



**Arthur Medeiros Guimarães**

**Avaliação de um Acelerômetro Capacitivo na  
Mensuração de Medidas Acústicas Relacionadas  
às Vibrações das Pregas Vocais**

João Pessoa - PB  
Outubro de 2020

**Arthur Medeiros Guimarães**

**Avaliação de um Acelerômetro Capacitivo na Mensuração de Medidas Acústicas Relacionadas às Vibrações das Pregas Vocais**

Exame de Dissertação de Mestrado submetido 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.

Telecomunicações

Linha de Pesquisa: Processamento de Sinais

**Orientador(a):** Profa. Dra. Suzete Élide Nóbrega Correia.

**Coorientador(a):** Profa. Dra. Silvana Luciene do Nascimento Cunha Costa.

**Coorientador(a):** Prof. Dr. Leonardo Wanderley Lopes.

João Pessoa - PB

Outubro de 2020

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

G963a

Guimarães, Arthur Medeiros.

Avaliação de um acelerômetro capacitivo na mensuração de medidas acústicas relacionadas às vibrações das pregas vocais / Arthur Medeiros Guimarães. – 2020.  
83 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba – IFPB / Coordenação de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.

Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dra. Suzete Élide Nóbrega Correia.

Coorientadores: Prof<sup>a</sup>. Dra. Silvana L. do N. C. Costa e Prof. Dr. Leonardo W. Lopes.

1. Engenharia elétrica. 2. Análise acústica. 3. Monitoramento móvel da voz. 4. Acelerômetro capacitivo. 5. Processamento digital de sinais. 6. Distúrbio de voz. I. Título.

CDU 621.391

Arthur Medeiros Guimarães

**Avaliação de um Acelerômetro Capacitivo na Mensuração de Medidas Acústicas  
Relacionadas às Vibrações das Pregas Vocais**

Exame de Dissertação de Mestrado  
submetido 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 aprovada pela banca examinadora em: 30/09/2020

BANCA EXAMINADORA



---

**Suzete Élide Nóbrega Correia, Dra. – IFPB**  
**Orientadora**



---

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



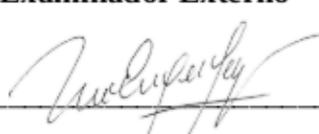
---

**Leonardo Wanderley Lopes, Dr. – UFPB**  
**Coorientador**



---

**Lincoln Machado de Araújo, Dr. – IFPB**  
**Examinador Externo**



---

**Maria Eugenia Dajer, Dra. – UTFPR**  
**Examinadora Externa**

João Pessoa - PB  
Outubro de 2020

# Agradecimentos

Agradeço primeiro a Deus, pela vida e por todas as bênçãos que já me deu até agora. Sou grato pela minha mãe que sempre me apoiou e por ser um exemplo não só de mãe e pai, mas também por ser um exemplo de pessoa.

Agradeço a toda a minha família, que me ajudou a chegar até aqui, muitos me apoiaram desde criança, sendo o meu padrinho e minhas madrinhas uns dos que mais me apoiaram. Agradeço aos meus irmãos Teodósio Carducci e Ernane José pela vida que compartilhamos de forma divertida e descontraída.

Faço um agradecimento especial a minha Tia Creusa, pois sem a fundamental ajuda dela, de me acolher em sua casa em outra cidade, eu não poderia ter me tornado um profissional em Automação Industrial e muito menos ter cursado o mestrado em Engenharia Elétrica.

Agradeço profundamente as Professoras Suzete Elida Correia e Silvana Cunha, pelos quais tenho um enorme carinho não só pela orientação, mas por todos os conselhos e esforços que fizeram para me ajudar com o que podiam (e não foi pouco). Tenho um profundo respeito por ambas as professoras e me lembro muito bem de todos os momentos que as duas me salvaram independente da situação.

Agradeço ao professor Leonardo Lopes por todo o esforço em me guiar com seu enorme conhecimento e paciência durante esse projeto.

Todos os professores do mestrado tiveram um peso considerável em aumentar a minha segurança quanto aos meus conhecimentos e minhas habilidades, sou eternamente grato por essa construção valiosa.

Durante toda a minha jornada eu tive amigos dos quais com certeza eu não teria chegado onde estou, em especial eu gostaria de mencionar o grupo intitulado de “os boys” que é composto pelos nomes de Lucas Cardoso e Igor Forcelli (também conhecido como Galego), por ajudar a superar todas as dificuldades de modo cômico e sem tristeza. Gostaria também de agradecer a Davidson Marcel, Evandson Claude, Sônia Maria, Barbara Firmino, Janielle Lima, Maísa Lauriane, Fernanda Lima, Guilherme Siqueira, Gilsivan Cartaxo, Igor Carvalho, Manoel Soares e a Manoel Messias por todo o companheirismo que culminou em um enorme peso no meu crescimento pessoal. Agradeço também a diversos outros que não estão presentes aqui, mas que foram fundamentais em minha trajetória.

Tenho muito carinho pelo Instituto Federal da Paraíba (IFPB) por fornecer toda a estrutura de qualidade para que não só eu, mas muitos outros possam estudar e ter esperanças de um futuro mais digno. Agradeço aos custos financeiros que o IFPB me forneceu, o que possibilitou a conclusão desta dissertação.

## Resumo

Existem profissionais que demandam da voz para trabalhar, o que pode aumentar consideravelmente o desgaste do aparelho fonador, originando disfonias que impactam diretamente na qualidade de vida. O acompanhamento eficiente e contínuo do uso da voz do usuário pode fornecer dados relevantes para o fonoaudiólogo, visando auxiliar a tomada de decisão acerca do melhor tratamento a ser definido. Nesse âmbito, este trabalho estuda a confiabilidade de um sensor acelerômetro capacitivo, de baixo custo no monitoramento móvel da produção vocal. Para a aquisição dos dados captados pelo acelerômetro, é utilizada a plataforma ESP32 com uma frequência de amostragem de 4000 Hz. Foi projetado um filtro passa alta, com frequência de corte em de 50 Hz, para eliminar os efeitos do deslocamento do corpo humano, presentes no sinal. A calibração do sensor foi realizada pelo ajuste da tendência central, em conjunto com normalização dos dados. Foram realizadas 5 tarefas de fala, em 30 locutores do gênero feminino que não apresentavam queixa vocal. Os dados foram avaliados utilizando os modelos estatísticos do ANOVA e do coeficiente de correlação intraclass. As características extraídas dos sinais de vibração foram: frequência fundamental, *shimmer*, *jitter*, energia, relação harmônico ruído e relação ruído harmônico. Comparando os resultados estatísticos obtidos com a literatura, conclui-se que o sensor possui uma resposta confiável para a frequência fundamental, *shimmer*, *jitter* e energia. A relação harmônico ruído e relação ruído harmônico não obtiveram bons resultados de confiabilidade para esta aplicação.

**Palavras-chave:** Análise acústica, Monitoramento Móvel da Voz, Processamento Digital de Sinais, Acelerômetro Capacitivo, Distúrbio de Voz.

