ruído têm como propósito melhorar o sinal de voz degradado por um ruído aditivo, reduzindo o ruído de fundo presente no sinal. Um bom algoritmo deve realizar uma boa recuperação da onda original (a recuperação física do sinal), melhorar a inteligibilidade (os aspectos auditivos) do sinal ou reduzir a fadiga do ouvinte (DELLER; HANSEN; PROAKIS, 1993 *apud* DINIZ, 2013). Dois filtros foram aplicados na etapa de pré-processamento, sendo um passa-altas e o outro passa-baixas. O filtro passa-altas foi implementado com a finalidade de eliminar o ruído proveniente da rede elétrica, o qual possui uma frequência de 60 Hz. Na Figura 7 é possível visualizar um dos sinais de vibração no tempo e na frequência, antes e após a filtragem passa-altas (PA). O espectro foi obtido através da FFT (*Fast Fourier Transform*), que é um algoritmo que pode converter o sinal para o domínio da frequência.

Figura 7 – Sinal de vibração e seu espectro, antes e após a filtragem passa-altas.



Fonte: Elaboração própria (2022).

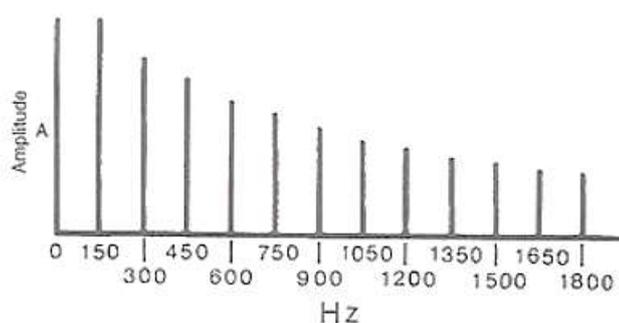
Segundo Titze (2013), a configuração da vogal é uma parte integrante do processo de fonação. Na análise acústica é estudado a teoria fonte-filtro das vogais, em que a fonte do som é o fluxo de ar na glote, o qual varia, e o filtro é o trato vocal. Enquanto a glote produz um som de muitas frequências, o trato vocal seleciona (filtra) um subconjunto dessas frequências para irradiar através da boca.

Sundberg (1977) retifica que na laringe tubular curta estão as pregas vocais. Essa se abre na faringe durante a fala e é coberta pela epiglote durante a deglutição. O trato vocal atua como um ressonador, com frequências que podem ser moduladas pelos articuladores, formando os formantes vocais, que tornam os sons das vogais reconhecíveis. Além disso, há várias não linearidades envolvidas na vibração das pregas vocais e na geração da onda glotal (ROSA, 2002; COSTA, 2012). Essas incluem efeitos devidos às fortes forças de restauração na colisão das pregas vocais, turbulência no fluxo de ar, caso ocorra constrição do trato vocal, durante a produção de sons e ao acoplamento não linear entre a fonte e o trato vocal, durante a pronúncia de alguns sons sonoros (KUMAR *et al.*, 1996).

De acordo com a teoria fonte-filtro, são necessários tubos para a ressonância. Tais tubos são formados pelo final da laringe, faringe e região oral. Como foi dito, a pressão do fluxo de ar se transforma em ondas que se movimentam dentro do tubo, e durante os ciclos ocorre a fuga de ar por cima do tubo (final do tubo, boca) e a pressão que se acumulou no fundo com baixa amplitude e energia. É possível de ondas reverberarem e assim como uma onda pode retornar ao início do tubo (em direção à laringe) (TITZE, 2013).

Na voz, as formas de onda são quase periódicas e o seu espectro é formado por linhas espaçadas, sendo a primeira a frequência fundamental, e as outras linhas são harmônicas. Titze (2013) afirma que, a amplitude de faixa desse espectro é quantificada pelo declive de 12dB/oitava. A Figura 8 ilustra o espectro da fonte glotal de uma voz masculina, observa-se uma queda dos valores de amplitude com o aumento da frequência.

Figura 8 - Espectro da fonte glotal.

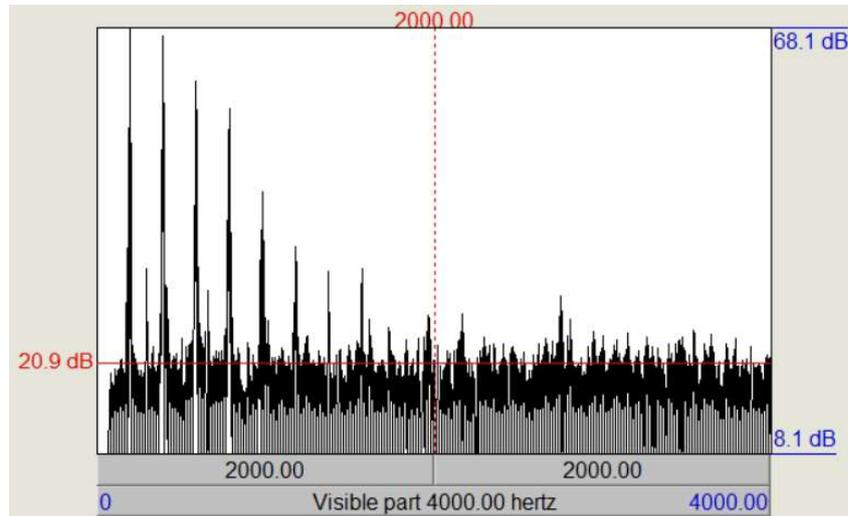


Fonte: Adaptado de Armstrong (2010).

O espectro do sinal de vibração dos sinais capturados pelo sensor piezoelétrico diretamente da fonte, é semelhante a imagem da Figura 8, como ilustrado na Figura 9. Entretanto, observa-se a existência de ruídos, os quais podem ter sido inseridos pelo sensor piezoelétrico durante o processo de captura, o que pode prejudicar a extração das características.

No intuito de melhorar a relação sinal-ruído (SNR), realizou-se uma filtragem passa-baixas (PB), considerando, empiricamente, a frequência de 2000 Hz como ponto de corte, pois percebeu-se que após os 2000 Hz existia uma queda acentuada de amplitude.

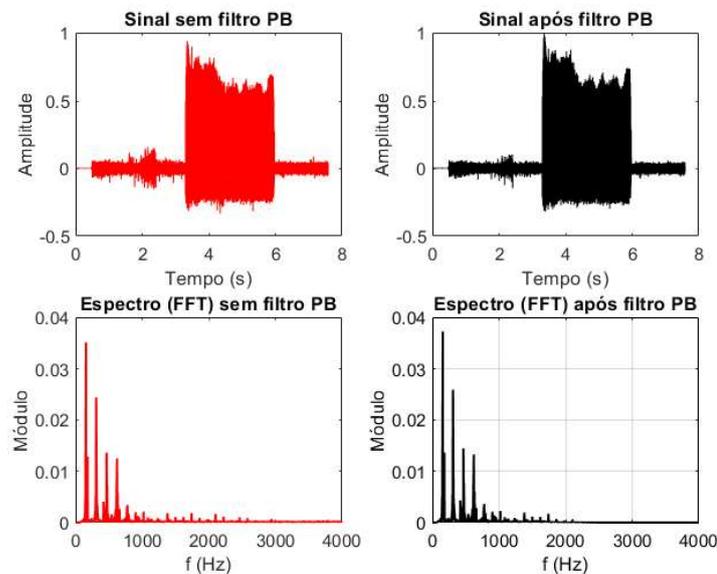
Figura 9 - Espectro da frequência para sinal de vibração com intensidade habitual.



Fonte: Elaboração própria (2022).

O filtro PB escolhido possui uma suavização de 500 Hz, que serve para suavizar o corte do sinal. O valor de 500 Hz foi determinado empiricamente por fornecer maior relação sinal-ruído. (GANDER; VON MATT, 1995; WHEELER; IKEUCHI, 1996). A Figura 10 ilustra o sinal de vibração antes e após a filtragem passa-baixas.

Figura 10 - Sinal de vibração e seu espectro antes e após filtragem passa-baixas.



Fonte: Elaboração própria (2022).

3.6 EXTRAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS

A digitalização dos sinais de vibração foi realizada através da placa de aquisição ESP32, modelo DEVKIT (*Espressif Systems, Shanghai*), a uma taxa de amostragem de 8000 amostras por segundo e 12 bits/amostra, foi escolhida essa taxa de amostragem de acordo com os critérios estabelecidos em Silva (2020), que via a relação de custo benefício para montagem do protótipo. Os sinais de vibração das pregas vocais das locutoras, são enviados para o ambiente de desenvolvimento integrado do Arduino, ao longo do processo de fonação.

O ambiente de desenvolvimento integrado Arduino® transforma o sinal de vibração em dados digitais, que são salvos em formato .TXT. Na sequência, os arquivos de texto foram convertidos para o formato .WAV, permitindo a extração de características através do programa de código aberto PRAAT©. Foram obtidas as seguintes medidas: frequência fundamental, *jitter*, *shimmer*, CPP, HNR, NHR, SNR (BOERSMA; WEENINK, 2020).

3.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para analisar o comportamento das medidas extraídas, e comparar com a teoria anatômica do mecanismo de produção vocal, é realizada análise estatística, de modo a verificar a concordância entre as amostras de um mesmo grupo.

Há vários métodos para extrair fatores dos dados a serem utilizados numa pesquisa. O método de escolha dependerá do que se espera fazer com a análise. Tinsley e Tinsley (1987) fornecem um excelente relato dos diferentes métodos disponíveis. Existem duas coisas a serem consideradas: (i) generalização dos resultados da amostra para a população, (ii) exploração dos dados ou teste de hipótese específica. Para explorar os dados, deve-se considerar aplicar as descobertas à amostra coletada (método descritivo) ou generalizar os resultados para a população (método inferencial) (TINSLEY; TINSLEY, 1987 *apud* FIELD, 2011).

De acordo com a teoria, a análise estatística pode ser dividida em duas partes, a descritiva e a inferencial. Na estatística descritiva, os métodos utilizados são aqueles que descrevem os dados coletados, sendo por meio da organização ou simplificação, como exemplos têm-se, tabelas, gráficos e medidas que resumem os dados brutos. Entretanto, na estatística inferencial, por meio dos métodos utilizados é possível deduzir respostas sobre a população, a partir das amostras. Alguns exemplos de análise são: anova, teste T, correlação, regressão linear, entre outros (ALVES, 2021).

Para o estudo como análise estatística descritiva foi escolhido o método de diagrama de caixa, também chamado de *boxplot*. A interpretação de um *boxplot* é feita comparando a mediana e quartis da variável que está sendo avaliada, nesse caso, as intensidades durante os dias. O primeiro, segundo e terceiro quartil, representam, respectivamente, os percentis 25, 50 e 75. Abaixo do primeiro quartil, encontra-se o limite inferior, e acima do terceiro quartil, tem-se o limite superior, esses não sendo valores mínimos e máximos, caso haja *outliers* nos dados (ALVES, 2021).

Na análise estatística inferencial, é permissível fazer inferências sobre características da população a partir dos dados da amostra. Assim, essa permite estimar parâmetros e tirar conclusões sobre a população com base nas amostras. Para seguir com isso é essencial saber, quem é a sua população e sua variável, tornando vital um tamanho amostral adequado (SILVA, 2020).

Os testes estatísticos inferenciais podem ser divididos em dois grandes grupos (paramétricos ou não paramétricos), conforme fundamentem ou não os seus cálculos na premissa de que a distribuição de frequências dos erros amostrais é normal, as variâncias são homogêneas, os efeitos dos fatores de variação são aditivos e os erros independentes. Se tudo isso ocorrer, é muito provável que a amostra seja aceitavelmente simétrica, possuindo, assim, apenas um ponto máximo, centrado no intervalo de classe onde está a média da distribuição (CAMPOS, 2000).

Em relação à independência das afirmações, essa premissa aplica-se a todas análises inferenciais, não deve ser violada nem em testes paramétricos ou não-paramétricos. Significa que os elementos da amostra não podem apresentar dependência entre si (ALVES, 2021).

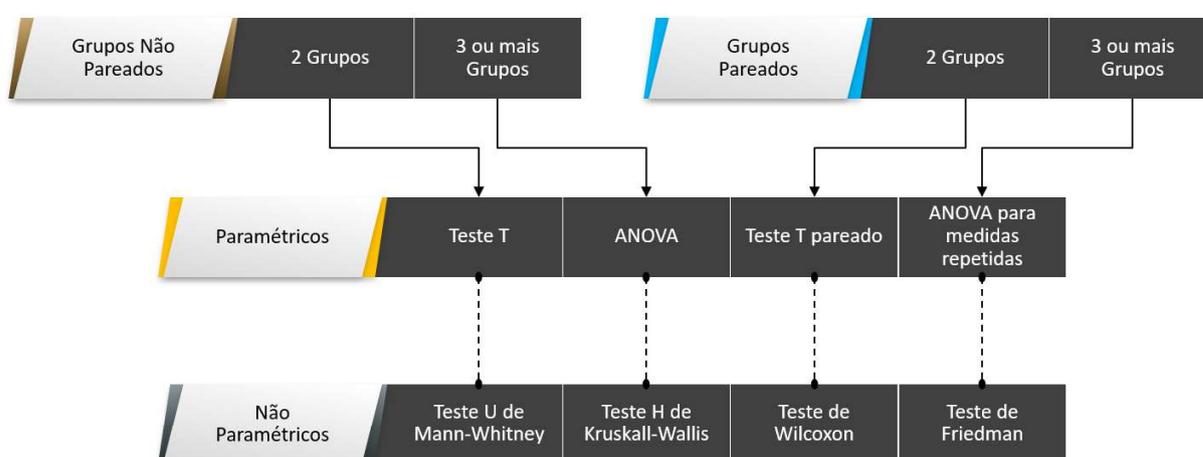
Os testes de normalidade sofrem influência do tamanho amostral quanto à sua eficiência, em amostras pequenas entre 4 e 30 unidades são preferíveis teste de Shapiro-Wilk e Shapiro-Francia. Assim, com o *valor-p* $< 0,05$ para conjunto que mostrem significância, o teste escolhido foi Shapiro-Wilk (TORMAN, 2012; SHAPIRO; FRANCA, 1972; RAZALI; WAH, 2011; LEOTTI; BIRCK; RIBOLDI, 2005; LE BOEDEC, 2016 *apud* MIOT, 2017).

Para o teste de esfericidade, essa está presente nas análises do tipo anova para medidas repetidas, é assumido no teste que, as variâncias das diferenças entre cada par de tratamento sejam iguais entre si. Então, para o pré-requisito da esfericidade existe o teste de W de Mauchly, em caso do pré-requisito inicialmente ser violado, basta usar pequenas correções para que o efeito seja eliminado, ajustando os graus de liberdade, nesse caso, existe dois tipos correções válidas, correção de Greenhouse-Geiser e correção de Huynh-Feldt (MAUCHLY, 1940;

GREENHOUSE; GEISSER, 1959; COLLIER *et al.*, 1967; MAXWELL; GIRDEN, 1992; ELLIOT; WOODWARD, 2007; LEITE; RINO, 2009; DELANEY; KELLEY, 2017).

As análises estatísticas inferenciais ditas como paramétricas têm como requisito que os dados acatem o pressuposto da normalidade, no caso, que os dados apresentem uma distribuição normal, onde a variável do estudo apresenta valores concentrados em torno de um valor central. Em caso negativo, é recomendado o uso de análise não paramétrica, já que essas não necessitam do pré-requisito de normalidade. Ademais, para cada análise paramétrica existe uma não paramétrica equivalente (ALVES, 2021). Dessa forma, para escolher qual teste será empregado no estudo, deve-se observar o organograma ilustrado na Figura 11.

Figura 11 - Organograma hierárquico para escolha do método de análise estatística.



Fonte: Elaboração própria (2022).

Dentre os vários modelos existentes de análises inferenciais, o Anova de 1 fator com medidas repetidas é muito utilizado em pesquisas que consistem no estudo da confiabilidade de protótipos (GOMES, 1990). Esse teste tem como objetivo buscar diferenças entre os grupos pareados. A variável resposta é acompanhada ao longo do tempo, e como condições de uso do teste é necessária a aceitação de três pressupostos para adequação dos dados da pesquisa, que são: independência das observações, normalidade e esfericidade (ALVES, 2021).

Segundo Chwif e Medina (2010), o levantamento de dados sempre está sujeito a valores não usuais. Esses valores são conhecidos como *outliers*. São recomendados o teste *boxplot*, teste do *Z-score* modificado, teste de Grubbs, teste de Dixon, teste de Cochran e correlação linear para identificá-los. Atualmente, a detecção de *outliers* é amplamente utilizada e pesquisada por diversas áreas (ARAÚJO, 2010; FETTERMAN *et al.*, 2015; PEREIRA, 2017).

As razões mais comuns para o surgimento de *outliers* são erros na coleta de dados e eventos raros que podem causar grandes alterações na conclusão final. Ainda por Chwif e Medina (2010), esse tipo de *outlier* é considerado com uma abordagem diferente, pois nada impede que situações totalmente atípicas ocorram durante a coleta de dados e ele continua sendo parte do fenômeno (PEREIRA, 2017).

Para alguns conjuntos de dados, pode haver substancialmente mais atributos do que necessário. Por isso é necessário também uma redução no número de atributos e retirar possíveis *outliers* que sejam tendenciosos e atrapalhem o modelo (MELLO, 2022).

A Análise de Agrupamentos ou Clusterização de Dados é uma técnica de exploração de dados que apresenta muitas variações analisando estatisticamente, e a partir das informações destas variáveis de cada caso, se torna possível através de métodos numéricos agrupar automaticamente por aprendizado não supervisionado os n casos da base de dados, em k grupos, geralmente apartados e denominados *clusters* ou agrupamentos. Zhong *et. al.*, (2010) demonstram no artigo a caracterização de um sinal puro de descarga parcial, para determinar padrões de descarga parcial e realizar a extração de características utilizando a técnica de clusterização *k-Means* para categorizar as semelhanças.

Com o intuito de analisar a concordância das amostras em relação à mudança de intensidade vocal, e também com relação à mesma intensidade ao longo dos quatro dias de aquisição, foi utilizada a análise de variância Anova (*Analysis of Variation*) de 1 fator com medidas repetidas, devido a periodicidade das coletas para uma análise inferencial (GOMES, 1990). E para uma análise estatística descritiva foi escolhida uma ferramenta gráfica para representar a variação dos dados observados, essa sendo por diagrama de caixa, também conhecido por *boxplot*.

Assim, foi utilizado *cluster* para retirada de *outliers* observados por *boxplot*, para padronizar e fornecer uma melhora na análise estatística, já que os dados são dados únicos e possui apenas uma gravação de cada intensidade por pessoa. Além disso, no processo foi necessária mais de uma tarefa, para conseguir alcançar a faixa de decibéis. Os *outliers* podem ser causados por fatores tais como problemas do cansaço, falhas vocais, ou problemas médicos que não foram examinados.

Foi utilizado o programa JAMOVIC. O valor- p representa o nível de significância efetivo às variações estatísticas. O critério para semelhança dos dados utilizados foi o valor- p superior a 0,05 (HAMMER; HARPER; RYAN, 2001; ESPÍRITO-SANTO; DANIEL, 2018).

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste estudo é utilizado um sensor piezoelétrico para capturar os sinais de vibração da pele do pescoço para investigar os parâmetros vocais da voz, assim como na análise acústica. Por ser algo novo, não existe faixa de valores válidas para algumas medidas, já que é capturado na região do pescoço na junção glótica, diretamente da fonte glótica, diferentemente da capturada acusticamente. Porém, é possível analisar e contrapor algumas medidas.

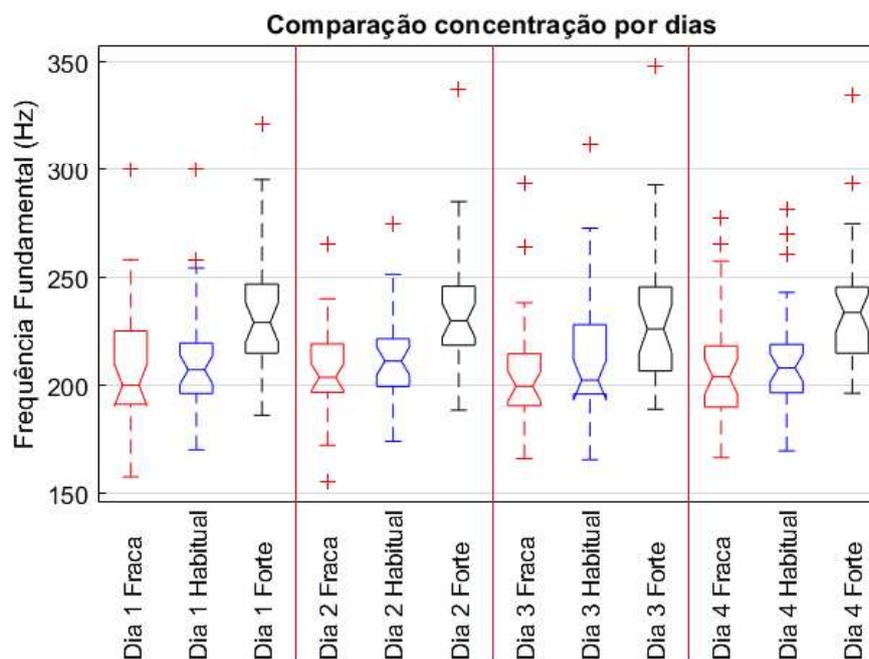
Os valores reais de cada medida, podem ser encontrados no Apêndice 1.

4.1 ESTATÍSTICA DESCRITIVA COM *OUTLIERS*

Para uma melhor análise do comportamento das medidas, os gráficos são apresentados considerando a variação das três intensidades (fraca, habitual, forte). O *boxplot* permite visualizar a distribuição de dados, fornecendo uma análise visual da posição, dispersão, simetria, caudas e valores discrepantes (*outliers*). Dessa forma, para os resultados são apresentados na análise estatística descritiva de cada medida (f_0 , *jitter*, *shimmer*, CPP, HNR, NHR, SNR), doze *boxplots*. Cada *boxplot* contém 30 valores, que corresponde ao número de participantes. Nas Figuras 12-18 foram utilizados 360 valores no total, distribuídos por intensidade ao longo dos quatro dias.

Na Figura 12 deve ser observado o resultado dos valores da linha mediana para a medida de frequência fundamental. É perceptível que o valor das linhas medianas (segundo quartil, segunda linha horizontal da caixa) entre todas as locutoras, se eleva de acordo com as intensidades, como era esperado. Isso ocorre com um padrão para todos os dias do monitoramento, mesmo que ocorram casos de uma amostra ter um *boxplot* assimétrico positivo. No caso, quando a posição da linha da mediana é próxima ao primeiro quartil, isso quer dizer que a maior quantidade (ALVES, 2021).

Figura 12 – *Boxplot* para medida de f_0 ao longo dos quatro dias com *outliers*.



Fonte: Elaboração própria (2022).

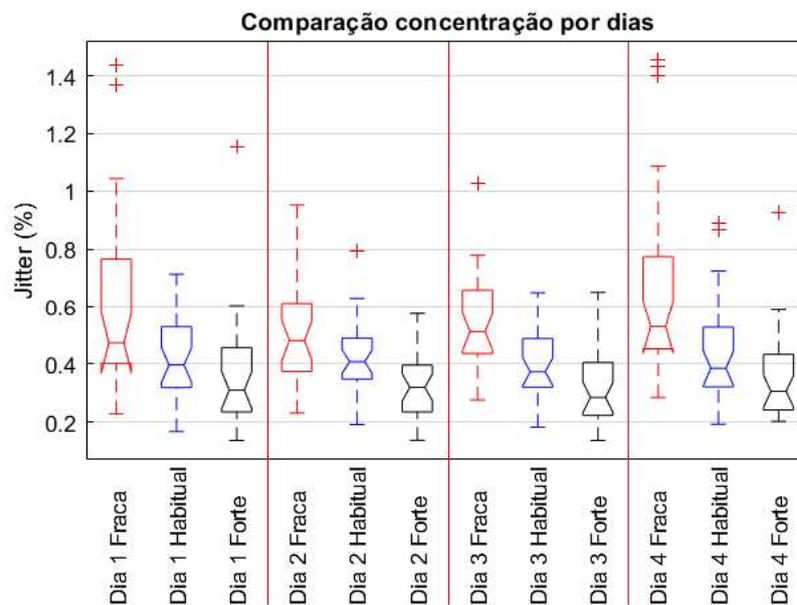
Sobre os valores quantitativos obtidos da f_0 , é normal a elevação da frequência quando ocorre o aumento da intensidade na emissão (TITZE, 2013). O ajuste na mudança da f_0 é algo normal, pois a prega vocal humana é formada de tecidos flexíveis. Pode haver uma variedade de condições na rigidez efetiva que são encontradas na fonação normal. O comprimento da prega vocal é a primeira variável geométrica no ajuste da f_0 . O mesmo controla a tensão longitudinal na cobertura da prega vocal. Nas pregas vocais, a tensão e comprimento varia. O aumento do comprimento é o meio pelo qual as fibras em várias camadas do tecido podem ser tensionadas. Para vozes normais não treinadas, o aumento da intensidade ocasiona o aumento da f_0 . Assim, seguindo com a literatura, o aumento da emissão provoca o tensionamento das pregas. Desta forma, o comprimento do tecido das pregas aumenta, elevando conseqüentemente a frequência do ciclo glótico. Este fenômeno, também ocasiona o aumento da pressão subglótica, e conseqüentemente o melhor impedimento de passagem de ar no fechamento glótico, com isso, a emissão eficaz da voz (TITZE, 2013).

Na Figura 13 ilustra a variação do *jitter* em relação às intensidades no decorrer dos dias. Observa-se um decréscimo do valor na linha mediana, comparando-se as três emissões em cada dia de coleta. Os valores da mediana da medida de *jitter* nas intensidades consideradas fracas,

são maiores que nas intensidades habitual e forte do respectivo dia. Sobre os valores quantitativos obtidos de *jitter*, na emissão com intensidade fraca, significa que nessa intensidade a medida não parece ser confiável. Do primeiro dia ao quarto, é notável o padrão em declínio da intensidade fraca até a forte. Além disso, o *boxplot* para as intensidades fracas ultrapassam os valores quantitativos das outras intensidades no primeiro e terceiro quartil (FIELD, 2009; ALVEZ, 2021).

Nota-se que, a variação dos dados, gerou alguns *boxplot* assimétricos positivos, nos quais os valores que estão entre o segundo e o terceiro quartil possuem uma maior proporção. Tal fato, é evidenciado nos dias 1 e 4 na intensidade fraca, onde a altura da caixa é alta, significando que, o intervalo de variação das distribuições é maior. É possível dizer que a maior variação ocorre no primeiro e último dia de teste, refletindo o emocional da voluntária. No primeiro dia era comum as participantes estarem ansiosas, e no último dia estarem agitadas para finalizar a coleta.

Figura 13 - *Boxplot* para medida de *jitter* ao longo dos quatro dias com *outliers*.



Fonte: Elaboração própria (2022).

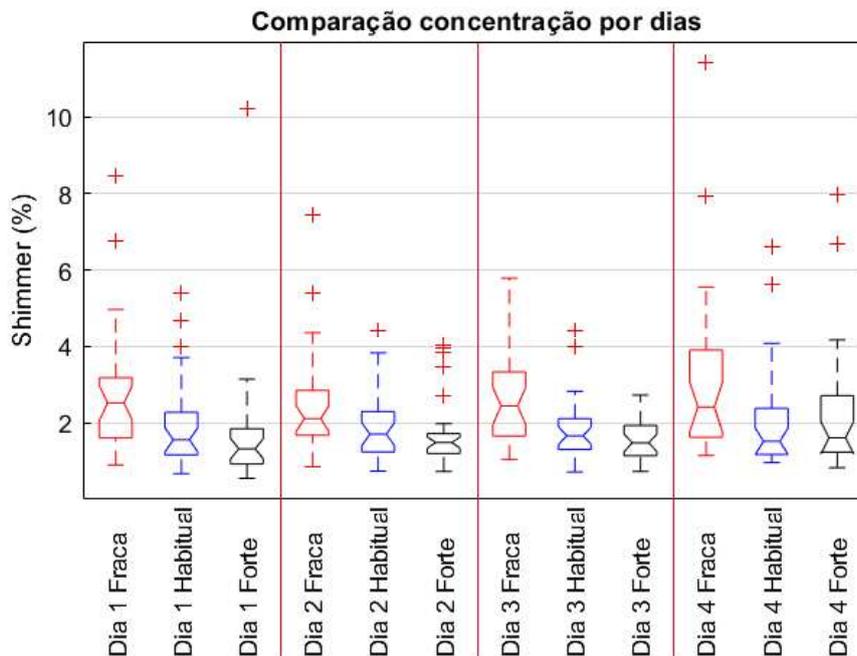
Na literatura, caso as pregas vocais fiquem relaxadas durante a passagem do fluxo de ar na região glótica, o fechamento glótico não terá a mesma eficiência. Seguindo isso, haverá mau funcionamento durante o ciclo glótico, já que haverá passagem de ar fragmentado da pressão subglótica gerada para emissão da fala eficaz, causando soprosidade, assim, afetando o grau de

estabilidade fonatória e o controle de vibração, o que influencia diretamente na medida *jitter* ((JIANGI; LIN; HANSON, 2000; TITZE, 2013).

Observa-se que, de acordo com a literatura para as medidas de perturbação do sinal (*jitter* e *shimmer*), para intensidade mais fraca, o tecido das pregas vocais fica mais relaxado, e quando ocorre a passagem do fluxo de ar, a pressão subglótica não é suficiente para ocasionar a auto-oscilação eficaz das pregas vocais. Desta forma, afetando o grau de estabilidade fonatória, e o controle de vibração, influenciando diretamente o *jitter* e o *shimmer*, por ocasionar uma redução da resistência glótica, e sopro na emissão (TITZE, 2013).

Na Figura 14 tem-se o resultado de *shimmer*. Os valores medianos seguiram a mesma tendência da medida de *jitter*, tendo um decréscimo no valor da linha mediana com o aumento da intensidade. Do primeiro dia ao terceiro, é notável o padrão em declínio da intensidade fraca até a forte. Porém, houve uma diferença no quarto dia quando comparado os valores das intensidades habitual e forte, no caso, verifica-se um acréscimo da medida do *shimmer* na intensidade forte.

Figura 14 - *Boxplot* para medida de *shimmer* ao longo dos quatro dias com *outliers*.



Fonte: Elaboração própria (2022).

Na emissão da intensidade fraca, *shimmer* obteve um valor quantitativo superior ao das outras intensidades, em todos os dias de coleta dos dados. Isso decorre pois, na literatura um

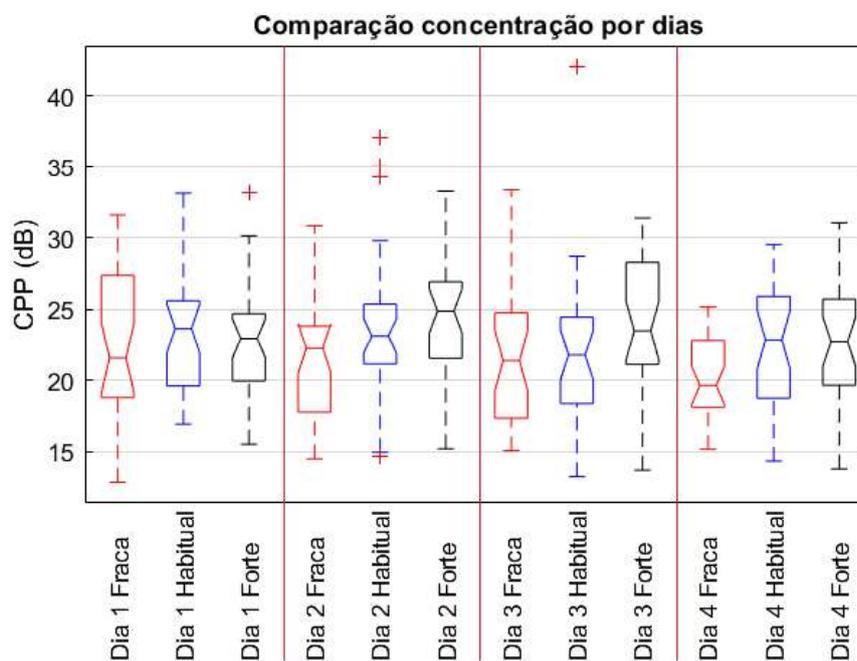
maior valor para medida de *shimmer* indica alteração, então em relação à redução da resistência glótica, que está correlacionada com a presença de ruído à emissão e com a soproidade. (JIANGI; LIN; HANSON, 2000; TITZE, 2013).

O acréscimo na medida de *shimmer* para o quarto dia na intensidade forte, pode ser justificado pelo fato da aquisição ter ocorrido no último dia da coleta, podendo ter sido influenciado pela fadiga vocal nas participantes, já que o último dia de coleta geralmente era no último dia da semana, após uma semana intensa de atividades. Assim, as intensidades fraca e forte são menos confiáveis para medida de *shimmer*.

Na Figura 15 deve ser observado o resultado dos valores medianos para a medida da proeminência do pico cepstral. É perceptível que o valor das linhas medianas para a medida de CPP se eleva de acordo com as intensidades, isso ocorre no segundo ou no quarto dia. No primeiro dia ainda não segue esse padrão. Isso se deve por causa da medida CPP investigar o pico cepstral nas quefrências correspondentes a múltiplos inteiros do período fundamental do sinal, significando que, ao ter uma estrutura harmônica melhor definida, melhor os dados da medida CPP (DELLER; HANSEN; PROAKIS, 1993; ALVES *et al.*, 2020).

Podem ocorrer dificuldades no primeiro dia de coleta, por ser um dia ainda de inexperiência por parte dos participantes, em que são passadas as orientações de ajustes e de uso do colar.

Em todo caso, de acordo com Iriya (2014), a CPP é uma medida onde para ter o sinal de voz são necessárias vibrações glotais e a filtragem do trato vocal. Dessa forma, analisando a Figura 15 percebe-se que ao longo dos dias há variação das caixas de distribuição mesmo quando retratado da mesma intensidade, já que é uma medida que analisa o trato vocal.

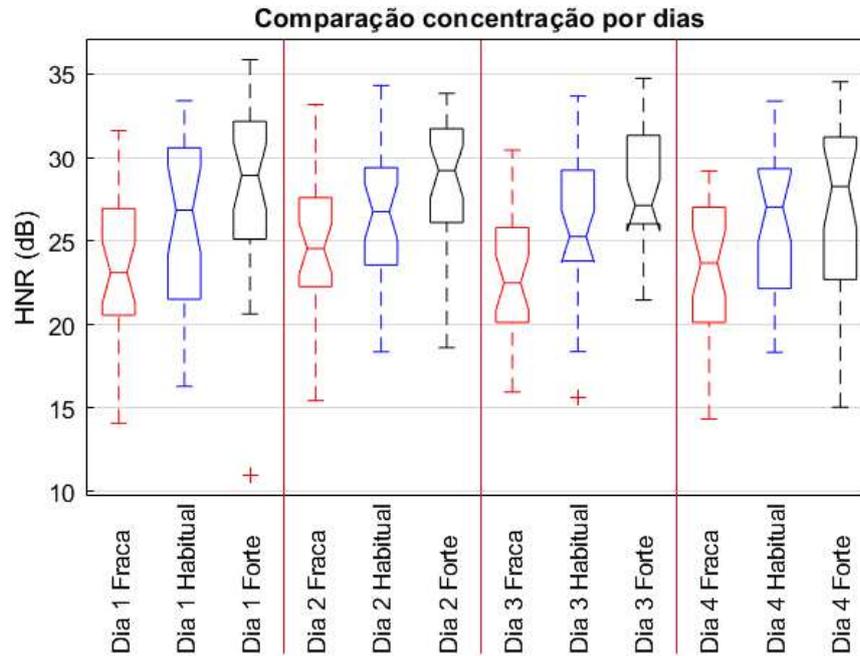
Figura 15 - *Boxplot* para medida de CPP ao longo dos quatro dias com *outliers*.