## Abstract

There are professionals that do demanding jobs with their voices, what can significantly increase damages to the phonetic device, originating voice abnormalities that directly impact one's life quality. The efficient monitoring and use of the user's voice can present relevant data for speech therapists, aiming to assist the professional on deciding the best treatment form to be used. On this matter, this study analyses the reliability a low-cost capacity accelerometer, to perform mobile monitoring of vocal production. To acquire the data collected by the accelerometer, it is utilized the ESP32 platform with a sampling of 4000 Hz. Due to the fact that accelerometers are vibration sensors, a high-pass filter is projected with a cutoff frequency of 50 Hz to eliminate the effects of the human body's movement, also present in the signal. The calibration of the sensor is done by the adjusting of the central tendency grouped with the normalization of data. Five speech tasks were performed on thirty female speakers with no registered vocal complaints. The data was rated utilizing the statistic models of ANOVA and the intraclass correlation coefficient. The characteristics extracted from the vibration signals were: fundamental frequency, *shimmer*, *jitter*, energy, signal-to-noise ratio and the noise-to-signal ratio. Comparing the statistical results obtained with the literature, it is concluded that the sensor has a reliable response to the fundamental frequency, *shimmer*, *jitter* and energy. The harmonic noise ratio and harmonic noise ratio did not obtain good reliability results for this application.

**Key-words:** Acoustic analysis, Mobile Voice Monitoring, Digital Signal Processing, Capacitive Accelerometer, voice disorder.

## Lista de Figuras

<b>Figura 1</b> – Diagrama esquemático do mecanismo de produção da fala. ....	29
<b>Figura 2</b> – Modelo simplificado da produção da fala.....	30
<b>Figura 3</b> – Configuração das pregas vocais: (a) na respiração; (b) pregas na geração de sons sonoros; (c) na geração de surdos. Cada diagrama representa uma seção horizontal da laringe, na altura das pregas vocais. ....	31
<b>Figura 4</b> – Categorias do CCI.....	38
<b>Figura 5</b> – Esquemático de processos realizados neste trabalho. ....	40
<b>Figura 6</b> – Esp32 Dev Kit.....	41
<b>Figura 7</b> – Princípio base de um acelerômetro capacitivo.....	42
<b>Figura 8</b> – Módulo do sensor MPU-9250.....	43
<b>Figura 9</b> – Direção dos eixos do acelerômetro MPU-9250. ....	43
<b>Figura 10</b> – Pontos mais influentes para a captura do sinal de vibração. ....	44
<b>Figura 11</b> – Aplicação do sensor em uma pessoa.....	45
<b>Figura 12</b> – a) Leitura do sinal do acelerômetro; b) Leitura do sinal do acelerômetro centralizada. ....	47
<b>Figura 13</b> – Aplicação do filtro passa alta de 50 Hz no sinal do acelerômetro; a) sinal do acelerômetro sem o filtro; b) espectro da frequência do sinal do acelerômetro sem filtro; c) sinal do acelerômetro com o filtro passa alta; d) espectro da frequência do sinal do acelerômetro com filtro passa alta. ....	48

## Lista de Tabelas

<b>Tabela 1</b> – Níveis de correlação intraclasse para a magnitude de seus resultados. ....	38
<b>Tabela 2</b> - Valores de ANOVA obtido para as características e extraídas pela frase 1. ....	50
<b>Tabela 3</b> - Resultado para análise do CCI da tarefa de fala da frase 1. ....	51
<b>Tabela 4</b> - Valores de ANOVA obtido para as características e extraídas pela frase 2. ....	51
<b>Tabela 5</b> - Resultado para análise do CCI da tarefa de fala da frase 2. ....	52
<b>Tabela 6</b> - Valores de ANOVA obtido para as características e extraídas pela tarefa de fala da vogal /ε/ na intensidade fraca. ....	53
<b>Tabela 7</b> - Resultado para análise do CCI da tarefa de fala da vogal /ε/ na intensidade fraca. ....	53
<b>Tabela 8</b> - Valores de ANOVA obtido para as características e extraídas pela tarefa de fala da vogal /ε/ na intensidade moderada. ....	54
<b>Tabela 9</b> - Resultado para análise do CCI da tarefa de fala da vogal /ε/ na intensidade Confortável. ....	55
<b>Tabela 10</b> - Valores de ANOVA obtido para as características e extraídas pela tarefa de fala da vogal /ε/ na intensidade forte. ....	55
<b>Tabela 11</b> - A Resultado para análise do CCI da tarefa de fala da vogal /ε/ na intensidade forte. ....	56
<b>Tabela 12</b> – Tabela de F-estatística de Fisher/Snedecor utilizando $p = 0,05$ . ....	65
<b>Tabela 13</b> - Valores Médios $\pm$ Desvio Padrão da $F_0$ de cada Locutor na tarefa de fala da Frase 1. ....	69
<b>Tabela 14</b> - Valores Médios $\pm$ Desvio Padrão do <i>Jitt</i> , <i>Shimm</i> , Energia, NHR e HNR de cada Locutor na tarefa de fala da Frase 1. ....	71
<b>Tabela 15</b> - Valores Médios $\pm$ Desvio Padrão da $F_0$ de cada Locutor na tarefa de fala da Frase 2. ....	72
<b>Tabela 16</b> - Valores Médios $\pm$ Desvio Padrão do <i>Jitt</i> , <i>Shimm</i> , Energia, NHR e HNR de cada Locutor na tarefa de fala da Frase 2. ....	74
<b>Tabela 17</b> - Valores Médios $\pm$ Desvio Padrão da $F_0$ de cada Locutor na tarefa de fala da vogal /ε/ na intensidade fraca. ....	75
<b>Tabela 18</b> - Valores Médios $\pm$ Desvio Padrão do <i>Jitt</i> , <i>Shimm</i> , Energia, NHR e HNR de cada Locutor na tarefa de fala da vogal /ε/ na intensidade fraca. ....	77

<b>Tabela 19</b> - Valores Médios $\pm$ Desvio Padrão da <i>F0</i> de cada Locutor na tarefa de fala da vogal / $\epsilon$ / na intensidade moderada.....	78
<b>Tabela 20</b> - Valores Médios $\pm$ Desvio Padrão do <i>Jitt</i> , <i>Shimm</i> , Energia, NHR e HNR de cada Locutor na tarefa de fala da vogal / $\epsilon$ / na intensidade moderada. ....	80
<b>Tabela 21</b> - Valores Médios $\pm$ Desvio Padrão da <i>F0</i> de cada Locutor na tarefa de fala da vogal / $\epsilon$ / na intensidade moderada.....	81
<b>Tabela 22</b> - Valores Médios $\pm$ Desvio Padrão do <i>Jitt</i> , <i>Shimm</i> , Energia, NHR e HNR de cada Locutor na tarefa de fala da vogal / $\epsilon$ / na intensidade forte. ....	83

## Lista de Quadros

<b>Quadro 1</b> - Pesquisas realizadas acerca de dispositivos ou técnicas de avaliação das pregas vocais.....	18
---	----

## Lista de Siglas

$a$	- Quantidade de Grupos;
$A$	- Amplitude Pico a Pico do Sinal;
CAPE-V	- <i>Consensus Auditory-Perceptual Evaluation of Voice</i> - Avaliação perceptivo-auditiva consensual da voz;
CCI	- Coeficiente de Correlação Intraclasse;
$d$	- Erro máximo das amostras em decimais;
df	- <i>Degree freedom</i> – Graus de Liberdade;
$d_{f1}$	- $df_{entre\_grupos}$ ;
$d_{f2}$	- $df_{sujeito\_em\_relação\_ao\_grupo}$ ;
$DF_1$	- $d_{f1} - 1$ ;
$DF_2$	- $d_{f2} - 1$ ;
$E(t)$	- Energia do Sinal no Tempo;
$E_n$	- Energia do Componente de Ruído;
$E_{seg}$	- Energia Segmental;
$f(p)$	- Distribuição de F de Fisher/Snedecor;
$f_i$	- Trecho do Período da Frequência Fundamental, no Tempo (pitch);
$f_0$	- Frequência Fundamental;
F	- Valor de Referência Utilizado para Quantificar o ANOVA;
FIR	- <i>Finite Impulse Response</i> – Resposta ao Impulso Finito;
FS	- Frequência de Amostragem – <i>Sample Frequency</i> ;
$H_0$	- Hipótese nula;
$H_1$	- Hipótese alternativa;
$H$	- Energia do Componente Harmônico;
HN	- Relação Harmônico Ruído;
IDE	- <i>Integrated Development Environment</i> – Ambiente Integral de Desenvolvimento;
MEMS	- <i>Micro Electro Mechanical Sensors</i> – Microssensores Eletromecânicos;
MS	- Média Quadrática;
$n$	- Número de Amostras Aleatórias a ser Escolhida pelo Cálculo da População Amostral Infinita;

$n_{js}$	- Número de Janelas Segmentadas.
$N$	- Número de Amostras do Sinal;
$N_{at}$	- Número Total de Amostras de Todos os Grupos;
NH	- Relação Ruído Harmônico;
$p$	- Estimativa, da Proporção dos Níveis da Variável Escolhida em Decimais. Caso não Haja Estimativas Prévias, Adota-se o Valor de 50%, que Representa 0,5.
$p - valor$	- Valor de Erro Aceitável em Decimais;
PDS	- Processamento Digital de Sinais;
$q$	- $1 - p$
RAM	- <i>Random Access Memory</i> , do inglês Memória de Acesso Aleatório;
$s$	- Número de Amostras por Grupo;
$s(t)$	- Sinal no Tempo;
SQ	- Soma Quadrática;
$\tau$	- $0 \leq \tau \leq T$
$T$	- Valor Máximo que $T_1$ Pode Assumir
$T_0$	- Período de cada onda do sinal;
$T_1$	- Duração do Período
$T_c$	- Tendência Central;
$T_g$	- Soma dos Valores Totais de Todos os Grupos;
$x[n]$	- Sinal no Tempo Discreto;
$y$	- Sinal do Acelerômetro;
$Y_c$	- Sinal do Acelerômetro Centralizado.
$Y_{ij}$	- Tabela com os Valores do Grupo, Sendo $i$ Representando as Linhas e $j$ as Colunas;
$z$	- Abcissa normal padrão. Para um intervalo de confiança de 95%, ela representa 1,96;

# Sumário

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>16</b>
1.1 JUSTIFICATIVA .....	17
1.2 ESTADO DA ARTE .....	18
1.3 OBJETIVOS .....	28
1.3.1 Objetivos Gerais .....	28
1.3.2 Objetivos Específicos .....	28
<b>2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....</b>	<b>29</b>
2.1 O PROCESSO DE PRODUÇÃO VOCAL.....	29
2.1.1 Produção da Voz.....	29
2.1.2 Glote .....	31
2.2 MEDIDAS DE ANÁLISE LINEAR .....	32
2.2.1 <i>Shimmer</i> e <i>Jitter</i> .....	32
2.2.2 Energia do Sinal .....	33
2.2.3 Relação Harmônico Ruído (HNR) e Relação Ruído Harmônico (NHR).....	33
2.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	34
2.3.1 Cálculo da População Amostral Infinita.....	34
2.3.2 Análise de Variância - ANOVA.....	35
2.3.3 Coeficiente de Correlação Intraclasse .....	37
<b>3. MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>40</b>
3.1 MATERIAIS .....	40
3.1.1 Esp32 Dev Kit .....	40
3.1.2 Acelerômetro .....	41
3.1.2.1 Acelerômetro MPU-9250 .....	42
3.2 MÉTODOS .....	44
3.2.1 Posicionamento do Sensor.....	44
3.2.2 Aquisição de Dados .....	45
3.2.3 Preprocessamento .....	46
3.2.3.1 Normalização do Sinal .....	46
3.2.3.2 Filtro Passa-Alta .....	47
3.2.4 Análise Estatística .....	48
<b>4. RESULTADOS .....</b>	<b>50</b>
4.1 RESULTADOS DOS TESTES ESTATÍSTICOS PARA A FRASE 1.....	50
4.2 RESULTADOS DOS TESTES ESTATÍSTICOS PARA A FRASE 2.....	51
4.3 VOGAL – INTENSIDADE FRACA .....	53
4.4 VOGAL – INTENSIDADE CONFORTÁVEL .....	54
4.5 VOGAL – INTENSIDADE FORTE .....	55
4.6 DISCUSSÃO .....	56

<b>5. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....</b>	<b>58</b>
5.1 CONTRIBUIÇÕES DA PESQUISA.....	59
5.2 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	59
<b>6. REFERÊNCIAS .....</b>	<b>60</b>
<b>APÊNDICE .....</b>	<b>65</b>
APÊNDICE 1 – TABELA DE F-ESTATÍSTICA DE FISHER/SNEDECOR.....	65
APÊNDICE 2 – SCRIPT DA ESP32 PARA AQUISIÇÃO DE DADOS DO ACELERÔMETRO ....	66
APÊNDICE 3 – SCRIPT DO CÁLCULO DO ANOVA NO MATLAB.....	68
APÊNDICE 4 – VALORES MÉDIOS ± DESVIO PADRÃO DE CADA LOCUTOR .....	69
Dados da Frase 1 .....	69
Dados Referente a Frequência Fundamental .....	69
Dados Referente a <i>Jitt</i> , <i>Shimm</i> , Energia, NHR e HNR.....	71
Dados da Frase 2 .....	72
Dados Referente a Frequência Fundamental .....	72
Dados Referente a <i>Jitt</i> , <i>Shimm</i> , Energia, NHR e HNR.....	74
Vogal – Intensidade Fraca .....	75
Dados Referente a Frequência Fundamental .....	75
Dados Referente a <i>Jitt</i> , <i>Shimm</i> , Energia, NHR e HNR.....	77
Vogal – Intensidade Confortável .....	78
Dados Referente a Frequência Fundamental .....	78
Dados Referente a <i>Jitt</i> , <i>Shimm</i> , Energia, NHR e HNR.....	80
Vogal – Intensidade Forte.....	81
Dados Referente a Frequência Fundamental .....	81
Dados Referente a <i>Jitt</i> , <i>Shimm</i> , Energia, NHR e HNR.....	83

# 1. Introdução

Uma voz saudável pode ser definida como aquela que é produzida sem nenhuma dificuldade ou desconforto, apresentando uma boa sonoridade para o ouvinte e para o locutor. Quando há algum desconforto ao falar ou uma alteração no som produzido, tem-se disфония (BEHLAU, 2001; KASAMA & BRASALOTTO, 2007). As disfonias podem afetar a qualidade de vida do indivíduo, pois prejudicam a autoimagem, a comunicação, os relacionamentos sociais, projetos pessoais, o exercício da profissão e as entrevistas de emprego (PARK e BEHLAU, 2009). Um dos sintomas iniciais de algum distúrbio da voz é a rouquidão ou a sprosidade (GAVIDIA-CEBALLOS & HANSEN, 1996).

A identificação dos sintomas iniciais, de alguns fatores de risco para o desenvolvimento de distúrbio da voz, pode determinar à rápida recuperação da qualidade vocal. A saúde da voz pode ser avaliada utilizando equipamentos clínicos como a eletroglotografia, o julgamento perceptivo auditivo do profissional especializado e/ou, características acústicas e aerodinâmicas (STEPP, HILLMAN & HEATON, 2010). A presença de disfonias nas pregas vocais pode provocar mudanças nas características aerodinâmicas do trato vocal. Consequentemente os padrões de vibração de uma voz patológica possuem diferenças comparado com os padrões vibratórios de uma voz saudável (HANSEN *et al.*, 1998).