Fonte: Elaboração própria (2022).

De acordo com os cálculos de Yumoto, Gould e Baer (1982), sobre a proporção harmônico-ruído, enquanto uma medida é $\frac{H}{N}$ (razão do harmônico por ruído) a outra é o inverso. Para o HNR ter uma configuração onde os valores medianos aumentam de acordo com a mudança de intensidade (fraca para habitual, e habitual para forte), é porque à medida em que ocorre o aumento da intensidade nas emissões, aumenta também o número de harmônicas no sinal.

É possível visualizar na Figura 16 o aumento do valor na linha mediana em HNR, pois quanto mais harmônicas e menor ruído, maior será a medida. Sobre a variação da distribuição ser maior, é porque as alturas das caixas são maiores, tornando o intervalo de variação maior, já que a distância entre o primeiro quartil e o terceiro quartil são maiores (FIELD, 2009; ALVEZ, 2021). Os tamanhos das caixas podem indicar que há uma grande variação nos valores, esses podem ser explicados pelo nível de pressão sonora capturado pelo decibelímetro no dia da coleta, já que havia um limite de 3 dB que a participante poderia alterar para cada intensidade, já que não é possível obter os mesmos valores de nível de pressão sonora de participantes sem treino, assim afetando avidamente na variação de distribuição.

Figura 16 - *Boxplot* para medida de HNR ao longo dos quatro dias com *outliers*.

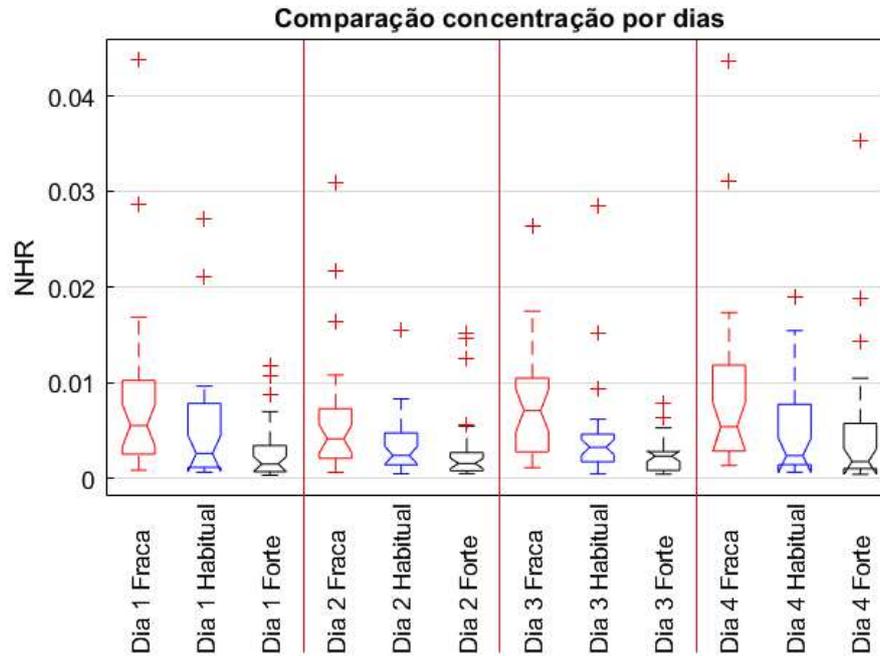


Fonte: Elaboração própria (2022).

É ilustrado na Figura 17 o valor de NHR. Deve ser observado que quando a emissão advém da intensidade fraca, a linha mediana é mais elevada que as outras intensidades.

Seguindo ainda pelos cálculos de Yumoto, Gould e Baer (1982), obtém-se uma proporcionalidade diferente para a medida de NHR, esta sendo a razão do ruído por harmônicas. Então, quando o número de harmônicas aumenta, o valor do NHR tende a ser baixo. Assim, quando se eleva a intensidade aumenta o número de harmônicas. Neste caso, é seguro dizer que na intensidade fraca será menor o nível de harmônicas.

Figura 17 - *Boxplot* para medida de NHR ao longo dos quatro dias com *outliers*.

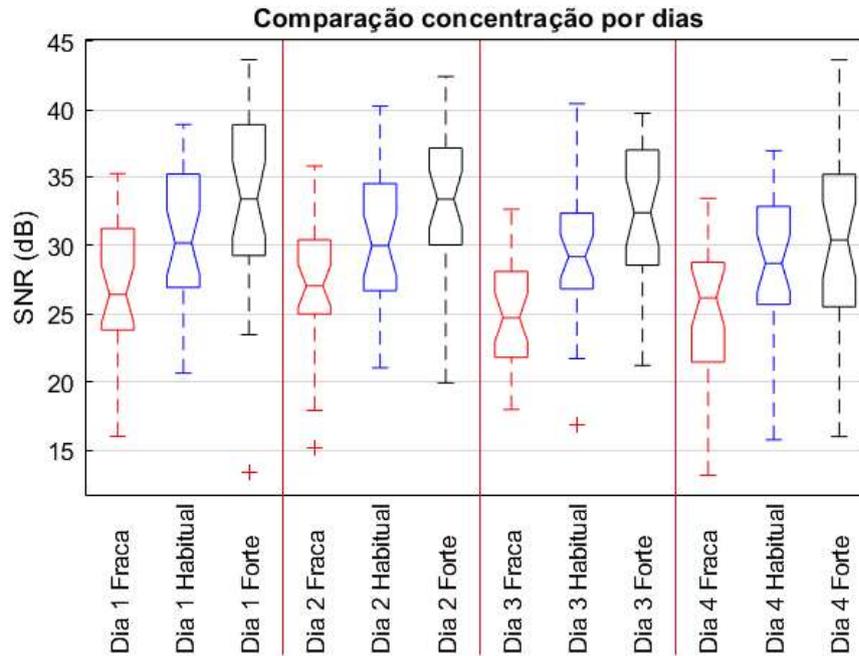


Fonte: Elaboração própria (2022).

Sobre a variação da distribuição, pode-se perceber que tanto há *boxplot* assimétrico positivo, como *boxplot* assimétrico negativo, com predominância em assimétricos positivos, onde o valor com maior concentração estaria entre o segundo e terceiro quartil, no caso, obtendo valores um pouco mais altos (ALVES, 2021). Esse formato de *boxplot* ocorre em todas as intensidades do quarto dia, o que significa que a relação ruído-sinal para a maior parte da população (participantes) foi maior neste dia, devido provavelmente ao cansaço e fadiga vocal, já que, muitas vezes além de ser o último dia do teste, era o último dia da semana.

Na Figura 18 está ilustrada a variação do SNR em relação à intensidade no decorrer dos dias. É possível ver que os valores da mediana da medida aumentam quando a intensidade é elevada. No caso, a potência do sinal de voz é a maior que a potência do ruído, já que, quando se amplifica o tom de voz, a amplitude do sinal tende a aumentar, elevando respectivamente a potência do sinal (KLINGHOLTZ, MARTIN, 1985; KLINGHOLTZ, 1990; TITZE, 2013).

Figura 18 - *Boxplot* para medida de SNR ao longo dos quatro dias com *outliers*.



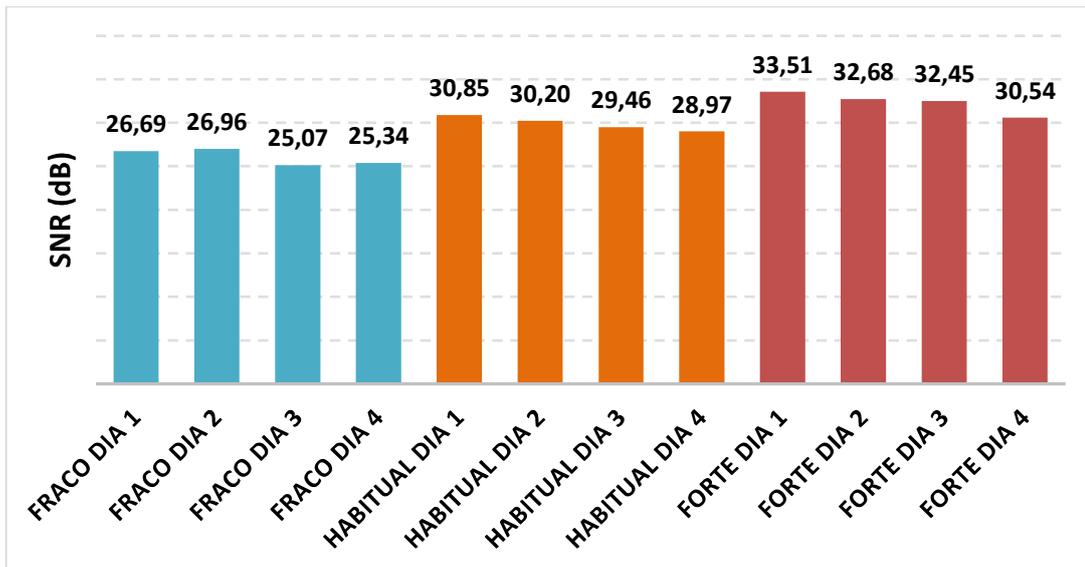
Fonte: Elaboração própria (2022).

Por ser uma medida que investiga a relação do ruído, ocorre uma maior variação na sua distribuição, pois, para cada pessoa em dias diferentes, tanto a colocação quanto a pressão efetivada no colar não são as mesmas, podendo haver discrepâncias no caso devido a obtenção de ruídos.

Na análise acústica a SNR é utilizada para garantir se o sinal foi verdadeiramente afetado pelo ruído, a ponto de não retornar fiabilidade para execução das medidas. Para isso, é visto o valor médio, o qual de acordo com Deliyiski, Shaw e Evans (2005), sinais com valores abaixo da faixa de 28 dB e 30dB não possuem confiabilidade, para uma voz com intensidade habitual. Então, foi analisado o valor médio para todas intensidades, todos os dias.

Na Figura 19 é observado o resultado dos valores médios para a relação sinal-ruído contendo a variação das três intensidades (fraca, habitual, forte). É perceptível que o valor das médias entre todas as locutoras para a intensidade fraca a média total juntando os quatro dias dá 26,01 dB, para a intensidade habitual o valor médio de todos os dias corresponde à 29,86 dB, e a intensidade forte é 32,29 dB para a média entre dia 1 a 4. Cada medida contém a média para as 30 amostras, que corresponde ao número de participantes.

Figura 19 - Médias para a medida de SNR.



Fonte: Elaboração própria (2022).

Analisando os resultados obtidos pela relação sinal-ruído era esperado o aumento do valor se comparar cada intensidade com o mesmo dia. A média das emissões fraca, habitual e forte para a medida de SNR diminuiu ao passar dos dias como é possível ver, ratificando que no último dia as participantes podiam estar mais cansadas e com fadigas vocais, ou não posicionou o sistema de forma funcional por estar agitada por ser o último dia de teste, e a pressão na pele não foi o suficiente para capturar de forma amplificada melhor as vibrações.

Tanto para uma melhor análise estatística inferencial que será utilizada à frente, como para atingir um valor médio entre todos os dias para a intensidade habitual maior que 30 dB, foi realizado uma clusterização de dados para retirada dos *outliers* encontrados pela análise de caixas (*boxplot*).

O agrupamento foi executado pelo algoritmo *k-Means*, gerado individualmente para cada participante, já que cada pessoa tem suas propriedades únicas. A quantidade de *clusters* foi definida para quantidade de *outliers* que existiam para a medida respectiva da participante.

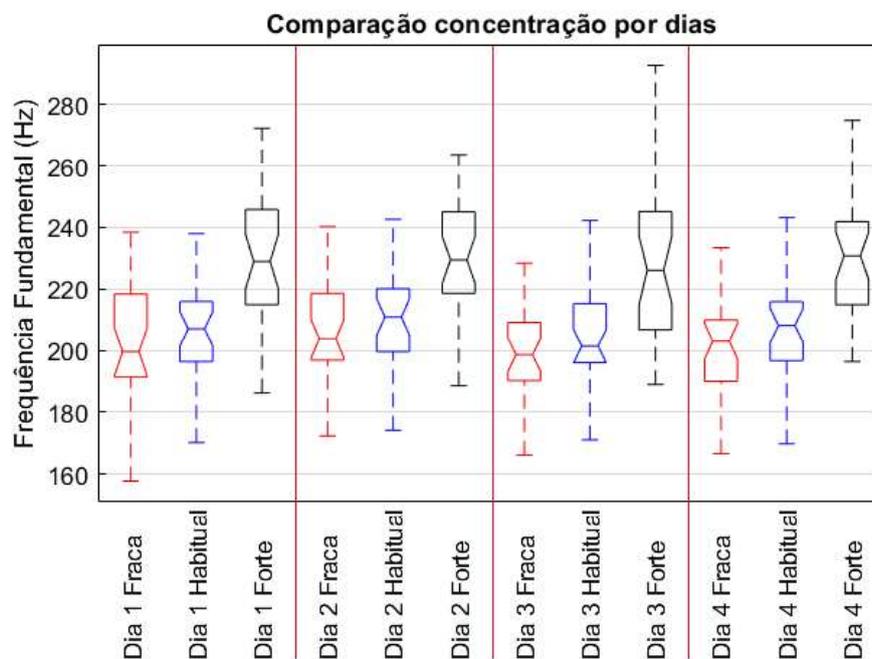
Assim, para os próximos resultados serão apresentados nas Figuras 20-26 a análise estatística descritiva de cada medida novamente (f_0 , *jitter*, *shimmer*, CPP, HNR, NHR, SNR), doze *boxplots*. Cada *boxplot* contém 30 valores, que corresponde ao número de participantes, foram utilizados 360 valores no total, distribuídos por intensidade ao longo dos quatro dias.

4.2 ESTATÍSTICA DESCRITIVA SEM *OUTLIERS*

Relembrando que, para uma melhor análise do comportamento das medidas, os gráficos são apresentados pela variação das três intensidades (fraca, habitual, forte). A interpretação de um *boxplot* é feita comparando a mediana e quartis da variável quantitativa nas categorias da variável qualitativa, nesse caso as intensidades durante os dias.

Na Figura 20 deve ser observado o resultado das linhas medianas para a medida de frequência fundamental. É perceptível que as linhas medianas entre todas as locutoras, continua a se elevar de acordo com as intensidades. Ocorrendo para todos os dias do monitoramento

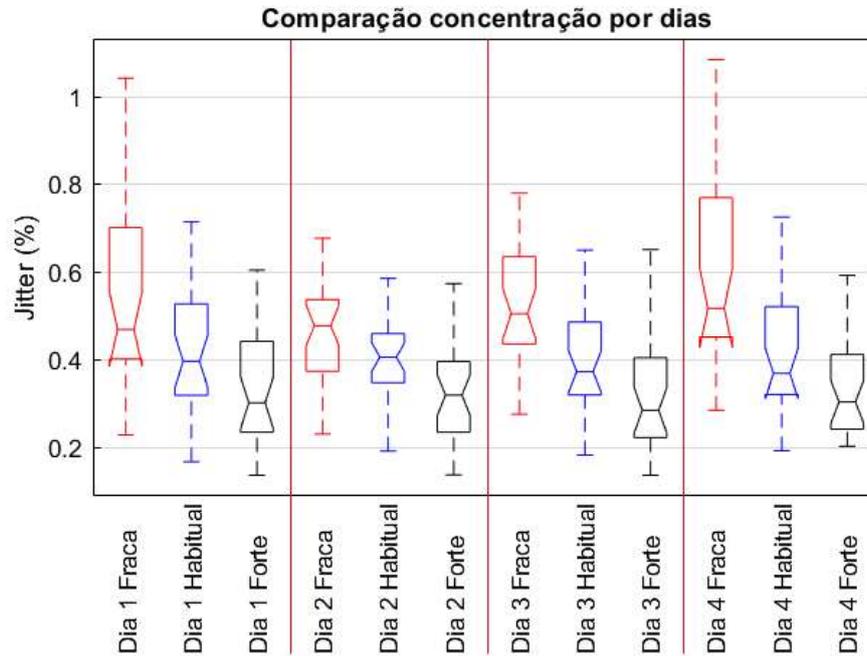
Figura 20 - *Boxplot* para medida de f_0 ao longo dos quatro dias sem *outliers*.



Fonte: Elaboração própria (2022).

A Figura 21 ilustra a variação do *jitter* em relação as intensidades no decorrer dos dias sem os *outliers*. Observa-se um decréscimo do valor na linha mediana comparando-se as três emissões em cada dia de coleta. Assim, o valor na linha mediana da medida de *jitter* após a retirada dos *outliers* na intensidade fraca continua sendo maior que nas intensidades habitual e forte do mesmo dia, corroborando com a literatura, já que com as pregas mais relaxadas o valor de *jitter* aumentaria (TITZE, 2013). Após a retirada dos *outliers* os maiores valores continuam sendo para os dias 1 e 4 na intensidade fraca, porém comparado com a Figura 13 o maior valor seria no limite superior que está próximo de 1 %.

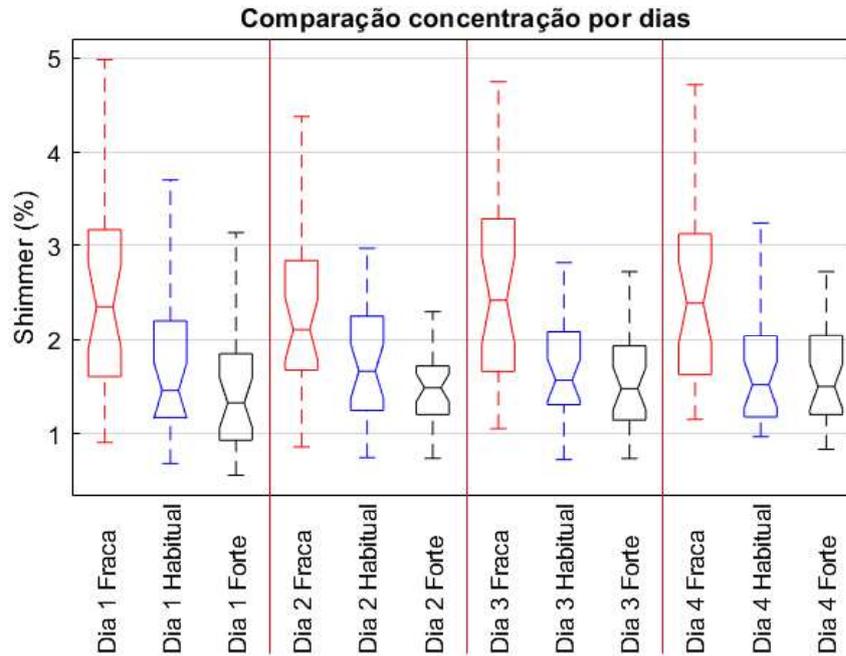
Figura 21 - *Boxplot* para medida de *jitter* ao longo dos quatro dias sem *outliers*.



Fonte: Elaboração própria (2022).

Na Figura 22, tem-se o resultado do *shimmer*. Os valores para a linha mediana para o *shimmer* seguiram a mesma tendência do *shimmer* com *outliers* da Figura 14, tendo um decréscimo na medida com o aumento da intensidade. Na emissão com intensidade fraca, o valor de *shimmer* continua maior do que nas outras intensidades, seguindo de acordo com a teoria de Titze (2013) sobre a eficiência na fonação quando relacionado às medidas de perturbações na frequência (*jitter*, *shimmer*). Diferente da Figura 14 onde existe valores atípicos que são os chamados de *outliers*, nesse *boxplot* após o ajuste dos *outliers*, em todos os dias é notável o padrão em declínio da intensidade fraca até a forte, assim, os valores das medianas sofreram ajustes, principalmente no quarto dia. Os valores do limite superior agora são próximos de 5 %, no máximo, e os valores para o terceiro quartil apenas um pouco maior que 3 %.

Figura 22 - *Boxplot* para medida de *shimmer* ao longo dos quatro dias sem *outliers*.

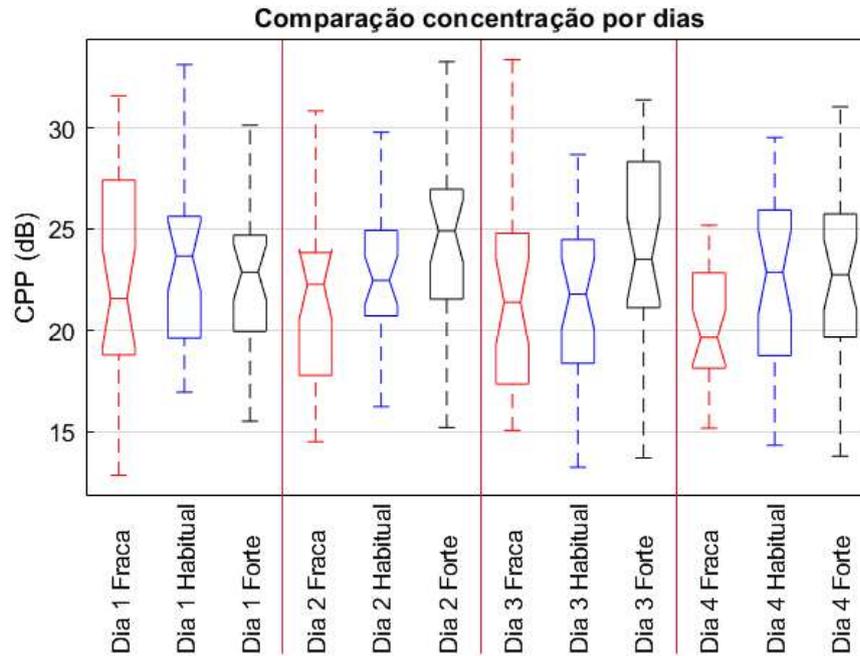


Fonte: Elaboração própria (2022).

Na Figura 23 deve ser observado o resultado dos valores medianos para a medida de CPP. É perceptível que o valor das linhas medianas para a medida de CPP, se eleva de acordo com as intensidades, isso ocorre do segundo dia ou quarto. No primeiro dia não segue esse padrão, isso, deve-se porque a medida CPP investiga o pico cepstral nas quefrências correspondentes a múltiplos inteiros do período fundamental do sinal, significando que, ao ter uma estrutura harmônica melhor definida, melhor os dados da medida CPP.

Portanto, por acontecer no primeiro dia, o qual é explicado como e onde posicionar o colar e por as participantes estarem mais agitadas tanto pela participação do estudo como por qualquer acontecimento durante o dia, o ajustamento do colar no primeiro dia pode não ter sido tanto eficaz (DELLER; HANSEN; PROAKIS, 1993; ALVES et al., 2020). Além disso, a medida há mais variações por ser uma análise do trato vocal, e o sinal é retirado da fonte glótica, onde não há informação necessária para essa medida.

Figura 23 - *Boxplot* para medida de CPP ao longo dos quatro dias sem *outliers*.



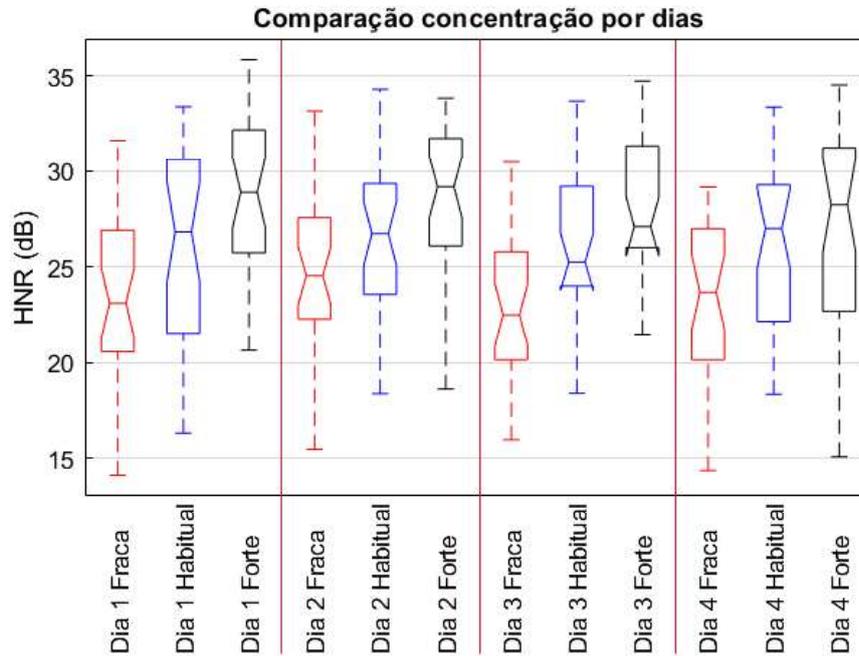
Fonte: Elaboração própria (2022).

Na Figura 24, para o HNR ter uma configuração onde os valores medianos aumentam de acordo com a mudança de intensidade (fraca para habitual, e habitual para forte), é porque a medida que ocorre o aumento da intensidade nas emissões, acrescenta o número de harmônicas no sinal. É possível visualizar na Figura 24 o aumento do valor na linha mediana em HNR, pois quanto mais harmônicas, e menor ruído, maior será a medida.

Em relação à variação da distribuição, é possível dizer que é alta, porque as alturas das caixas são grandes, em menor caso a diferença de 5 dB entre o primeiro quartil e o terceiro quartil e, em maior caso diferença de 10 dB, tornando o intervalo de variação maior, já que a distância dos quartis são maiores (FIELD, 2009; ALVEZ, 2021).

Assim, é lembrado que o tamanho das caixas advém da variação da distribuição dos valores, e quando relacionado aos decibéis, houveram prerrogativas sobre o nível de pressão sonora estabelecido que a participante deveria obter, nesse caso, uma variação de 3 dB para cada uma, em cada emissão todos os dias.

Figura 24 - *Boxplot* para medida de HNR ao longo dos quatro dias sem *outliers*.



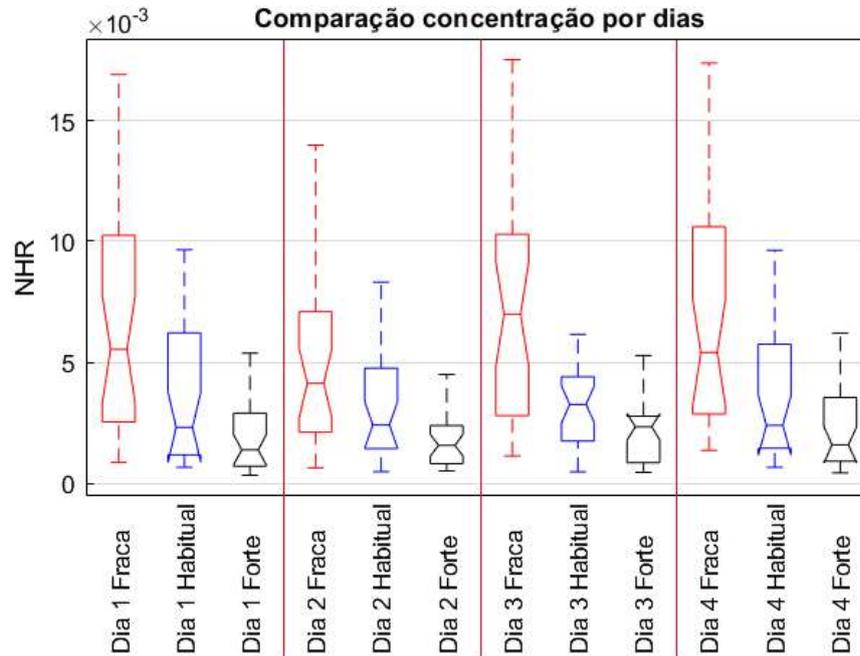
Fonte: Elaboração própria (2022).

É ilustrado na Figura 25 o valor de NHR, deve ser observado que quando a emissão advém da intensidade fraca a linha mediana é mais elevada que as outras intensidades.

Então, quando o número de harmônicas aumenta, o valor do NHR tende a ser baixo. Assim, quando se eleva a intensidade consequentemente aumenta o número de harmônicas, como visto na Figura 24, neste caso, é seguro dizer que na intensidade fraca será menor o nível de harmônicas (YUMOTO; GOULD; BAER, 1982).

Em relação à variação da distribuição, pode-se perceber que tanto há *boxplot* assimétrico positivo como *boxplot* assimétrico negativo, com predominância em assimétricos positivos, onde o valor com maior concentração está entre o segundo quartil e o terceiro quartil, no caso, obtendo valores um pouco mais altos. Sobre os valores no limite superior, diferente da Figura 17, esses agora estão próximos de 0,015 para intensidade fraca, para intensidade habitual mantêm-se abaixo de 0,01 e na intensidade forte, com o ajuste dos *outliers* os limites superiores mantêm-se próximos a 0,005.

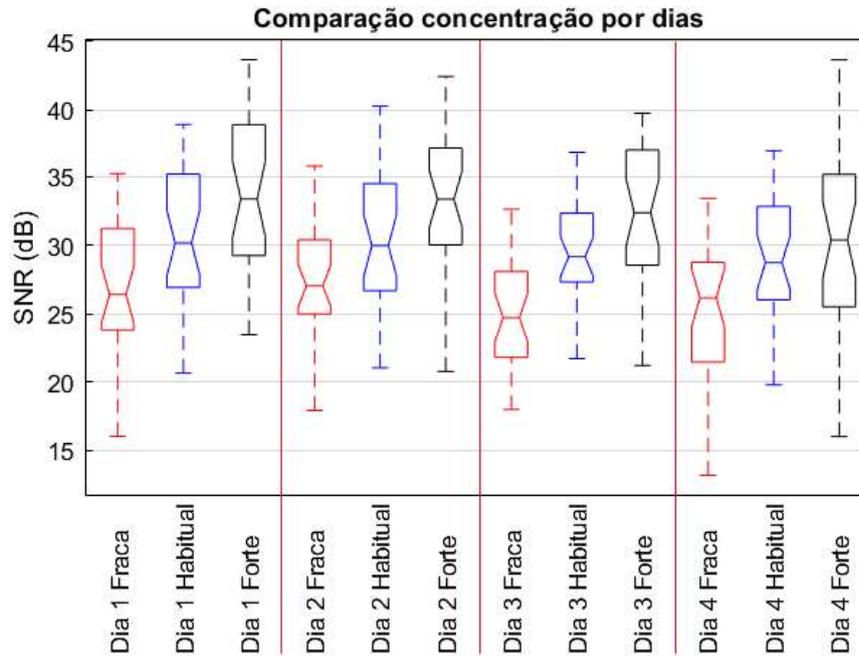
Figura 25 - *Boxplot* para medida de NHR ao longo dos quatro dias sem *outliers*.



Fonte: Elaboração própria (2022).

Na Figura 26 é ilustrado a variação do SNR em relação a intensidade no decorrer dos dias. É factível concluir que os valores da mediana da medida aumentam quando a intensidade é elevada. Nessa circunstância, a potência do sinal de voz é a maior que a potência do ruído, pois, caso se for amplificado o tom de voz, a amplitude do sinal tende a amplificar, elevando respectivamente a potência do sinal (KLINGHOLTZ, MARTIN, 1985; KLINGHOLTZ, 1990; TITZE, 2013). Em relação a Figura 18 que ilustra o *boxplot* visualmente não há grandes diferenças, já que haviam poucos *outliers* para essa medida.

Figura 26 - *Boxplot* para medida de SNR ao longo dos quatro dias sem *outliers*.

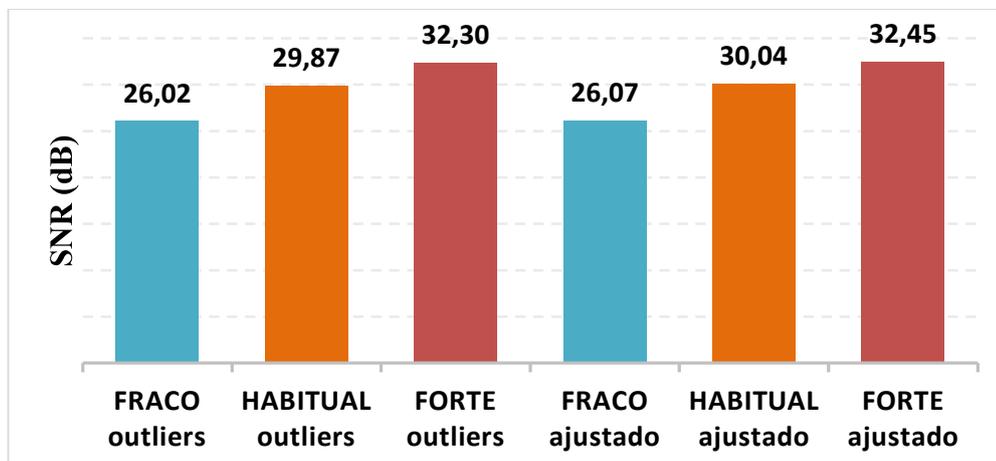


Fonte: Elaboração própria (2022).

O ajuste dos *outliers* foi feito tanto para uma melhor análise estatística inferencial que será utilizada na seção 4.3, como para atingir um valor médio entre todos os dias para a intensidade habitual maior que 30 dB (DELIYSKI; SHAW; EVANS, 2005).

Sendo assim, apenas para comparação das médias na Figura 27 é possível ver que as três intensidades elevaram um pouco o valor em dB, e analisando a intensidade habitual, esta atingiu os 30 dB.

Figura 27 – Comparação para medida de SNR nas três intensidades com *outliers* e ajustados (sem *outliers*).



Fonte: Elaboração própria (2022).

Em questão comparativa com outros trabalhos existentes que possuem as mesmas características, os valores de *jitter* e *shimmer* na intensidade habitual obtidos nesse trabalho, com o sensor piezoelétrico, ficaram na mesma faixa de valores que os apresentados no trabalho de Mehta *et al.* (2016), que faz uso do sensor do tipo acelerômetro. O valor de *jitter* local ficou concentrando abaixo de 0,6% e o valor do *shimmer* local, concentrado abaixo de 2%. Ainda em Mehta *et al.* (2016), é apresentado os valores para medida de HNR, no trabalho deste a medida possui concentração de valor entre 25 dB à 40 dB, e os obtidos no presente trabalho possuem valores na faixa média entre 23 dB à 30 dB, isso sendo para os valores para a medida de HNR na intensidade habitual.