Técnicas como a eletroglotografia são utilizadas para estudar e identificar a fisiologia das pregas vocais, com base no seu padrão vibratório (WIETHAN *et al.*, 2015). Entretanto, este exame retorna apenas informações acerca das consequências e não das causas de uma desordem vocal. Diante disto, são utilizadas técnicas como automonitoramento e autorrelato para a identificação de maus hábitos vocais, que possam ser responsáveis pelo estado da saúde vocal. Tal abordagem é subjetiva e não é totalmente confiável. Nesse contexto, o monitoramento móvel da produção vocal tem sido apresentado como uma ferramenta de auxílio à detecção/diagnóstico de anormalidades que podem passar despercebidos durante a seção clínica. Tais anormalidades são associadas à utilização da voz no dia a dia, em casa ou no trabalho do paciente. Portanto, o monitoramento móvel visa identificar os trechos da rotina do usuário em que ele possui uma utilização inadequada de sua voz (HILLMAN & MEHTA, 2011).

Para realizar o monitoramento móvel da voz, tem sido estudado o uso do sensor de deslocamento acelerômetro, inicialmente, estudado por Cheyne *et al.* (2003). Estes pesquisadores avaliaram por meio de medidas estatísticas a correlação entre as respostas do sensor, com intuito de encontrar uma relação entre os dados obtidos com o estado das pregas vocais. Utilizando este trabalho como base, a Universidade de Harvard aprofundou o uso do acelerômetro no monitoramento móvel e no *biofeedback*, que consiste em avisar ao usuário quando o mesmo está usando a voz de maneira inadequada (MEHTA *et al.*, 2012; MEHTA, STAN & HILLMAN, 2014; MEHTA *et al.*, 2017; CHWALEK, MEHTA *et al.*, 2018). O uso do acelerômetro foi estudado para a análise da hiperfunção, detecção de patologias, estudo de características como frequência fundamental ( $f_0$ ) relativa, estimação de características aerodinâmicas, auxílio no controle do uso da voz, dentre outros.

Os acelerômetros utilizados na literatura são baseados no efeito piezoelétrico. Isso ocorre devido a tecnologia piezo resistiva possuir uma menor sensibilidade a ruídos e uma maior centralização do sinal. Existem outras tecnologias de acelerômetros como o acelerômetro capacitivo, que não foi empregado nessa área de estudo, até então, devido a sua alta sensibilidade, em detrimento da aceleração provocada, no sensor, pelo deslocamento.

Nesse contexto, este estudo investiga uma metodologia para tornar viável o uso do acelerômetro capacitivo, de baixo custo, para a realização de análise acústica da vibração das pregas vocais. São estudadas medidas derivadas da movimentação das pregas vocais comumente utilizadas na literatura:  $f_0$ , *jitter*, *shimmer*, relação harmônico-ruído (HNR) e relação ruído-harmônico (NHR). Para a validação do sensor serão empregadas análises estatísticas de variância ANOVA e o Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) na validação da resposta do sensor entre medições de diferentes indivíduos.

## **Justificativa**

Em 2017, o monitoramento móvel utilizando o sensor acelerômetro foi considerado como uma tecnologia de grande impacto clínico, como os pacientes com distúrbios vocais serão tratados pelos próximos 5 a 10 anos (STAN, MEHTA & HILLMAN, 2017). O acelerômetro possui baixa sensibilidade ao ruído ambiente, pois ele possui a leitura apenas do deslocamento do usuário (HILLMAN, *et al.* 2006). Para que o acelerômetro obtenha os dados da vibração das pregas vocais com uma melhor sensibilidade, ele é posicionado na superfície da pele do pescoço (ŠVEC, TITZE & POPOLO, 2005). Porém a superfície da pele é um condutor de vibração para todas as atividades que uma pessoa realiza em sua rotina. Isso significa que haverá ruídos de leitura no sensor, ruídos que são derivados de outras atividades além da fala. Portanto, é realizado um pré-processamento utilizando filtros digitais para extrair apenas as informações da vibração das pregas vocais, do sinal capturado pelo acelerômetro.

As características dos sinais extraídas do sistema produção da fala, são distintas para cada pessoa. Pois as estruturas anatômicas do aparelho fonador, variam de acordo com os hábitos e modo de falar de cada locutor (TEIXEIRA, FERREIRA & CARNEIRO, 2011). Desta forma, a análise perceptiva torna-se muito subjetiva, dificultando a tomada de decisão do profissional da área. Porém, ao correlacionar os sinais obtidos da produção vocal com dados quantitativos, é possível diminuir a subjetividade da avaliação (GUIMARÃES, 2007).

Neste âmbito, são estudadas tecnologias que visam mensurar esses sinais, sendo o microfone um dos equipamentos mais utilizados na literatura. Com o intuito de evitar captar ruídos do ambiente e o conteúdo das conversas do usuário, outras tecnologias são empregadas para mensurar sinais derivados da voz, com uma proposta de monitorar a voz do usuário enquanto ele realiza suas atividades diárias. Os estudos acerca de sensores para implementar no monitoramento móvel, culminaram no uso acelerômetro piezoelétrico para a captação da vibração das pregas vocais. A fácil manipulação digital do sinal, a

sensibilidade a vibração e sua resistência a ruídos externos, foram suas características que o tornaram popular para essa e outras aplicações (HILLMAN, *et al.* 2006; STAN, MEHTA & HILLMAN, 2017). Entretanto, esse sensor possui um custo elevado, e não tão acessível para pesquisas em larga escala. Nesse âmbito este projeto visa estudar um sensor acelerômetro de efeito capacitivo, que possui um baixo custo comparado com o acelerômetro de efeito piezoelétrico, porém mantendo suas características da sensibilidade a vibração e resistência a ruídos externos.

No ramo do monitoramento móvel, já existem comercialmente alguns dispositivos desenvolvidos para a utilização clínica que avaliam o Nível na Pressão Sonora (NPS), a frequência fundamental e o dosímetro da medição vocal (STAN, MEHTA & HILLMAN, 2017; STAN *et al.*, 2014). Entretanto, estes dispositivos podem variar o preço de aproximadamente US\$ 1.000 até US\$ 5.000 (R\$ 5331,20 até R\$ 26.656,00. Preço da cotação do dólar do dia 16/07/2020) por dispositivo (STAN, MEHTA & HILLMAN, 2017). Por ser um valor excessivamente elevado por equipamento, a aquisição de vários destes dispositivos é inviável para diversos grupos de pesquisas. Portanto, este trabalho motiva-se na análise da confiabilidade de implementação de um sensor como ferramenta de pesquisa para a criação de um dispositivo de monitoramento móvel de baixo custo. Sendo que o sensor de modelo MPU-9250 proposto nesse estudo, custa R\$ 35,00 R\$ (Fonte: Digikey. Data: 19/04/2020). Essa confiabilidade é quantificada pelos índices de correlação intraclasse e os índices de ANOVA obtido.

## 1.2 Estado da Arte

Esta seção tem por objetivo, apresentar a evolução de algumas pesquisas encontradas na literatura acerca da tecnologia empregada no uso do monitoramento vocal. Os critérios utilizados foram pesquisas que desenvolveram ou avaliaram dispositivos visam auxiliar o locutor ou o avaliador clínico com informações sobre o estado das pregas vocais do usuário. Pesquisas relacionadas ao estudo da vibração da pele do pescoço e pesquisas que exploram o conceito de *bio feedback*, também foram utilizadas. No Quadro 1 são apresentadas informações das pesquisas encontradas.