Dessa forma, o presente trabalho obtém uma faixa de valores menor quando comparado, isso é devido à um valor de harmônicos menor em relação ao ruído nos sinais. Uma explicação factível pode ser que a colocação e o contato do colar com a pele não obtiveram um modelo perfeito, já que mesmo sendo obtido da fonte glótica os valores de amplitude dos harmônicos são baixos. Para isso, é visto que no trabalho de Song *et al.* (2021) além de ser obtido uma posição ideal, a qual é próxima à cartilagem tireoide, a mesma já utilizada no presente estudo, pode-se confirmar que a sensibilidade do dispositivo utilizado, o qual foi o sensor do tipo acelerômetro, é maior quando a pressão de cobertura é de aproximadamente 4 mmHg. Nesse caso, mesmo tendo o ajuste do colar por um elástico para adequar no pescoço do participante, não é possível dizer quanto de pressão foi imposta na pele do locutor, já que a parte do elástico pressiona apenas um terço do tamanho total do sensor.

Em relação a medida da f_0 , os valores obtidos no presente estudo estão dentro da faixa de normalidade, encontrada na literatura para mulheres entre 18 e 45 anos (TEIXEIRA; FERREIRA; CARNEIRO, 2011).

4.3 ESTATÍSTICA INFERENCIAL

Os testes inferenciais apresentam algumas premissas para serem utilizados, no caso, como foi ilustrado na Figura 11 para escolha do método.

A independência significa que não existe correlação entre os resíduos, uma observação não tem efeito sobre a outra, o que no caso, não apresentam, já que os 30 elementos são as 30 participantes, pessoas diferentes, com formas e tratos vocais diferentes, então independentes entre si. Dessa forma, a premissa da independência foi aceita.

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. Assim, após

o teste de Shapiro-Wilk, a premissa foi aceita, dando a população confirmação que as distribuições são normais

A esfericidade é a igualdade das variâncias de um nível de resposta. Assim, foi utilizado o teste de Mauchly, e ocorreu ser necessário usar as correções e a utilizada foi a de Greenhouse-Geisser, após isso, a premissa de esfericidade foi aceita.

Dessa forma, como na análise estatística inferencial são realizadas as premissas para o tipo de análise, e com os três pressupostos aceitos, o método então ficou sendo anova de 1 fator com medidas repetidas, para analisar se há significância na variação das medidas. Na Tabela 1 é apresentado o resultado da análise de variância em relação as medidas extraídas (f_0 , *jitter*, *shimmer*, CPP, HNR, NHR e SNR) para cada intensidade. Estão destacados com asterisco os valores que apresentam significância estatística do conjunto, ou seja, possuem $valor-p < 0,05$. Observa-se que, para a maioria das medidas, o conjunto de amostras não possui diferença estatística, que indica igualdade entre os tratamentos. Diferentemente, houve dois conjuntos que possuem $valor-p < 0,05$, o que expressa significância estatística, estes foram para medida de *jitter* na intensidade fraca e a medida SNR para intensidade forte. Torna-se relevante destacar que as medidas que sofreram significância vieram dos grupos com intensidades diferentes do habitual.

Tabela 1 - Resultado do teste estatístico Anova.

Medidas	Intensidade		
	<i>valor-p</i>		
	/ε/ fraca	/ε/ habitual	/ε/ forte
f_0	0,133	0,681	0,451
<i>Jitter</i>	0,030*	0,951	0,941
<i>Shimmer</i>	0,474	0,947	0,496
CPP	0,201	0,355	0,107
HNR	0,149	0,760	0,169
NHR	0,084	0,428	0,098
SNR	0,056	0,425	0,015*

Fonte: Elaboração própria (2022).

Normalmente, em trabalhos ao realizar o teste estatístico, avalia-se se o conjunto obteve significância. Quando uma análise de variância (anova) dá um resultado significativo, isso indica que pelo menos um grupo difere dos outros grupos. No entanto, o teste não indica qual grupo difere. Após a realização da análise de variância (ANOVA), testes post hoc são necessários para identificar quais dos pares de grupos diferem. O tipo de teste post hoc utilizado

foi o teste de Tukey, com nível de confiança como 95%, o que significa que queremos que nossa taxa de erro familiar seja de 0,05. O Teste de Tukey consiste em comparar todos os possíveis pares de médias e se baseia na diferença mínima significativa (D.M.S.), considerando os percentis do grupo. No cálculo da D.M.S. utiliza-se também a distribuição da amplitude, o quadrado médio dos resíduos da ANOVA e o tamanho amostral dos grupos (HAYTER, 1986; WILLIAMS; ABDI, 2010; FIELD, 2011; CAMPOS *et al.*, 2012; DOS SANTOS *et al.*, 2013; ALVES, 2011).

Sendo assim, na Tabela 2 são apresentadas as comparações em pares para os quatro dias para a estimativa das médias marginais para medida de *jitter*. É mostrado em sequência a diferença da média, o número de elementos que existia por amostra, e o *valor-p* para Tukey, no caso, se for abaixo de 0,05 quer dizer que esse conjunto de par testado tem significância estatística, possui uma diferença nas médias.

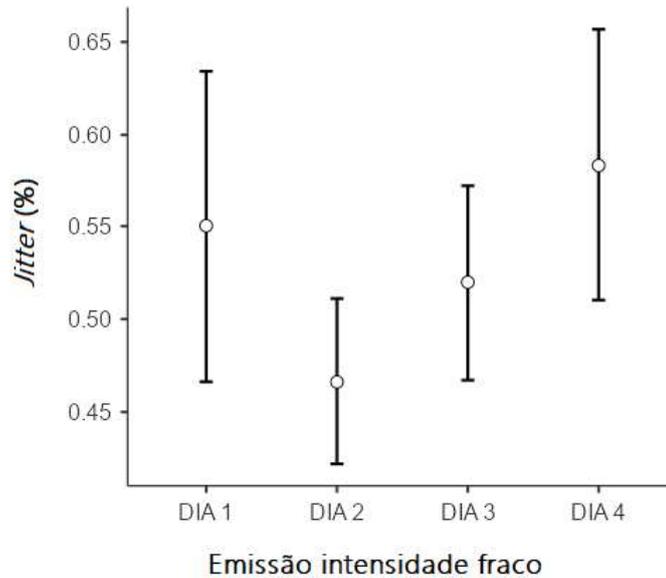
Tabela 2 - Teste post hoc de Tukey para *jitter* na intensidade fraca.

Comparação em pares					
Emissão Fraca		Diferença da média	Elementos	p _{tukey}	
DIA 1	- DIA 2	0.0841	30	0.170	
	- DIA 3	0.0304	30	0.892	
	- DIA 4	-0.0333	30	0.876	
DIA 2	- DIA 3	-0.0537	30	0.199	
	- DIA 4	-0.1174	30	0.017*	
DIA 3	- DIA 4	-0.0637	30	0.460	

Fonte: Elaboração própria (2022).

Então, com a realização do teste de post hoc, é viável entender que o resultado significativo da Anova foi causado principalmente pelos dias 2 e 4, por terem maior diferença significativa, sendo este o erro de conjunto. Para visualizar as médias marginais disponibilizadas pelo Teste de post hoc de Tukey, a Figura 28 contém os quatro dias da intensidade fraca para medida de *jitter*.

Figura 28 – Médias marginais para *jitter* na intensidade fraca.



Fonte: Elaboração própria (2022).

Na Figura 28, observa-se que, tanto as médias contêm uma diferença de valor considerável em relação aos outros dias, como os limites superior do dia 2 e inferior do dia 4 contêm quase o mesmo valor, significando que nenhum dos valores se sobrepõem. Tal fato, pode ser devido que, no segundo e terceiro dia para a estatística descritiva, os *boxplots* de todas as medidas tinham melhor distribuição, já que as participantes já sabiam como realizar procedimento durante a coleta, e também, ainda estava no meio da semana de teste.

Assim, é visto que a medida de *jitter* para intensidade fraca não é confiável, já que esta medida se relaciona com o controle de vibração, e por ser uma emissão baixa afeta a estabilidade fonatória.

A outra medida que obteve significância foi na intensidade forte para SNR. Sendo assim, na Tabela 3 é apresentado as comparações em pares para os quatro dias para a estimativa das médias marginais. É mostrado em sequência a diferença da média, o número de elementos que existia por amostra, e o *valor-p* para Tukey, no caso, se for abaixo de 0,05 quer dizer que esse conjunto de par testado tem significância estatística, possui uma diferença nas médias.

Tabela 3 - Teste post hoc de Tukey para SNR na intensidade forte.

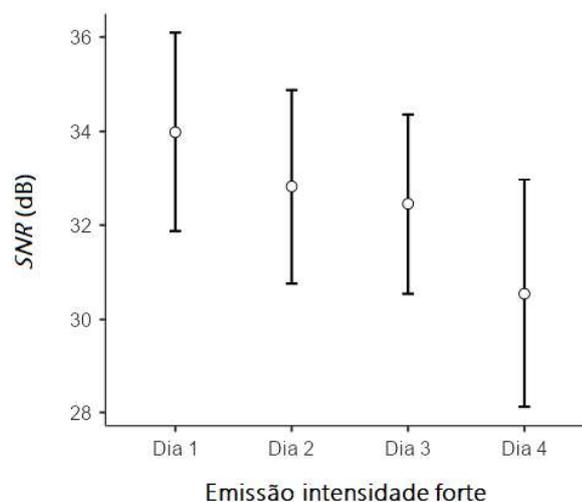
Comparação em pares					
Emissão Forte		Diferença da média	Elementos	p_{tukey}	
DIA 1	- DIA 2	1.165	30	0.641	
	- DIA 3	1.532	30	0.179	
	- DIA 4	3.439	30	0.071	
DIA 2	- DIA 3	0.367	30	0.957	
	- DIA 4	2.273	30	0.219	
DIA 3	- DIA 4	1.906	30	0.323	

Fonte: Elaboração própria (2022).

Com o teste de post hoc realizado, pode-se compreender pela Tabela 3 que o resultado de significância na Tabela 1 foi causado principalmente pelos dias 1 e 4 terem diferença quase significativa, sendo este o erro de conjunto. Para esta medida é sabido que ao estudar relação sinal-ruído vários podem ser os efeitos causados do ruído no sinal, no caso, na Figura 19 pode ser visto todas as intensidades e todos os dias para a medida de SNR, e é admissível dizer que, ao passar dos dias havia uma diminuição do valor na medida, sendo justificável porque, com o passar dos dias e da semana, com o esforço do uso da voz das participantes, essas podiam estar mais cansadas e tendo uma progressão com fadiga vocal durante a semana.

Para visualizar as médias marginais oferecidas pelo Teste de post hoc de Tukey, a Figura 29 contém os quatro dias da intensidade forte para medida de SNR.

Figura 29 - Médias marginais para SNR na intensidade forte.



Fonte: Elaboração própria (2022).

5. CONCLUSÕES

Neste estudo, foi utilizado o dispositivo de Silva *et al.* (2020) que permite extrair características de sinais referentes as pregas vocais a partir da vibração da pele do pescoço. Controlando o material de fala e a postura do paciente ao decorrer da emissão, as variações observadas das características f_0 , *jitter*, *shimmer*, CPP, HNR, NHR, e SNR, foram avaliadas separadamente, de modo à analisar o comportamento das medidas estatisticamente com as teorias fisiológicas descritas pela anatomia do mecanismo de produção vocal. Através dessa análise, foi possível confirmar que os comportamentos das medidas extraídas pelo sinal de vibração acompanham as teorias da análise acústica existentes.

Com uso da estatística inferencial foi possível avaliar a confiabilidade das medidas, para isso, os pressupostos foram atendidos, significando que é possível analisar a variação das características por um método paramétrico. Ao realizar a Anova, analisando entre os dias de coleta, em cada intensidade, a maioria dos grupos obteve valores entre as médias próximos, não apresentando significância estatística. Porém, para duas medidas, *jitter* e SNR, para as intensidades fraca e forte, respectivamente, não obtiveram *valor-p* > 0,05, assim, apresentando significância estatística, onde há discrepância de uma hipótese estatística em relação aos dados observados.

Com o Teste de post hoc de Tukey, que é normalmente utilizado quando uma análise de variância (Anova) dá um resultado significativo, visualizou-se que para a medida de *jitter* a significância está na comparação entre as médias marginais dos dias 2 e 4 na intensidade fraca. Assim, sobre os valores quantitativos obtidos de *jitter*, na emissão com intensidade fraca, significa que nessa intensidade a medida não parece ser confiável. Para a medida de SNR na intensidade forte, foi possível ver que os dias 1 e 4 são os que causam mais diferenças. Além de que, por ser a intensidade forte, de acordo com a literatura quanto mais for forçado a elevar a intensidade com o trato vocal desgastado, menos eficiente será a elocução.

Conclui-se que, com o estudo deste trabalho, a avaliação da qualidade vocal por meio das vibrações da pele do pescoço, pode ser realizada através da extração das medidas f_0 , *shimmer*, CPP, HNR, NHR. Para um aprimoramento e trabalho futuro, assim como visto em Song *et al.* (2021), recomenda-se a utilização de um sensor de pressão para melhorar o contato do sensor piezoelétrico na pele de forma a capturar melhor as vibrações fornecidas pela região glótica. Além disso, o treinamento para utilização do dispositivo e a melhor forma de realizar os exercícios vocais poderia ser realizado em um dia diferente da primeira coleta dos sinais de

vibração, pois a participante já teria familiaridade com o dispositivo previamente, evitando o uso de maneira inadequada.

REFERÊNCIAS

- ALVES, Marco A. R.; SILVA, Gabriel. A. R.; BISPO, Bruno. C.; DAJER, María. E.; RODRIGUES, Pedro. M. Detecção de distúrbios vocais através de parâmetros cepstrais multibanda de vogal sustentada. **XXXVIII Simpósio Brasileiro de Telecomunicações e Processamento de Sinais**, 2020.
- ALVES, Ana. **Estatística Aplicada: Análise de Dados**. v 1. Aprender Estatística Fácil, 2021.
- 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.
- ANTONETTI, Angélica Emygdio da Silva. **Protocolo terapêutico baseado em exercícios de trato vocal semiocluído em indivíduos disfônicos: estudo clínico, randomizado e cego**. 139 f. 2019. Dissertação (Mestrado em Fonoaudiologia), Universidade de São Paulo, Bauru, SP. 2019.
- ARAÚJO, Bilzã Marques d. **Identificação de outliers em redes complexas baseado em caminhada aleatória**. 91 f. 2010. Tese (Doutorado em Ciências de Computação e Matemática Computacional), Universidade de São Paulo, São Paulo. 2010.
- ARMSTRONG, Ethan. **Fonte/filtro Teoria das vogais**. SlidePlayer. 4 fev. 2010. Apresentação em Slide. 41 slides. Disponível em: <https://slideplayer.com/slide/6227270/>. Acesso em: 01 mar. de 2022.
- BEHLAU M. **VOZ O Livro do Especialista**, vol. 1. Rio de Janeiro: Revinter, 2001.
- BEHLAU, M.; PONTES, P.; MORETI, F. **Higiene vocal: cuidando da voz**. Thieme Revinter Publicações LTDA. 2018
- 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/>
- BUFORD, Randall Jean; GREEN, Eric C.; MCCLUNG, Melanie J. A microwave frequency sensor for non-invasive blood-glucose measurement. In: **2008 IEEE Sensors Applications Symposium**. IEEE, 2008. p. 4-7.
- CAMARGO, Z. A. **Análise da qualidade vocal de um grupo de indivíduos disfônicos: uma abordagem interpretativa e integrada de dados de natureza acústica, perceptiva e eletroglotográfica**. 2002. Tese (Doutorado em Linguística Aplicada e Estudos da Linguagem) Pontifícia Universidade Católica de São Paulo, 2002
- CAMPOS, Juliana A. D. B.; JORDANI, P. C.; ZUCOLOTO, M. L.; BONAFÉ, F. S. S.; MAROCO, J. Síndrome de Burnout em graduandos de Odontologia. **Revista Brasileira de Epidemiologia**, v. 15, p. 155-165, 2012.

CAMPOS, Geraldo Maia. **Estatística Prática para Docentes e Pós-Graduandos.**

Laboratório de Pesquisa em Endodontia. 2000. Disponível em:

http://www.forp.usp.br/restauradora/gmc/gmc_livro/gmc_livro_cap14.html. Acesso em: 01 mar. de 2022.

CHAN, Marie; ESTÈVE D.; FOURNIOLS J. Y.; ESCRIBA C.; CAMPO, E. Smart wearable systems: Current status and future challenges. **Artificial intelligence in medicine**, v. 56, n. 3, p. 137-156, 2012.

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.

CHWIF, Leonardo; MEDINA, Afonso Celso. Modelagem e simulação de eventos discretos: teoria e aplicações. 3. ed. São Paulo: Leonardo Chwif, 309 p. 2010.

COLLIER, Raymond O.; BAKER, F. B.; MANDEVILLE, G. K.; HAYES, T. F. Estimates of test size for several test procedures based on conventional variance ratios in the repeated measures design. **Psychometrika**, v. 32, n. 3, p. 339-353, 1967.

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

COSTA, S. C; COSTA, W. D. A.; CORREIA, S. E.; DE ARAUJO, J. M.; VIEIRA, V. J. Análise de Sinais de Voz para Caracterização de Patologias na Laringe. **Revista de Tecnologia da Informação e Comunicação**, v. 4, n. 2, p. 63-70, 2014.

COSTA, S. L. do N. C. **Análise Acústica, Baseada no Modelo Linear de Produção da Fala, para Discriminação de Vozes Patológicas.** 161 f. Tese de Doutorado, Universidade 96 Federal de Campina Grande, PB, 2008. Disponível em http://www.difusaocientifica.com.br/dt/Tese_Silvana_Cunha.pdf. Acesso em: 28 de out. 2020

COSTA, W. C. de A. **Análise dinâmica não linear de sinais de voz para detecção de patologias laríngeas.** Universidade Federal de Campina Grande. 2012. 176 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica), Centro de Engenharia Elétrica e Informática, Campina Grande, PB, 2012

COURAS, M. F. K. B. **Classificação de desvios vocais utilizando características baseadas no modelo linear de produção da fala.** 115f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba- IFPB, João Pessoa, 2017.