**Quadro 1** - Pesquisas realizadas acerca de dispositivos ou técnicas de avaliação das pregas vocais.

<b>Autoria /Ano</b>	<b>Sensor</b>	<b>Características Extraídas</b>	<b>Metodologia</b>
Holbrook, Rolnick e Bailey /1974	Microfone em contato com a superfície da pele, como eletrodo.	1 - Nível de pressão sonora.	O sensor foi colocado em cima da traqueia. Era emitido um <i>beep</i> para um fone de ouvido fixado no usuário. O <i>beep</i> foi utilizado intuito de alertar o mesmo quando o paciente ultrapasse um determinado nível de pressão sonora.

**Continuação Quadro 1 - Pesquisas realizadas acerca de dispositivos ou técnicas de avaliação das pregas vocais.**

Autoria /Ano	Sensor	Características Extraídas	Metodologia
			Foram utilizados 32 pacientes, dos quais 11 finalizaram o projeto. Esta pesquisa monitorou pacientes com lesão nas pregas vocais e pessoas com hipertensão na laringe.
Zicker, <i>et al.</i> /1980	<i>Headset</i> contendo microfone e fones de ouvido.	1 - Nível do som da fala.	Neste trabalho foi proposto um <i>biofeedback</i> ajustável. Quando o usuário emitia um som maior do que o programado, era emitido um alarme para fones de ouvido. É possível ajustar o limite de fala, limite de alarme, duração de um frame e o número de condições de alarmes necessárias para gerar um tom. Quando um tom é gerado, significa que o dispositivo armazenou informações acerca do <i>feedback</i> em uma memória para análise posterior.
Ryu, <i>et al.</i> /1983	Microfone na superfície da pele.	1 - O tempo de fala. 2 - Nível do volume da fala.	Foi utilizado um amplificador na frequência entre 50 Hz a 2000 Hz. O nível do som poderia ser calibrado entre 70-90 dB NPS. Um <i>display</i> sinalizava quando o som estava superior ao programado.
Ofilssan, Brink e Löfqvist /1989	Microfone de contato piezoelétrico cerâmico.	1 - Tempo de fonação. 2 - Frequência fundamental.	Foi utilizado um amplificador e um filtro analógico passa baixa de 1 kHz na aquisição dos sinais. Foi utilizado apenas sinais de 60 a 600 Hz. Para validar os valores obtidos, foi utilizado 8 locutores, sendo 4 homens e 4 mulheres. Um dispositivo baseado na eletroglotografia foi utilizado para comparar os resultados.

**Continuação Quadro 1 - Pesquisas realizadas acerca de dispositivos ou técnicas de avaliação das pregas vocais.**

<b>Autoria /Ano</b>	<b>Sensor</b>	<b>Características Extraídas</b>	<b>Metodologia</b>
Masuda <i>et al.</i> /1993	Microfone de contato piezoelétrico cerâmico.	1 - Tempo de fonação. 2 - Nível de volume da fala.	Neste trabalho é monitorado a tempo de fonação e o nível de volume da fala. Este trabalho tinha por objetivo, detectar os abusos vocais pela variação no tempo de fonação e intensidade da fala. Foi utilizado um amplificador com impacto nas frequências de 50 Hz a 2000 Hz. O tempo máximo de gravação de dados é de 12 horas.
McGillivroy, Proctor-Williams e McLister /1994	Microfone normal.	1 - Nível de pressão sonora.	O objetivo deste equipamento foi realizar um controle do nível de volume da fala em seções de terapia, com um especialista, que duram de 20 a 30 minutos. O dispositivo analisa frequências de 500 Hz a 10kHz. Estes valores foram escolhidos com base na sensibilidade do ouvido humano. Não utilizou o dispositivo monitoramento móvel, mas explorou o conceito e efeitos do biofeedback.
Buekers <i>et al.</i> /1995.	Microfone de baixo alcance	1 - Tempo de fonação. 2 - Nível de volume da fala.	O dispositivo analisa o trecho do sinal que estivesse entre 60~112 dB NPS. Foi utilizado em pessoas de diversas provisões com intuito de detectar a média de tempo de fonação e a altura da fonação de cada profissão.
Szabo <i>et al.</i> /2001	Microfone de Contato piezoelétrico cerâmico.	1 – Frequência Fundamental. 2 - Nível de volume da fala.	O dispositivo possuía a capacidade de operar de 8 a 11 horas, armazenando de 50 a 500 milissegundos de dados, com intervalo entre as medições de até 1 minuto. O tempo para armazenar dados é de 1 a 10 segundos.

**Continuação Quadro 1 - Pesquisas realizadas acerca de dispositivos ou técnicas de avaliação das pregas vocais.**

<b>Autoria /Ano</b>	<b>Sensor</b>	<b>Características Extraídas</b>	<b>Metodologia</b>
Švec, Popolo e Titze /2003	Microfone, Eletroglotografia e um Decibelímetro	1 - Nível de pressão sonora; 2- Frequência fundamental; 3 - Medidas de processamento digital de sinais para utilizar na detecção da voz.	A contribuição deste trabalho está no conjunto de métodos de processamentos digitais voltados as pregas vocais, que foram utilizados em trabalhos futuros no âmbito do monitoramento móvel.
Cheyne <i>et al.</i> /2003	Acelerômetro piezoelétrico de modelo BU7135	1 - Tempo de fonação; 2 - Frequência fundamental; 3 - Nível de pressão sonora.	Os participantes gravaram as vogais /a/, /i/ e /u/ para a realização de análise acústica da resposta do sinal. Os dados dos testes foram gravados estacionariamente e em movimento. Os dados foram avaliados com a medida estatística do coeficiente de correlação Pearson de $r=0.8$ ( $p<0,001$ ). Após obter resultados positivos para este projeto, ele foi estendido para longa aquisição de dados, no qual o dispositivo possuía a capacidade de aquisição de 14 horas.
Popolo, Švec e Titze /2005	Computador portátil  Dosímetro composto por um acelerômetro piezoelétrico de modelo 252C22	Os sinais foram analisados usando o Matlab utilizando o mesmo modelo de processamento de sinais, apresentado pelo mesmo grupo em Popolo, Švec e Titze (2003).	As frequências de estudo possuíam uma faixa de 45 a 3000 Hz. Neste trabalho foi discutido o design de projeto para que o mesmo funcione como um dosímetro.
Hillman <i>et al.</i> /2006	Acelerômetro piezoelétrico de modelo BU7135	1 - Frequência fundamental média; 2 - Tempo de fonação;	Comparando sinais de pessoas disfônicas, com pessoas com laringe comprovadamente saudável.