CURIOSFERA Ciencia. **El aparato respiratorio y sus partes.** Disponível em:

<https://curiosfera-ciencia.com/aparato-respiratorio-partes-funcionamiento/>. Acesso em: 28 de out. 2020

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.

DEJONCKERE, P. H.; WIENEKE, G. H. Cepstra of normal and pathological voices: Correlation with acoustic, aerodynamic and perceptual data. **Advances in clinical phonetics**, v. 6, p. 217-226, 1996.

DELLER, J.; HANSEN, J.; PROAKIS, J. **Discrete-time processing of speech signals**. Upper Saddle River: Prentice Hall, 1993. ISBN 0023283017.

DINIZ, Henrique Carlos. **Efeito da fase em técnicas de redução de ruídos em sinais de voz baseadas na SNR a priori**. 67 f. 2013. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica), Universidade Estadual Paulista, UNESP, Ilha Solteira, SP, 2013.

DOS SANTOS, Rennan L. O.; DE SOUZA FERREIRA, A. P.; DE FRANÇA SILVA, A. M.; ARAÚJO, G. M.; COTO, N. P.; DO EGITO VASCONCELOS, B. C. Perfil de motociclistas que utilizam equipamentos de proteção individual na Região Metropolitana de Recife, Brasil. **Research, Society and Development**, v. 10, n. 10, p. e278101018882-e278101018882, 2021.

DRUMOND, Fátima Brant; WERKEMA, Maria Cristina Catarino; AGUIAR, Sílvio. **Análise de variância: comparação de várias situações**. 1 ed. Belo Horizonte, MG: FCO, EEUFMG, 1996.

ELIAS, R. **Câncer de Laringe**. Blog Dr. Roberto Elias. 2013. Disponível em: <http://www.drrobertoelias.com.br/blog/>. Acesso em: 15 de ago. 2020.

ELLIOTT, Alan C.; WOODWARD, Wayne A. **Statistical analysis quick reference guidebook: With SPSS examples**. Sage, 2007.

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.

EYSENBACH, G. What is e-health? **Jornal Med Internet Res**. 2001 Apr-Jun;3(2): ed 20. DOI: 10.2196/jmir.3.2.e20. Disponível em: <https://www.jmir.org/2001/2/e20>. Acesso em: 25 nov. de 2021.

FECHINE, J. M. **Reconhecimento Automático de Identidade Vocal Utilizando Modelagem Híbrida: Paramétrica e Estatística**. 237 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica), Universidade Federal da Paraíba, Campina Grande, PB 2000.

FERRAND, Carole T. Harmonics-to-noise ratio: an index of vocal aging. **Journal of voice**, v. 16, n. 4, p. 480-487, 2002.

FETTERMANN, Diego d. C.; GUERRA, Kelly C.; MANO, Aline P.; MARODIN, Giuliano A.. Uma sistemática para detecção de fraudes em empresas de abastecimento de água. **Associação Interciência**, v. 40, n. 2, p. 114-120, 2015.

FIELD, Andy. **Descobrimdo a estatística usando o SPSS**. 2 ed. Tradução Lorí Viali. Porto Alegre: Editora Artmed, 2009. ISBN 978-85-363-2018-2

FINLAY, Dewar D; NUGENT, C. D.; DONNELLY, M. P.; MCCULLAGH, P. J.; BLACK, N. D. Optimal electrocardiographic lead systems: practical scenarios in smart clothing and wearable health systems. **IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine**, v. 12, n. 4, p. 433-441, 2008.

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

GANDER, Walter; VON MATT, Urs. Smoothing filters. In: **Solving Problems in Scientific Computing Using Maple and MATLAB®**. Springer, Berlin, Heidelberg, 1995. p. 121-139.

GIRDEN, Ellen R. ANOVA: Repeated Measures. Newbury Park, CA: Sage, 1992. DOI: 10.4135/9781412983419

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

GONÇALVES, Dalila da Costa; RIBEIRO, Wilian Rodrigues; GONÇALVES, Débora Cristina. Desafios na jornada docente: O aparecimento silencioso da Síndrome de Burnout em tempos de COVID-19. **Olhares & Trilhas**, Uberlândia, vol.23, n. 2, abril-jun./2021. p. 907-927. ISSN 1983-3857

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.

GREENHOUSE, Samuel W.; GEISSER, Seymour. On methods in the analysis of profile data. **Psychometrika**, v. 24, n. 2, p. 95-112, 1959.

GUIMARÃES, I. **A Ciência e a Arte da Voz Humana**. Escola Superior de Saúde de Alcoitão, Março de 2007.

GUIMARÃES, A. M. ; SILVA, I.F. ; DIAS, L. C. ; CORREIA, S.E.N. ; COSTA, S. L. . Análise de um Sensor Acelerômetro Capacitivo na Aquisição de Dados da Vibração das Pregas Vocais. In: **XII SIMPÓSIO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA**, 2019.

HAAHR, Rasmus G.; DUUN, S.; THOMSEN, E. V.; HOPPE, K.; BRANEBJERG, J. A wearable “electronic patch” for wireless continuous monitoring of chronically diseased patients. In: **2008 5th International Summer School and Symposium on Medical Devices and Biosensors**. IEEE, 2008. p. 66-70.

HAMMER, Ø.; HARPER, D.A.T.; RYAN, P.D. PAST: Paleontological statistics software package for education and data analysis. **Palaeontologia Electronica** 4(1): 9pp, 2001. Irala 2021

HAYTER, Anthony J. The maximum familywise error rate of Fisher's least significant difference test. **Journal of the american statistical association**, v. 81, n. 396, p. 1000-1004, 1986.

IRALA, Bruna. Os efeitos da pandemia do Covid-19 na voz do professor. **AUN – Agência Universitária de Notícias**. ISSN 23595191. Disponível em: <<http://aun.webhostusp.sti.usp.br/index.php/2021/02/10/os-efeitos-da-pandemia-do-covid-19-na-voz-do-professor/>>. Acesso em: 06 de ago. 2021

IRIYA, R. **Análise dos sinais de voz para reconhecimento de emoções**. 100f. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Sistemas Eletrônicos). Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. São Paulo, 2014

ISTEPANIAN, Robert SH; JOVANOV, Emil; ZHANG, Y. T. Guest editorial introduction to the special section on m-health: Beyond seamless mobility and global wireless health-care connectivity. **IEEE Transactions on information technology in biomedicine**, v. 8, n. 4, p. 405-414, 2004.

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

KEPPS, P. **Sistema Respiratório**. Armazém Biológico, 2019. Disponível em: <http://armazembologico.blogspot.com/2019/05/sistema-respiratorio-o-sistema.html>. Acesso em: 15 de ago. 2020.

KLINGHOLTZ, Fritz. Acoustic recognition of voice disorders: A comparative study of running speech versus sustained vowels. **The Journal of the Acoustical Society of America**, v. 87, n. 5, p. 2218-2224, 1990.

KLINGHOLZ, Fritz; MARTIN, Frank. Quantitative spectral evaluation of shimmer and jitter. **Journal of Speech, Language, and Hearing Research**, v. 28, n. 2, p. 169-174, 1985.

KONSTANTAS, Dimitri. Section 4: Sensor, Signal and Imaging Informatics: An Overview of Wearable and Implantable Medical Sensors. **Yearbook of medical informatics**, v. 16, n. 01, p. 66-69, 2007.

KUMAR, A., MULLICK, S. K. Mullick, Nonlinear dynamical analysis of speech, **Journal of Acoustical Society of America**, vol. 100, n°. 1, pp. 615–629, 1996.

LE BOEDEC, Kevin. Sensitivity and specificity of normality tests and consequences on reference interval accuracy at small sample size: a computer-simulation study. **Veterinary clinical pathology**, v. 45, n. 4, p. 648-656, 2016.

LEI, Z.; KENNEDY, E.; FASANELLA, L.; LI-JESSEN, N. Y. K.; MONGEAU, L. Discrimination between modal, breathy and pressed voice for single vowels using neck-surface vibration signals. **Applied Sciences**, v. 9, n. 7, p. 1505, 2019.

LEITE, Daniel Saraiva; RINO, Lucia Helena Machado. Análise de Significância Estatística na Comparação entre Sistemas de Sumarização Automática. **Série de Relatórios do Núcleo Interinstitucional de Lingüística Computacional NILCICMC-USP**, São Carlos, 2009.

LEOTTI, Vanessa Bielefeldt; BIRCK, Alan Rodrigues; RIBOLDI, João. Comparação dos Testes de Aderência à Normalidade Kolmogorov-smirnov, Anderson-Darling, Cramer-Von Mises e Shapiro-Wilk por Simulação. **Anais do 11º Simpósio de Estatística Aplicada à Experimentação Agrônômica**, 2005.

LIN, Jon Z. et al. Improved subglottal pressure estimation from neck-surface vibration in healthy speakers producing non-modal phonation. **IEEE Journal of Selected Topics in Signal Processing**, v. 14, n. 2, p. 449-460, 2019.

LOPES, L. W.; SOUSA, E. S. D. S.; SILVA, A. C. F. D.; SILVA, I. M. D.; PAIVA, M. A. A. D. VIEIRA, V. J. D; ALMEIDA, A. A. Medidas cepstrais na avaliação da intensidade do desvio vocal. In: **CoDAS**. Sociedade Brasileira de Fonoaudiologia, v. 31, n. 4, 2019.

LU, G.; YANG, F.; JING, X.; WANG, J. Contact-free measurement of heartbeat signal via a doppler radar using adaptive filtering. In: **Annals of Image Analysis and Signal Processing**. 2010 Apr 9-11; Zhejiang: IEEE; 2010.

MAIA, Alexandre Gori. **Econometria: conceitos e aplicações**. Saint Paul Editora, 2019.

MANN, Steve. Smart clothing: The shift to wearable computing. **Communications of the ACM**, v. 39, n. 8, p. 23-24, 1996.

MAUCHLY, John W. Significance test for sphericity of a normal n-variate distribution. **The Annals of Mathematical Statistics**, v. 11, n. 2, p. 204-209, 1940.

MAXWELL, Scott E.; DELANEY, Harold D.; KELLEY, Ken. **Designing experiments and analyzing data: A model comparison perspective**. Routledge, 2017.

MEHTA, D. D.; VAN STAN, J. H.; HILLMAN, R. E. Relationships between vocal function measures derived from an acoustic microphone and a subglottal neck-surface accelerometer. **IEEE/ACM Transactions on Audio, Speech, and Language Processing**, v. 24, n. 4, p. 659-668, 2016.

MELLO, Diego dos Santos Mello. **Análise de agrupamentos para identificação de características de clientes inadimplentes**. 30 f. 2017. Dissertação (Pós-Graduação em Business Intelligence Master). Departamento de Engenharia Elétrica, PUC/Rio, 2017. Disponível em: <http://www.ica.ele.puc-rio.br/Arquivos/monografias/TCC%20-%20DIEGO%20DOS%20SANTOS%20MELLO%20An%C3%A1lise%20de%20agrupamentos%20para%20identifica%C3%A7%C3%A3o%20de%20caracter%C3%ADsticas%20de%20clientes%20inadimplentes.pdf>. Acesso em: 01 mar. de 2022.

MINISTÉRIO da Saúde. **Distúrbio de Voz Relacionado ao Trabalho – DVRT**. Ministério da Saúde, Secretaria de Vigilância em Saúde, Departamento de Vigilância em Saúde Ambiental e Saúde do Trabalhador. Brasília: Ministério da Saúde, Editora MS – OS 2018/0047, 2018.

MIOT, Hélio Amante. Avaliação da normalidade dos dados em estudos clínicos e experimentais. **Jornal vascular brasileiro**, v. 16, p. 88-91, 2017.

MORGAN, D. R., ZIERDT, M. G. Novel signal processing techniques for Doppler radar cardiopulmonary sensing. **Signal Process.** 2009 Jan;89(1):45-66.

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.

OIT - Organização Internacional do Trabalho. **A condição dos professores:** recomendação Internacional de 1966, um instrumento para a melhoria da condição dos professores. Genebra: OIT/UNESCO, 1984.

OZCAN, Koray; MAHABALAGIRI, A. K.; CASARES, M.; VELIPASALAR, S. Automatic fall detection and activity classification by a wearable embedded smart camera. **IEEE journal on emerging and selected topics in circuits and systems**, v. 3, n. 2, p. 125-136, 2013.

PANDIAN, P. S.; MOHANAVELU, K.; SAFEER, K. P.; KOTRESH, T. M.; SHAKUNTHALA, D. T.; GOPAL, P. Smart Vest: wearable multi-parameter remote physiological monitoring system. **Med Eng Phys.** 2008 May;30(4):466-77.

PARK, Jin-Tae; HWANG, Hyun-Seo; MOON, Il-Young. Study of wearable smart band for a user motion recognition system. **Int J Smart Home**, v. 8, n. 5, p. 33-44, 2014.

PARK, S.; JAYARAMAN, S. Smart textiles: wearable electronic systems. **MRS Bulletin.** 2003 Aug;28(8):585-91.

PEREIRA, Bruno Peres. **Simulação Monte Carlo na predição do custo de transformação de uma empresa do segmento metalúrgico.** 45 f. 2017. Trabalho de Conclusão de Curso. (Graduação em Engenharia Mecânica). Universidade estadual paulista, Guaratinguetá, SP. 2017. Disponível em: <https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/203035/000918502.pdf?sequence=1&isAllowed=y>. Acesso em: 01 mar. de 2022.

PICARD, Rosalind W.; VYZAS, Elias; HEALEY, Jennifer. Toward machine emotional intelligence: Analysis of affective physiological state. **IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence**, v. 23, n. 10, p. 1175-1191, 2001.

RAZALI, Nornadiah M.; WAH, Y. B. Power comparisons of shapiro-wilk, kolmogorov-smirnov, lilliefors and anderson-darling tests. **Journal of statistical modeling and analytics**, v. 2, n. 1, p. 21-33, 2011.

ROCHA, Thiago Augusto Hernandez et al. Saúde Móvel: novas perspectivas para a oferta de serviços em saúde. **Epidemiologia e Serviços de Saúde**, v. 25, p. 159-170, 2016.

RODRIGUES, Sandra; BEHLAU, Mara; PONTES, Paulo. Proporção harmônico-ruído: valores para indivíduos adultos brasileiros. **Acta AWHO**, p. 112-6, 1994.

ROSA, M. de O. **Laringe Digital.** Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo. 2002. 277 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica), Escola de Engenharia de São Carlos, São Paulo, SP, 2002.

SHAPIRO, Samuel S.; FRANCA, R. S. An approximate analysis of variance test for normality. **Journal of the American statistical Association**, v. 67, n. 337, p. 215-216, 1972.

SILVA, Daniella Dias Cavalcante. **Reconhecimento de Fala Contínua para o Português Brasileiro em Sistemas Embarcados**. 194 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica), Universidade Federal de Campina Grande, PB, 2011.

SILVA, I. F.; LIMA, F. S.; GUIMARAES, A. M.; CORREIA, S. E. N.; COSTA, S. L. Proposta de um sistema embarcado para análise da saúde vocal pela vibração da pele do pescoço. In: **XII SIMPÓSIO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA**, 2019.

SOH, P. J.; VAN DEN BERGH, B.; HANTAO, X.; ALIAKBARIAN, H.; FARSI, S.; SAMAL, P. A smart wearable textile array system for biomedical telemetry applications. **IEEE Trans Microw Theory Tech**. 2013 May;61(5):2253–61.

SONG, Yonghun; KIM, Yunsik; YUN, Inyeol; JEUNG, Jinpyeo; KANG, Jiwon; CHUNG, Yoonyoung. Study on Optimal Position and Covering Pressure of Wearable Neck Microphone for Continuous Voice Monitoring. In: **2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)**. IEEE, 2021. p. 7340-7343.

SUNDBERG, Johan. The acoustics of the singing voice. **Scientific American**, v. 236, n. 3, p. 82-91, 1977. Disponível em: <http://www.jstor.org/stable/24953939>. Acesso em: 01 mar. de 2022.

TAN, Wenjie. ZHAO, Xiang; MA, Xuejun; WANG, Wenling; NIU, Peihua; XU, Wenbo; GAO, George F.; WU, Guizhen. **A novel coronavirus genome identified in a cluster of pneumonia cases—Wuhan**, China 2019 – 2020. *China CDC Weekly*, v. 2, n. 4, p. 61–62. <http://weekly.chinacdc.cn/en/article/doi/10.46234/ccdcw2020.017> Acesso em: 10 fev. 2020.

TEIXEIRA, J. P.; FERREIRA, D. B.; CARNEIRO, S. M. Análise acústica vocal - Determinação do jitter e shimmer para diagnóstico de patologias da fala. **CLME**, 2011.

THE jamovi project (2021). **jamovi** (Versão 1.6.23) [Software de Computador]. Recuperado de: <https://www.jamovi.org>

TINSLEY, Howard E. A; TINSLEY, Diane J. Uses of factor analysis in counseling psychology research. **Journal of counseling psychology**, v. 34, n. 4, p. 414, 1987.

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

TORMAN, V. B. L.; COSTER, R.; RIBOLDI, J. Normality of variables: diagnosis methods and comparison of some nonparametric tests by simulation. **Rev HCPA**, v. 32, n. 2, p. 227-234, 2012.

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

UBRIG, Maysa Tiberio. **A influência do feedback auditivo e da reabilitação vocal em indivíduos com surdez pré-lingual após o implante coclear**. 148f. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo, 2018.

VASCONCELLOS, C. dos S. **Construção do conhecimento em sala de aula**. 6 ed. São Paulo: Libertad, 2014.

VIEIRA, Vinícius Jefferson Dias. **Avaliação de distúrbios da voz por meio de análise de quantificação de recorrência**. 217f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica). Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba – IFPB, 2014.

WHEELER, Mark D.; IKEUCHI, Katsushi. Iterative smoothed residuals: a low-pass filter for smoothing with controlled shrinkage. **IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence**, v. 18, n. 3, p. 334-337, 1996.

WILLIAMS, Lynne J.; ABDI, Herve. Fisher's least significant difference (LSD) test. **Encyclopedia of research design**, v. 218, p. 840-853, 2010.

WORLD Health Organization. mHealth: new horizons for health through mobile technologies: based on the findings of the second global survey on ehealth. Geneva: World Health Organization; 2011. Disponível em: <http://www.who.int/goe/en/>. Acesso em: 25 nov. de 2021.

WORLD Health Organization. Global Observatory for eHealth [Internet]. Geneva: **World Health Organization**; 2014. Disponível em: <http://www.who.int/goe/en/>. Acesso em: 25 nov. de 2021.

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.

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.

ZHONG, Z. W.; LI, X.; THONG, K. W.; ZHOU, J. H. Characterization of partial discharge signals. In: **Proceedings of 2010 IEEE/ASME International Conference on Mechatronic and Embedded Systems and Applications**. IEEE, 2010. p. 392-397.

ZWETSCH, I. C.; FAGUNDES, R. D. R; RUSSOMANO, T. E, SCOLARI, D. Processamento digital de sinais no diagnóstico diferencial de doenças laringeas benignas. **Scientia Medica**, Porto Alegre: PUCRS, v. 16, n. 3, jul./set. 2006. Disponível em <http://revistaseletronicas.pucrs.br/ojs/index.php/scientiamedica/article/viewFile/1912/1417>. Acesso em: 28 de out. 2020.

APÊNDICE 1

MEDIDAS DAS LOCUTORAS

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

MÉDIA DA FREQUÊNCIA FUNDAMENTAL												
LOCUTORA	/ε/ FRACO				/ε/ HABITUAL				/ε/ 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	197,0265	240,272	198,7975	206,796	236,2	220,127	242,25	230,239	263,814	258,693	245,2	266,539
2	225,443	220,194	220,076	218,351	236,093	228,359	228,43	214,117	239,579	226,754	234,48	215,286
3	215,135	205,22	209,154	212,206	219,687	210,456	212,275	215,104	247,081	233,709	247,611	241,353
4	198,622	220,303	202,789	203,813	205,927	221,934	211,787	219,082	245,834	252,743	245,729	258,143
5	203,509	199,055	192,63	190,008	206,776	197,68	199,48	198,165	224,568	245,052	233,722	227,983
6	226,038	196,84	193,923	197,352	207,81	202,435	215,309	205,058	236,021	254,164	232,419	238,327
7	199,098	207,864	202,367	206,796	196,356	213,658	182,742	213,412	199,298	240,091	188,967	214,965
8	157,761	176,963	166,252	189,72	170,233	174,159	171,0715	171,91	186,234	188,776	191,85	196,385
9	200,031	218,614	209,3225	213,957	211,791	242,6293	242,0705	243,188	229,371	253,532	226,4225	266,539
10	210,053	219,222	228,443	226,04	221,555	223,177	229,036	228,64	247,07	230,222	246,926	241,908
11	229,0165	206,487	214,695	204,0355	207,293	211,358	201,26	213,7645	227,269	224,9375	281,83	225,2
12	187,061	200,932	185,887	204,258	184,744	200,665	196,035	196,646	225,574	227,448	237,374	226,702
13	194,38	201,562	214,695	233,427	212,822	218,682	241,891	237,082	231,358	238,168	256,672	261,195
14	230,87	219,94	215,597	217,562	232,862	228,83	240,024	243,188	248,319	252,9	247,259	262,56
15	208,725	194,639	213,79	199,189	215,963	201,678	203,458	212,533	219,17	228,718	221,279	245,745
16	183,975	180,011	195,066	182,979	185,808	183,449	201,557	188,263	190,429	188,54	201,465	200,69
17	228,49	213,139	186,666	166,676	202,801	227,374	209,9	169,796	237,278	234,606	191,837	198,838
18	197,118	206,487	204,975	202,181	200,007	202,903	208,854	199,486	247,759	246,02	239,649	235,515
19	238,418	212,805	183,839	200,185	238,026	238,026	240,024	240,135	272,325	263,7	292,786	274,899
20	190,619	203,196	181,791	177,643	183,448	201,094	187,113	196,137	191,619	217,807	227,046	214,269
21	218,405	235,156	200,059	193,391	236,754	216,017	200,963	201,315	214,744	224,334	211,722	239,047
22	196,935	195,244	195,476	185,365	201,956	199,556	198,767	194,465	229,428	223,1	225,799	225,2
23	204,446	204,388	198,334	207,497	208,635	214,019	214,478	215,959	229,314	234,441	223,205	233,593
24	179,596	172,363	166,156	183,711	171,838	184,581	187,469	186,733	217,38	206,465	197,398	200,991
25	198,171	184,604	194,994	200,185	187,025	191,811	185,903	200,123	225,98	213,528	201,261	216,078
26	184,665	198,194	199,261	204,77	201,753	204,417	195,302	211,292	214,96	217,32	217,429	234,43
27	167,051	176,963	190,657	179,584	181,626	185,898	177,135	182,641	206,368	203,145	204,413	197,67
28	200,338	202,702	190,241	194,394	215,048	212,26	196,975	199,802	248,473	230,234	210,414	238,348
29	191,343	202,439	179,173	209,998	199,14	199,28	198,597	211,243	204,8	218,622	210,578	225,098
30	229,543	230,782	202,719	221,786	210,08	217,832	199,311	204,145	228,558	225,541	206,755	213,34

JITTER												
LOCUTORA	/ε/ FRACO				/ε/ HABITUAL				/ε/ 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	0,402	0,506	0,684	0,529	0,248	0,461	0,466	0,366	0,256	0,252	0,221	0,209
2	0,416	0,333	0,298	0,933	0,568	0,249	0,281	0,372	0,528	0,226	0,28	0,355
3	0,409	0,677	0,635	0,442	0,557	0,348	0,353	0,345	0,292	0,293	0,232	0,302
4	0,59	0,514	0,536	0,836	0,286	0,383	0,446	0,527	0,242	0,412	0,223	0,207
5	0,374	0,41	0,449	0,758	0,331	0,427	0,373	0,554	0,294	0,339	0,264	0,593
6	0,771	0,4805	0,659	0,774	0,531	0,439	0,462	0,434	0,394	0,356	0,409	0,253
7	0,413	0,388	0,5	0,484	0,371	0,497	0,311	0,301	0,354	0,239	0,353	0,355
8	0,472	0,525	0,306	0,477	0,334	0,435	0,429	0,428	0,394	0,483	0,282	0,539
9	0,255	0,247	0,407	0,43	0,24	0,215	0,31	0,289	0,225	0,319	0,651	0,242
10	1,043	0,613	0,603	0,8845	0,528	0,512	0,548	0,5495	0,605	0,388	0,369	0,531
11	0,434	0,538	0,526	1,085	0,41	0,452	0,476	0,343	0,217	0,383	0,323	0,306
12	0,641	0,356	0,709	0,361	0,447	0,338	0,516	0,346	0,38	0,232	0,449	0,31
13	0,519	0,452	0,29	0,479	0,341	0,309	0,347	0,398	0,219	0,235	0,25	0,257
14	0,456	0,472	0,744	0,58	0,437	0,514	0,487	0,545	0,326	0,439	0,418	0,528
15	0,701	0,588	0,779	0,53	0,504	0,404	0,545	0,442	0,502	0,443	0,609	0,555
16	0,468	0,642	0,567	0,469	0,383	0,378	0,346	0,34	0,235	0,239	0,221	0,232
17	0,323	0,484	0,723	0,475	0,403	0,238	0,365	0,717	0,442	0,215	0,26	0,285
18	0,766	0,506	0,523	0,7825	0,252	0,586	0,32	0,514	0,137	0,138	0,137	0,257
19	0,32	0,374	0,479	0,355	0,228	0,374	0,183	0,196	0,239	0,264	0,202	0,207
20	0,5	0,63	0,477	0,452	0,462	0,408	0,446	0,265	0,489	0,574	0,265	0,371
21	0,384	0,5605	0,475	0,646	0,268	0,356	0,256	0,342	0,248	0,396	0,329	0,412
22	0,63	0,477	0,436	0,507	0,594	0,519	0,576	0,725	0,502	0,32	0,373	0,285
23	0,946	0,642	0,616	0,791	0,539	0,5205	0,502	0,321	0,31	0,363	0,405	0,296
24	0,85	0,387	0,462	0,769	0,39	0,353	0,371	0,4	0,354	0,332	0,288	0,409
25	0,946	0,531	0,5115	0,531	0,687	0,489	0,515	0,536	0,456	0,479	0,604	0,46
26	0,473	0,307	0,684	0,502	0,319	0,412	0,65	0,522	0,457	0,524	0,528	0,433
27	0,229	0,231	0,276	0,285	0,168	0,192	0,348	0,241	0,209	0,225	0,289	0,385
28	0,416	0,461	0,413	0,381	0,35	0,428	0,373	0,344	0,185	0,232	0,22	0,208
29	0,4	0,314	0,368	0,57	0,714	0,378	0,288	0,286	0,246	0,269	0,18	0,218
30	0,96	0,339	0,461	0,408	0,463	0,291	0,203	0,193	0,18	0,235	0,205	0,203

SHIMMER												
LOCUTORA	/ε/ FRACO				/ε/ HABITUAL				/ε/ 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	1,964	2,177	3,359	2,367	1,308	1,675	1,436	1,105	1,119	1,107	1,684	1,024
2	2,581	1,106	1,593	2,458	3,254	0,746	1,108	1,592	3,066	0,737	1,197	1,784
3	1,931	2,564	2,713	2,613	1,544	1,408	1,457	1,098	1,377	1,289	1,403	1,169
4	1,369	1,698	1,661	1,481	0,688	1,112	1,513	1,142	0,756	1,492	1,129	0,9
5	1,416	1,564	1,053	3,891	1,284	2,46	1,103	3,195	0,887	1,203	0,945	1,074
6	4,36	4,381	4,341	4,038	3,694	2,312	2,534	2,043	1,276	1,222	1,628	1,326
7	2,25	2,026	2,473	1,858	2,881	2,971	1,621	0,995	2,149	1,327	1,021	1,241
8	2,453	2,547	1,547	2,5	1,032	2,293	1,865	2,562	1,626	2,3015	1,889	2,714
9	1,073	0,859	1,856	1,454	1,296	0,897	1,088	1,229	1,213	0,937	2,025	1,047
10	3,043	3,75	2,376	3,3965	1,811	2,043	2,388	2,2155	2,742	1,977	2,453	2,046
11	1,841	2,425	2,404	2,4145	1,372	1,734	1,864	1,799	1,01	1,537	1,743	1,64
12	2,693	1,9	2,52	1,568	2,204	1,246	1,826	1,112	2,954	1,558	2,107	1,445
13	2,678	2,029	1,252	1,866	1,222	1,107	1,224	1,444	0,835	0,988	1,146	1,719
14	0,982	2,811	4,7	3,89	2,275	2,2	2,089	2,635	0,928	1,457	1,292	1,456
15	4,203	2,842	4,748	3,123	2,1455	2,3025	2,377	2,075	2,549	2,151	1,753	2,549
16	2,213	3,009	3,096	2,092	1,368	1,652	1,486	0,968	0,828	1,567	1,933	0,834
17	1,306	2,042	3,421	3,024	1,574	1,221	1,708	1,641	1,531	1,719	1,087	1,427
18	2,706	1,982	2,085	3,209	0,938	1,186	1,097	1,212	0,737	1,075	1,233	1,505
19	1,483	1,481	1,962	1,473	2,087	2,042	0,725	1,295	1,587	1,508	0,925	1,255
20	3,171	2,226	2,901	1,151	1,915	2,355	2,316	1,825	1,522	1,398	1,519	1,5205
21	1,794	2,9095	3,283	3,096	0,88	2,252	1,401	2,38	1,232	2	2,183	1,817
22	3,168	3,517	2,651	2,317	2,27	2,483	2,088	2,016	1,562	1,671	1,437	1,203
23	3,835	2,986	3,323	2,648	3,115	1,811	2,056	1,307	1,8625	1,789	1,936	1,498
24	4,982	2,296	1,628	4,717	1,982	2,233	1,307	1,833	1,824	1,483	0,991	2,706
25	4,666	2,9975	2,4385	4,215	3,694	1,2715	1,307	3,239	3,137	2	2,723	2,723
26	2,977	1,567	3,361	1,783	0,878	1,543	2,109	1,915	1,849	2,179	2,509	2,344
27	0,906	1,303	1,181	1,565	0,682	0,767	1,353	1,061	0,822	0,943	1,403	1,871
28	1,9135	1,676	2,151	1,559	1,157	1,346	2,109	1,178	0,557	1,517	1,409	2,502
29	1,606	1,54	2,049	2,146	1,222	1,297	1,133	1,449	0,928	1,213	0,735	2,152
30	4,666	1,795	1,631	1,628	1,171	1,426	2,82	1,19	1,125	0,871	1,845	0,895

LOCUTORA	CPP											
	/€/ FRACO				/€/ HABITUAL				/€/ 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	28,6928	23,5861	19,8692	17,3848	23,8213	21,7986	20,0653	23,2495	23,5631	26,9243	25,3734	21,6174
2	28,7159	25,7142	25,6821	18,0236	20,0482	19,2871	18,5260	29,5321	15,5006	27,0875	29,3831	17,1056
3	25,2882	28,6596	16,5636	24,0173	18,9766	29,3683	24,4547	23,7824	24,6777	33,2539	30,2874	25,2359
4	31,1749	30,8380	33,3539	22,5588	19,8653	24,9623	21,3264	28,5983	19,8157	25,2732	22,2558	20,5128
5	27,3723	16,5033	24,6642	19,3693	18,5839	21,2785	27,5945	19,9366	22,7444	15,1885	28,2734	15,1226
6	17,7430	17,3778	18,1054	25,1580	23,8436	28,5559	21,6731	18,7395	27,1122	20,0196	13,6885	22,4951
7	20,1672	23,8168	17,1702	17,4570	24,1824	22,8276	16,5312	19,4228	23,7127	26,8899	23,7632	20,8758
8	21,8498	16,9569	22,3274	20,5504	26,5297	22,4529	18,3761	17,2854	18,0730	21,5454	16,8787	13,7762
9	31,5869	23,5873	21,7367	22,0157	26,5339	21,3688	21,6619	25,9042	24,6858	23,8111	28,6813	29,8982
10	20,9475	21,8268	25,6007	18,6487	16,9240	17,9687	25,1321	24,9731	27,8733	23,2620	21,5580	23,3829
11	18,8269	20,2248	25,5003	18,5781	20,6209	20,3066	27,8488	19,9924	23,6273	16,3741	28,6929	21,0511
12	18,7776	26,9291	24,7599	23,0874	21,9954	24,9010	23,3532	22,5029	23,7706	23,7854	21,1150	25,7104
13	21,4379	17,3794	23,4843	18,1127	23,4671	20,6586	23,1367	26,5034	24,3572	26,9202	31,3809	22,9617
14	28,9256	15,2708	21,7819	21,1078	18,3241	25,3879	27,7819	17,0870	18,0491	31,4696	18,9775	27,4740
15	16,1474	18,6588	19,0422	19,8998	29,7795	20,5849	16,9585	24,9005	25,1469	18,1297	23,2181	19,6516
16	21,2373	24,7098	15,0451	16,7844	22,4990	24,3376	18,3578	22,1688	22,2937	32,4999	27,3469	26,3227
17	21,7029	17,7604	17,3607	18,6379	26,6418	21,7397	13,2310	18,6198	29,1942	26,5994	22,6006	23,8433
18	22,7954	29,7170	24,5718	20,2906	25,5325	29,7955	26,6731	26,8122	17,3078	26,8497	22,5051	15,6632
19	16,9936	23,1852	28,6762	24,9856	25,5949	25,3230	28,7032	24,9156	23,0540	21,3092	22,2803	24,7675
20	17,1404	14,4873	22,1866	22,7250	19,5985	24,2146	21,8851	22,2050	19,0145	25,6939	23,0049	16,0998
21	19,4710	19,4891	21,0327	22,8264	25,5890	23,7162	25,0843	14,3111	27,7202	31,2871	24,3405	31,0455
22	21,9176	18,5928	17,3356	15,1546	18,1728	22,4555	18,9718	21,0012	22,3796	16,9849	28,9548	27,8147
23	13,2808	27,2291	15,1840	18,9774	21,7038	21,1560	22,1460	26,5796	20,2864	21,9846	27,0932	26,6251
24	15,3922	15,2439	15,4490	18,1923	27,7101	20,1294	17,0562	23,2025	18,0018	24,4747	18,5807	14,6144
25	12,8347	22,9725	17,5442	15,5732	17,0432	16,2224	13,7248	16,7238	20,7314	15,6800	19,7326	20,0493
26	31,0807	22,6846	18,0063	15,5252	33,1133	20,7184	17,7979	17,1185	22,8617	21,8009	23,9226	17,5807
27	30,9311	21,5429	27,3091	24,3308	27,7049	25,3572	24,4024	28,4013	22,8466	30,6411	19,0919	26,5374
28	19,7608	18,1101	16,5264	18,4759	24,0760	22,4628	14,9249	16,9336	19,9511	23,7017	20,4880	22,1044
29	22,5014	23,4943	16,2082	23,1378	18,5266	23,9947	22,6150	24,1498	30,1355	27,9370	28,9433	24,8729
30	25,3411	22,9813	26,2973	24,0556	25,3760	23,4255	23,8354	27,9436	22,6595	26,4705	24,9878	23,0532