**Continuação Quadro 1** - Pesquisas realizadas acerca de dispositivos ou técnicas de avaliação das pregas vocais.

<b>Autoria /Ano</b>	<b>Sensor</b>	<b>Características Extraídas</b>	<b>Metodologia</b>
		3 - Nível de pressão sonora.	Neste estudo, foi constatado que a disfonia prejudica severamente a acurácia do acelerômetro, pois os distúrbios da voz, prejudicam diretamente a periodicidade do sinal.
Zañartu <i>et al.</i> /2009	Microfone acoplado a ar (Sony ECM-77B)  Acelerômetro (Siemens EMT25C)  Acelerômetro (Modelo BU-7135)	1 - Sinais da vibração das pregas vocais;  2 - Sinais respiratórios da caixa torácica;  3 - Sinais do batimento cardíaco.	O intuito deste trabalho era estudar a possibilidade de integração dos sinais acústicos produzido pelos sistemas do corpo humano. Entretanto, foi constatado pela equipe que os ruídos provocados pelo ar e caminhar durante a produção dos sinais sonoros produzidos pelo corpo, são relativamente altos, o que dificultou a integração dos sistemas na época.
MEHTA <i>et al.</i> /2012	Acelerômetro (Modelo BU-27135)	1 – Nível de Pressão Sonora; 2 - Frequência Fundamental; 3 – Variação do Fluxo de Ar; 4 – Tempo de Fonação.	Utilizando uma frequência de amostragem de 11025Hz, em uma quantização de 16 bits. O sinal possuía uma variação de até 50 dB NPS. Utilizando um smartphone para alocar os dados, com um total de 16 GB de memória não volátil. Utilizando o dispositivo 18 hrs por dia, após 7 dias, os dados teriam um peso total de 9.3 GB. A bateria de 1500-mAh foi estendida para 3900-mAh.
MEHTA, STAN & HILLMAN /2014	Acelerômetro (Modelo BU-27135);  Microfone.	1 – <i>Jitter</i> ; 2 – <i>Shimmer</i> ; 3 – Relação Harmônico Ruído; 4 – Inclinação espectral; 5 – Pico cepstral proeminente.	Foi feita uma aquisição simultânea entre um microfone e um acelerômetro. Foi utilizando uma vogal sustentada com 32 indivíduos normais e 60 com algum tipo de desordem vocal. A vogal foi sustentada em nível confortável.

**Continuação Quadro 1** - Pesquisas realizadas acerca de dispositivos ou técnicas de avaliação das pregas vocais.

Autoria /Ano	Sensor	Características Extraídas	Metodologia
			<p>Correlações estatisticamente significantes foram encontradas entre instabilidade acústica e acelerômetro, <i>shimmer</i>, razão harmônica / ruído, inclinação espectral e magnitude do pico cepstral. Medidas de <i>jitter</i> com base no tempo correlacionaram-se entre as formas de onda de aceleração acústica e na superfície do pescoço (<math>r \leq 0,99</math>). As medidas com base na amplitude do <i>shimmer</i> se correlacionaram (<math>r \leq 0,67</math>). As relações exibidas pelas medidas espectrais da relação harmônico-ruído (<math>r \leq 0,51</math>) e inclinação (<math>r = 0,33</math>), enquanto a magnitude do pico cepstral exibiu uma correlação mais forte (<math>r = 0,89</math>).</p>
MEHTA <i>et al.</i> /2015a	Acelerômetro (Modelo BU-27135)	<p><b>Para a Vogal /a/ Sustentada:</b>            1 – <i>Jitter</i>;            2 – <i>Shimmer</i>;            3 – Relação Harmônico Ruído;            4 – Análise Cepstral.</p> <p><b>Durante a Reza:</b>            5 – Média da Frequência fundamental;            6 – Desvio padrão da frequência fundamental;            7 – Frequência Fundamental Máxima;</p>	<p>Este estudo descreve o alto grau de uso da voz por um líder religioso que exercia a função de Imã que canta ciclos prolongados de oração durante o mês do Ramadã. Avaliações acústicas, aerodinâmicas e endoscópicas complementam os dados de monitoramento de voz obtidos em 12 dias. O paciente tinha 26 anos e rezava por 2 horas seguidas todo dia. Ocorreram análises antes, durante e depois do Ramadã.</p>

**Continuação Quadro 1 - Pesquisas realizadas acerca de dispositivos ou técnicas de avaliação das pregas vocais.**

<b>Autoria /Ano</b>	<b>Sensor</b>	<b>Características Extraídas</b>	<b>Metodologia</b>
		<p>8 – Frequência Fundamental Mínima; 9 – Análise Cepstral.</p> <p><b>Falando Normalmente:</b> 10 – Fluxo de ar; 11 – Pressão Sonora; 12 – Eficiência.</p> <p><b>Falando Alto:</b> 13 – Fluxo de ar; 14 – Pressão Sonora; 15 – Eficiência.</p>	
MEHTA <i>et al.</i> /2015b	Acelerômetro (Modelo BU-27135)	1 – Nível de Pressão Sonora; 2 – Frequência Fundamental.	Os resultados da análise de diferentes locutores sugerem que as estimativas aerodinâmicas baseadas em acelerômetro, podem ser usados para <i>biofeedback</i> ambulatorial em tempo real. Isso é feito usando valores regredidos para efetuar uma comparação de valores registrados com estimativas normativas com base no nível de pressão sonora e frequência fundamental.
MEHTA <i>et al.</i> /2015c	Acelerômetro (Modelo BU-27135)	1 – Frequência Fundamental; 2 – Frequência Fundamental Relativa;	O objetivo deste estudo é avaliar a viabilidade de usar o acelerômetro para estudo da frequência fundamental relativa. Quarenta indivíduos com distúrbios da voz associados com hiperfunção vocal e 20 participantes de controle pareados por sexo e

**Continuação Quadro 1 - Pesquisas realizadas acerca de dispositivos ou técnicas de avaliação das pregas vocais.**

Autoria /Ano	Sensor	Características Extraídas	Metodologia
			idade foram gravados com um acelerômetro subglótico na superfície do pescoço e um microfone enquanto produziam estímulos de fala apropriados para a frequência fundamental relativa. O mesmo experimento foi realizado com o microfone. A frequência fundamental relativa estimada a partir do acelerômetro teve maior confiabilidade comparado com os valores estimados com o microfone. Entretanto a frequência fundamental relativa do acelerômetro não pode ser comparada com a do microfone.
MEHTA, STAN & HILLMAN /2016a	Acelerômetro (Modelo BU-27135); Microfone.	1 – Aceleração acústica; 2 – <i>Shimmer</i> ; 3 – Relação Harmônico Ruído; 4 – Frequência fundamental; 5 – Pico Cepstral.	Foi utilizado um microfone e um acelerômetro para uma medição simultânea. As análises gráficas de resposta a um impulso foram registradas e comparadas entre os dados. De acordo com a equipe, essa análise forneceu evidências para apoiar o uso de acelerômetros como complementos eficazes para gravações acústicas na avaliação e monitoramento da função vocal em laboratório, clínica e durante as atividades diárias de um indivíduo.
FRYND, STAN, HILLMAN e MEHTA /2016b	Acelerômetro (Modelo BU-27135)	1 – Nível de Pressão Sonora; 2 – Pressão do Ar Intraoral; 3 – Aceleração da Superfície do Pescoço;	O objetivo deste estudo foi avaliar o potencial do acelerômetro para estimar a pressão do ar subglotal usando um acelerômetro da superfície do pescoço e comparar a precisão de prever a pressão

**Continuação Quadro 1 - Pesquisas realizadas acerca de dispositivos ou técnicas de avaliação das pregas vocais.**

Autoria /Ano	Sensor	Características Extraídas	Metodologia
		<p>4 – Pressão Acústica Irradiada; 5 – Pressão Sub Glótica.</p>	<p>do ar subglotal em relação à previsão nível de pressão sonora acústica (SPL). Foram obtidos de 10 locutores vocalmente saudáveis durante a fonação de 3 gestos diferentes / p / –vogal (/ pa /, / pi /, / pu /) em 3 níveis de afinação. A amplitude do sinal do acelerômetro correlacionou mais com a Pressão sub glótica do que com Nível de Pressão Sonora. A equipe afirmou que trabalhos futuros são necessários para investigar a robustez do relacionamento na voz saudável com distúrbios da voz com base na pressão subglótica.</p>
<p>MEHTA <i>et al.</i> /2017</p>	<p>Acelerômetro (Modelo BU-27135)  Microfone: MEMS MIC (Modelo SPA2410LR5H-B)</p>	<p>1 – Relação Sinal Ruído; 2 – Pressão Sonora; 3 – Frequência Fundamental. 4 – Proeminência do pico cepstral</p>	<p>Neste artigo, foi desenvolvido um monitor de voz sem fio que grava de forma síncrona dados de um microfone acústico e de um acelerômetro na superfície do pescoço. O circuito foi embarcado em um circuito flexível. Comparando os resultados desse modelo foi comparado se o modelo antigo. Quatro locutores adultos com voz normal leram um parágrafo foneticamente equilibrado na presença de diferentes níveis de ruído acústico ambiental. A relação sinal ruído do microfone diminuiu na presença de aumento do nível de ruído ambiente. A relação sinal ruído do sensor acelerômetro permaneceu alto ao aumentar o ruído ambiente. De acordo com os pesquisadores,</p>

**Continuação Quadro 1 - Pesquisas realizadas acerca de dispositivos ou técnicas de avaliação das pregas vocais.**

<b>Autoria /Ano</b>	<b>Sensor</b>	<b>Características Extraídas</b>	<b>Metodologia</b>
			necessita-se de trabalhos futuros em ambientes naturalistas, onde o microfone atua como um medidor de nível de som e o acelerômetro funciona como um sensor de voz para avaliar distúrbios da voz, condições neurológicas e carga cognitiva.

Em conjunto com alguns autores já apresentados, como Cheyne *et al.* (2003) e Hillman *et al.* (2006), a Universidade de Harvard realizou diversos estudos explorando o conceito de monitoramento móvel utilizando o sensor acelerômetro, baseado no efeito piezoelétrico (HILLMAN & MEHTA, 2011; MEHTA *et al.*, 2012; MEHTA, STAN & HILLMAN, 2014; MEHTA *et al.*, 2015a; MEHTA *et al.*, 2015b; MEHTA *et al.*, 2015c; MEHTA, STAN & HILLMAN, 2016a; FRYND, STAN, HILLMAN e MEHTA, 2016b; MEHTA *et al.*, 2017; CHWALEK, MEHTA *et al.*, 2018). O uso do sensor nestas pesquisas é embasado no estudo realizado por Cheyne *et al.* (2003). Os primeiros trabalhos exploravam o entendimento do conceito de monitoramento móvel da voz, além dos benefícios da implantação do *biofeedback*, que consiste em avisar o usuário quando o mesmo utiliza a voz de maneira inadequada. A plataforma utilizada em seus estudos é composta por um sensor acelerômetro (modelo BU-27135) e um *smartphone* configurado para armazenar os dados. Em seus primeiros trabalhos, os dados eram enviados do acelerômetro para o *smartphone* pela entrada de áudio do celular, posteriormente substituída pela comunicação por *bluetooth*. Inicialmente, era utilizada uma frequência de amostragem de 11025 Hz, depois foi adotada uma frequência de amostragem de 44100 Hz.

Dentre todos os estudos apresentados, a evolução do monitoramento móvel convergiu ao uso do sensor acelerômetro, baseado no efeito piezoelétrico, para medições de vibrações das pregas vocais. Isto pode ser explicado pela portabilidade do sensor, fácil comunicação com dispositivos digitais, alta sensibilidade à movimentação da glote e a sua baixa sensibilidade as vibrações derivadas do som ambiente. Entretanto, este projeto visa estudar a utilização de um acelerômetro que utiliza o efeito físico da capacitância, no monitoramento vocal. Um acelerômetro capacitivo possui alta precisão e sensibilidade ao deslocamento, além de ser menos propenso a ruídos pela variação de temperatura, em comparação com um acelerômetro baseado em efeito piezoelétrico (ELWENSPOEK; WIEGERINK, 1993).

O trabalho de Cheyne *et al.* (2003), utilizou a medida estatística do coeficiente de correlação Pearson para validar suas medidas, que mede a correlação entre duas variáveis estudadas. Neste trabalho, pretende-se avaliar a reprodutibilidade de medidas obtidas dos sinais de vibração da pele capturadas pelo sensor. Portanto será utilizado a medida estatística CCI, que avalia a reprodutibilidade ou a variabilidade total de uma

medida com ela mesma (LAUREANO, 2011), para validar as características extraídas na análise acústica do acelerômetro capacitivo.

## **1.3 Objetivos**

### **1.3.1 Objetivos Gerais**

Avaliar por meio de análise estatística a confiabilidade da utilização de um acelerômetro capacitivo como sensor para monitoramento móvel da voz humana.

### **1.3.2 Objetivos Específicos**

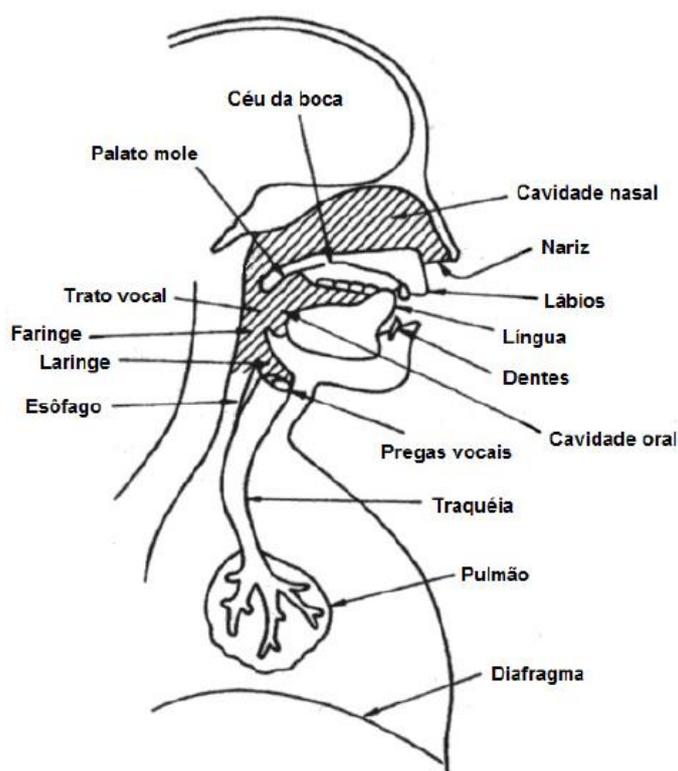
- Estudar os aspectos teóricos dos sensores de deslocamento (acelerômetro) disponíveis no mercado;
- Implementar a leitura dos dados do acelerômetro com dispositivos embarcados;
- Captura de dados do acelerômetro, medido por um dosímetro;
- Extrair medidas de sinal:  $f_0$ , *jitter*, *shimmer*, HNR e NHR;
- Caracterização da reprodutibilidade dos dados coletados pelo acelerômetro utilizando o coeficiente de correlação intraclassa.

## 2. Fundamentação Teórica

### 2.1 O processo de produção vocal

O sinal da voz é proveniente de um conjunto de sinais e processos que compõem o sistema vocal (DELLER, PROAKIS & HANSEN, 2000). O ar adquirido no processo de inspiração é liberado no processo de expiração, ocasionando uma vibração nas pregas vocais e sendo modelado no trato vocal. O som produzido neste processo é como um sinal base, ou tom fundamental, que é convertido em fala por ação da faringe, língua, palato, lábios e estruturas relacionadas (COSTA, 2012). A Figura 1 ilustra os mecanismos de produção da fala.