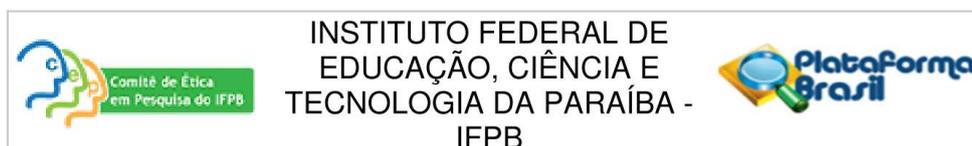
LOCUTORA	HNR											
	/ε/ FRACO				/ε/ HABITUAL				/ε/ FORTE			
	DIA 1	DIA 2	DIA 3	DIA 4	DIA 1	DIA 2	DIA 3	DIA 4	DIA 1	DIA 2	DIA 3	DIA 4
1	27,281	26,078	22,213	24,838	30,969	27,353	28,331	31,67	33,306	33,851	33,593	34,538
2	24,255	29,851	28,348	25,111	21,521	33,206	30,785	28,233	20,642	32,285	30,221	28,646
3	26,731	22,377	22,532	24,664	27,276	26,833	27,741	29,233	30,704	29,185	30,134	29,221
4	24,27	24,092	22,533	22,872	28,432	26,584	23,654	26,657	30,441	28,359	31,829	32,446
5	29,871	27,844	28,824	18,417	30,611	23,711	30,082	20,667	30,704	28,449	29,529	15,057
6	19,673	18,116	19,212	18,441	21,531	23,464	24,104	23,123	28,146	29,479	26,229	27,66
7	24,568	26,544	21,599	27,958	22,267	28,491	25,115	32,362	24,163	31,995	26,292	30,15
8	21,754	22,278	23,505	14,345	28,593	22,887	22,739	20,47	25,098	18,903	26,667	18,766
9	31,643	33,185	28,488	29,154	32,605	34,316	30,826	30,451	32,969	31,613	27,487	33,666
10	21,946	22,546	24,309	15,415	26,359	25,993	24,006	18,335	28,454	29,215	26,463	25,182
11	29,645	26,379	26,418	20,991	30,8	28,425	27,42	23,247	34,603	30,774	31,36	17,489
12	21,203	25,675	20,943	28,576	23,141	27,696	24,14	27,344	28,495	27,271	25,569	28,384
13	21,365	24,992	29,3	28,301	28,162	30,73	29,199	29,985	33,274	32,681	32,476	31,974
14	23,335	21,53	17,732	19,695	23,033	24,561	24,493	22,159	27,042	26,454	25,955	24,742
15	18,388	19,843	19,233	20,975	21,009	21,063	20,518	24,028	22,018	22,794	22,938	22,635
16	22,882	20,631	19,734	24,269	25,851	24,802	27,028	29,286	31,811	27,3	30,675	32,123
17	28,043	23,291	18,331	20,283	25,49	29,345	24,705	18,562	26,004	29,159	27,895	27,324
18	22,513	26,704	23,575	21,009	31,258	27,135	29,713	29,278	35,858	31,864	34,742	30,222
19	28,591	27,561	25,784	28,335	31,81	30,062	33,697	31,215	32,191	31,005	32,148	32,748
20	20,578	23,096	21,733	24,408	23,224	21,559	22,866	22,994	26,175	25,007	26,7	22,646
21	26,911	16,937	20,291	20,146	32,255	23,563	25,965	21,999	29,645	22,932	24,004	23,878
22	20,261	21,609	21,67	22,863	21,225	21,514	23,059	21,807	24,457	26,089	25,999	29,232
23	18,013	23,307	20,146	23,082	20,743	25,107	23,8	27,606	25,985	27,118	24,852	28,08
24	16,176	22,349	22,772	18,009	21,498	23,085	25,393	24,341	25,732	25,841	26,05	22,597
25	14,098	15,452	15,954	17,784	16,3	18,365	18,378	19,234	20,715	19,208	21,475	22,695
26	20,123	28,62	19,096	25,202	30,071	26,624	24,8595	23,095	24,128	18,612	22,205	20,009
27	30,778	29,885	30,475	26,992	33,408	33,619	29,314	28,893	31,793	31,917	26,622	26,44
28	22,784	28,04	24,482	28,946	29,719	29,466	24,42	29,075	34,834	31,753	32,977	31,252
29	26,281	27,231	22,456	24,722	20,782	27,675	27,789	28,317	29,277	29,755	32,361	30,55
30	23,52	30,297	27,683	28,453	30,352	32,333	30,151	33,389	34,532	32,457	30,9	33,891

LOCUTORA	NHR											
	/ε/ FRACO				/ε/ HABITUAL				/ε/ 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	0,002158	0,002825	0,007638	0,003691	0,000916	0,002161	0,001854	0,000879	0,000538	0,000516	0,000593	0,000434
2	0,005647	0,001278	0,001735	0,004124	0,008957	0,000667	0,000985	0,001848	0,0014	0,000762	0,001089	0,001688
3	0,003469	0,006319	0,008576	0,003616	0,00253	0,002281	0,001988	0,001378	0,000964	0,001321	0,001048	0,001339
4	0,004675	0,004227	0,006037	0,007937	0,001654	0,002496	0,004684	0,002688	0,001052	0,001741	0,000787	0,000812
5	0,001457	0,004036	0,001582	0,015267	0,00119	0,005486	0,001261	0,009509	0,001139	0,001716	0,001245	0,0015
6	0,011451	0,014	0,012812	0,015144	0,007828	0,004758	0,004403	0,005049	0,001649	0,001258	0,002799	0,001838
7	0,003976	0,002579	0,00758	0,002069	0,006231	0,001704	0,003336	0,000786	0,004235	0,000782	0,002592	0,001404
8	0,008751	0,007469	0,004812	0,0081	0,001793	0,006007	0,006176	0,009619	0,003443	0,0023	0,002568	0,005756
9	0,000866	0,000642	0,001591	0,001363	0,00079	0,00049	0,00091	0,001012	0,000622	0,000759	0,002383	0,000466
10	0,007185	0,00603	0,004338	0,0066	0,002686	0,002978	0,004309	0,0036	0,001814	0,00142	0,002488	0,003628
11	0,001198	0,002677	0,002531	0,011534	0,000893	0,001575	0,001903	0,005744	0,000425	0,000963	0,000857	0,00091
12	0,008579	0,003016	0,008831	0,001773	0,005553	0,001946	0,004306	0,002106	0,001815	0,002218	0,003129	0,001882
13	0,010234	0,003896	0,00148	0,001996	0,001732	0,001103	0,001486	0,001602	0,000608	0,000675	0,000718	0,000801
14	0,004962	0,00744	0,017506	0,011842	0,005321	0,00408	0,003888	0,006427	0,002102	0,002389	0,002771	0,003544
15	0,015328	0,010805	0,012457	0,008702	0,008604	0,008311	0,006176	0,004288	0,005376	0,0045	0,005277	0,006223
16	0,005419	0,009534	0,011792	0,0043	0,002909	0,003795	0,002287	0,001495	0,000885	0,002227	0,00113	0,000822
17	0,001894	0,005029	0,017158	0,014285	0,003268	0,00138	0,003696	0,0035	0,002669	0,001429	0,001909	0,003155
18	0,006796	0,002896	0,005002	0,009508	0,000922	0,002332	0,001251	0,001452	0,000337	0,000777	0,000459	0,00128
19	0,00151	0,001914	0,002794	0,001599	0,000797	0,001238	0,000481	0,000846	0,000714	0,001745	0,000669	0,00104
20	0,009117	0,005416	0,007282	0,004266	0,005129	0,008207	0,005488	0,009333	0,002658	0,003492	0,002289	0,003075
21	0,002673	0,0105	0,010486	0,010586	0,000787	0,004643	0,002828	0,008206	0,001374	0,0045	0,004642	0,004385
22	0,011853	0,007301	0,007563	0,006507	0,008629	0,007915	0,005563	0,007752	0,004781	0,002709	0,002732	0,001379
23	0,016898	0,006841	0,010278	0,006731	0,009639	0,003417	0,004627	0,001938	0,0029	0,002121	0,003703	0,001718
24	0,0119	0,007101	0,00595	0,016612	0,009621	0,005235	0,003185	0,003977	0,002961	0,002905	0,003022	0,005761
25	0,0104	0,0071	0,0071	0,017361	0,0086	0,0055	0,006176	0,0094	0,0043	0,0024	0,0043	0,005751
26	0,010487	0,001715	0,01359	0,003488	0,001179	0,002523	0,003938	0,005303	0,004412	0,004412	0,0026	0,004956
27	0,001141	0,001371	0,001132	0,00286	0,000669	0,000626	0,00175	0,00186	0,000839	0,000816	0,002542	0,002946
28	0,009652	0,00189	0,004116	0,001571	0,001399	0,001438	0,003977	0,001411	0,000427	0,000894	0,000694	0,000918
29	0,002535	0,002116	0,00689	0,00362	0,0021	0,002006	0,002169	0,001712	0,001357	0,001235	0,000753	0,001111
30	0,005023	0,001337	0,002067	0,001634	0,001258	0,000814	0,001308	0,000664	0,000481	0,000669	0,000971	0,000563

LOCUTORA	SNR											
	/ε/ FRACO				/ε/ HABITUAL				/ε/ 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	31,2508	28,68502	26,50142	27,93779	35,66901	30,43466	30,47566	36,35999	43,39357	42,40802	39,73734	41,80912
2	23,36973	30,45044	29,66345	28,39529	20,70358	40,2458	32,35453	28,59155	23,80273	38,99938	30,84393	27,31222
3	29,29369	24,59731	23,09604	26,42364	29,78364	30,39529	29,11668	31,3634	37,28684	32,2138	31,55201	32,04717
4	32,87122	31,04351	27,03809	30,36507	38,92014	33,72386	30,70843	35,53306	38,01025	35,40693	37,52783	37,03572
5	34,38587	29,60398	32,64805	21,48231	36,39793	26,36999	34,73464	23,47144	39,22639	31,85537	36,54749	16,03646
6	24,43322	19,36996	20,32334	20,31911	24,9597	24,20295	27,3961	26,95087	32,03658	30,05469	30,24314	31,87881
7	24,54427	27,48969	25,26507	31,10638	23,99841	34,10996	24,68702	37,01261	27,72787	38,56767	32,34252	34,57361
8	26,38774	22,51757	27,4702	13,1999	35,21044	24,06343	29,87052	19,80744	29,27763	20,80336	28,26175	23,0393
9	31,98409	34,11893	30,08574	33,43303	38,39624	39,36787	36,89115	36,75691	38,15799	34,72143	37,07624	38,0788
10	24,25036	25,39326	27,84652	15,32831	28,19567	29,60703	28,33289	20,60745	35,35561	34,37764	32,77612	30,26335
11	35,23578	29,89668	29,42772	21,70731	36,34881	34,59794	30,5465	26,18548	43,63744	34,82453	36,37493	17,02507
12	24,04791	27,3836	19,9191	28,98659	26,95557	31,91961	26,38124	31,73308	33,38533	31,26951	21,22663	25,06952
13	26,86675	26,76844	25,9002	26,17605	33,31683	34,73638	32,06835	32,85259	40,11777	38,59512	35,08573	36,26539
14	26,03692	25,14887	18,55	24,8329	26,93098	26,94911	29,26735	25,69675	33,33807	31,44309	30,75585	33,48941
15	20,24661	22,95103	22,34304	23,75066	23,55341	24,24489	24,84437	26,05633	28,24922	26,29832	28,00155	24,77374
16	26,49446	22,29345	23,6039	28,78447	29,52078	26,7207	28,76666	35,31961	38,90322	30,53219	35,98301	43,61555
17	31,53646	26,57709	21,66863	21,32908	29,51917	33,97387	27,35569	28,7046	28,28376	34,08848	32,45544	28,15393
18	25,34275	31,56537	24,06788	25,55937	34,40747	34,97293	33,49736	34,58855	41,23677	41,78716	39,59868	30,55643
19	31,31311	29,33805	28,72776	27,3725	37,61446	35,33125	36,4729	32,33679	39,04761	37,21624	38,78136	35,18915
20	23,13282	25,46491	22,51217	31,23013	28,25056	28,27113	25,253	25,71579	30,20309	33,20742	28,58106	29,8039
21	30,27914	21,4895	21,82998	21,14903	34,27856	23,37653	29,00733	23,71452	33,3976	24,08252	26,13011	25,54855
22	23,87085	25,58977	23,50815	27,97975	27,61801	27,66442	26,85523	28,81759	30,59287	32,81985	34,55517	35,95409
23	16,04145	25,92133	21,66865	26,21348	23,12335	27,29068	26,84742	28,29165	27,5569	29,66946	25,44424	30,10092
24	18,01753	25,02909	24,22826	17,90466	28,43067	23,25153	32,38693	27,45887	30,36664	29,24007	28,67607	24,61789
25	16,54963	17,93905	18,01416	20,47063	20,6669	21,06219	21,73734	22,5069	23,52658	22,05543	24,62725	27,65979
26	23,064	30,41443	19,83622	24,60566	34,55036	29,59362	28,271	26,94841	28,8767	23,9407	24,90546	22,97591
27	29,95177	31,87075	31,35693	29,56582	33,57594	34,97818	32,23176	29,84675	30,5701	33,66282	31,44765	29,77146
28	27,53355	28,46149	28,11238	30,45116	35,05686	31,42546	27,55622	32,08514	40,94297	37,27767	37,06878	32,61754
29	29,13207	31,83547	26,08782	26,02273	30,60939	28,58142	32,76601	31,76319	34,66067	33,55049	39,7311	37,08012
30	33,37415	35,78432	30,90981	28,04496	38,80667	34,50742	34,53889	34,82913	38,31938	39,56635	37,18125	33,98929

ANEXO 1

PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA



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 piezoelétrico. 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

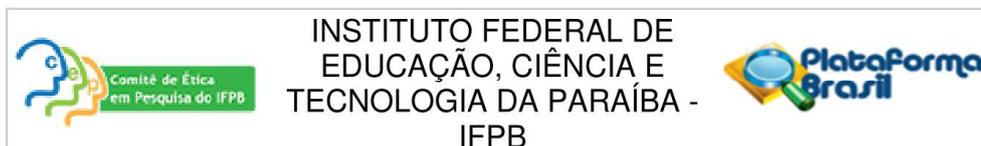
CEP: 58.015-020

UF: PB

Município: JOAO PESSOA

Telefone: (83)3612-9725

E-mail: eticaempesquisa@ifpb.edu.br



Continuação do Parecer: 3.577.570

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:

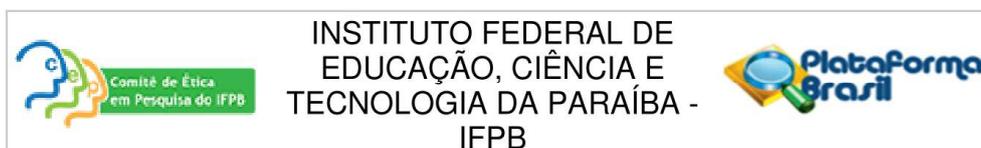
Riscos: O pesquisador responsável, informa os riscos envolvidos e os procedimentos para minimizá-los.

"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 elétrica 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.

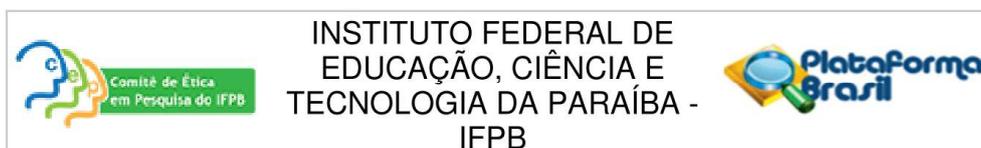
Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

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 piezoelétrico. As medidas referente a saúde vocal do indivíduo que forem adquiridas serão analisadas com uso do Coeficiente de Correlação Intraclasse 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	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

- 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.

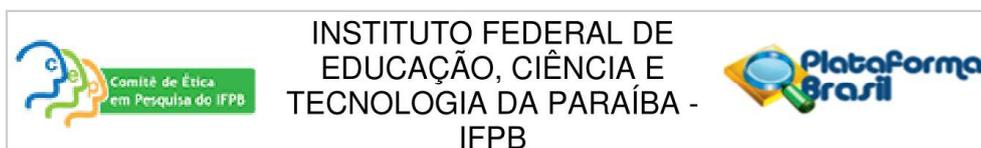
Desfecho: Pendência Resolvida.

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



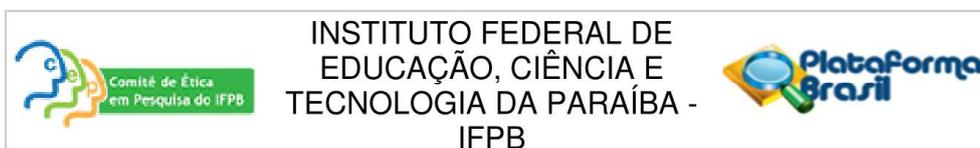
Continuação do Parecer: 3.577.570

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 deve 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
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 parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_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
Bairro: Jaguaribe **CEP:** 58.015-020
UF: PB **Município:** JOAO PESSOA
Telefone: (83)3612-9725 **E-mail:** eticaempesquisa@ifpb.edu.br