**Figura 1** – Diagrama esquemático do mecanismo de produção da fala.

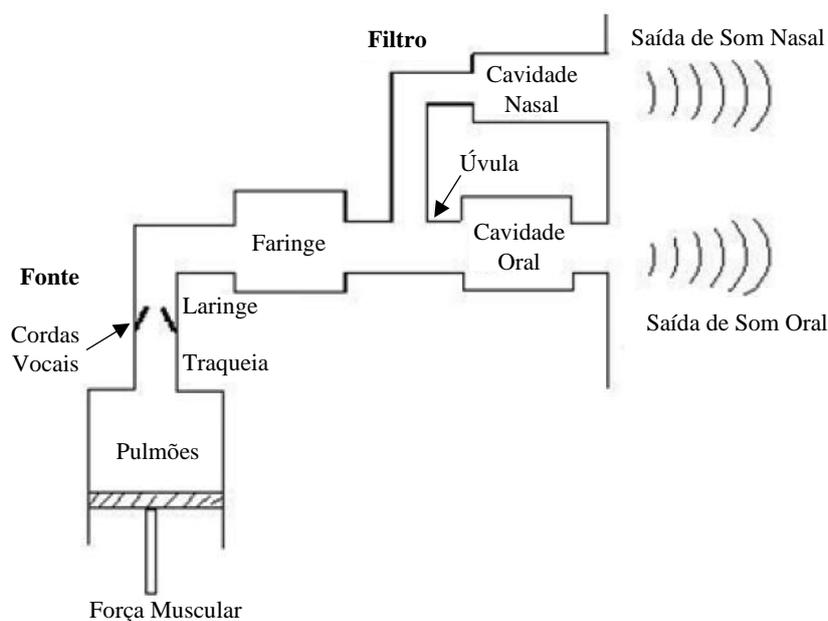


Fonte: Adaptado de Deller, Proakis e Harsen, 2000.

#### 2.1.1 Produção da Voz

De acordo com Deller, Proakis e Hansen (2000), citado por Costa (2012), o sistema de produção da voz pode ser representado pelo modelo fonte-filtro, que consiste em analisar os processos de produção do sinal como um processo de filtragem acústica. A Figura 2 ilustra o modelo fonte-filtro.

**Figura 2** – Modelo simplificado da produção da fala.



Fonte: Adaptado de Deller, Proakis e Harsen, 2000, citado por Costa 2008.

No modelo fonte e filtro, as pregas vocais e o pulmão são considerados a fonte do sinal, ou seja, são os elementos que emitem o sinal base. A faringe, cavidade nasal e oral modelam o sinal pelo fluxo de ar que resulta no sinal da voz. Dentre os sistemas que compõem o modelo fonte-filtro estão (BEHLAU, 2001) citado por Vieira, 2014:

- Sistema respiratório - Fonte de energia (pulmões);
- Sistema Fonatório – Fonte vibratória (pregas vocais);
- Sistema de Ressonância – Fonte de Ressonância (cavidades oral e nasal);
- Sistema Articulatorio – Articuladores (língua, lábios, mandíbula, palato, dentes);
- Sistema Nervoso Central e Periférico – Coordenação dos demais sistemas (córtex, estruturas subcorticais e nervos).

O sistema respiratório é responsável pela energia do sinal. A respiração possui duas fases (BEHLAU, 2001) citado por Vieira, 2014:

- Inspiração: o diafragma contrai puxando o ar para dentro dos pulmões;
- Expiração: o diafragma contrai novamente, porém pressionando os pulmões de forma que ele exale o ar dentro dos pulmões para fora.

O sistema fonatório é responsável pela criação da voz proveniente da rápida vibração das pregas vocais. As pregas vocais possuem um movimento em 3 dimensões o que proporciona uma grande diversidade de movimentos. O sistema de ressonância é responsável por uma vibração secundária, que se distingue em dois tipos: ressonância livre e ressonância forçada (BEHLAU, 2001) citado por Costa, 2012.

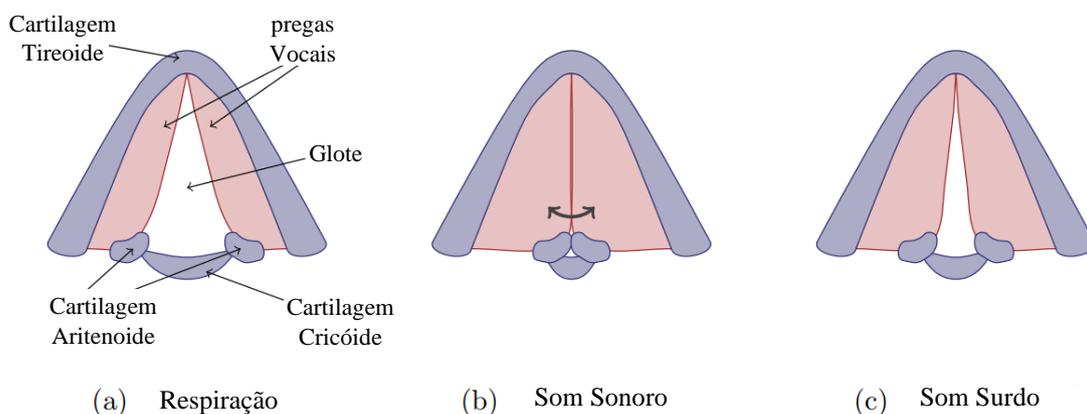
- Ressonância livre: a vibração ocorre apenas pela passagem de ar, sem contato entre as pregas vocais.
- Ressonância forçada: a vibração ocorre pelo contato físico das pregas vocais.

O sistema articulatório é responsável por manipular o sinal produzido em sons distintos e palavras compreensíveis, além de servirem como filtro para a voz. Os principais articuladores são: lábios, dentes, cume alveolar, língua, palato duro, palato mole, úvula e epiglote. O sistema nervoso central e periférico é responsável por controlar o sistema respiratório, o sistema fonatório, o sistema de ressonância e o sistema articulatório (DELLER, PROAKIS & HANSEN, 2000), citado por Costa (2012).

### 2.1.2 Glote

As pregas vocais são elementos do sistema fonatório composta por estruturas laminadas recobertas por uma mucosa feita de tecido deformável. As pregas vocais possuem configurações distintas que reproduzem funções diferentes, como respiração, emissão de som surdo e emissão de som sonoro, como ilustra a Figura 3. No processo de respiração, as cartilagens aritenoides deslizam lateralmente relaxando os músculos vocais. Deste modo, as pregas vocais separam-se alargando a glote, o que proporciona uma maior abertura para a passagem do fluxo de ar. O processo de emissão de um som sonoro é similar ao processo de respiração, entretanto as pregas vocais estão muito contraídas, o que reduz a distância entre elas. O processo de emissão do som surdo é composto por um conjunto de situações diferentes, pois as cartilagens aritenoides se aproximam, os músculos vocais se contraem, fechando de forma total ou parcial a passagem de ar (ALZAMENDI, 2016).

**Figura 3** – Configuração das pregas vocais: (a) na respiração; (b) pregas na geração de sons sonoros; (c) na geração de surdos. Cada diagrama representa uma seção horizontal da laringe, na altura das pregas vocais.



Fonte: Adaptado de Alzamendi, 2016.

Na configuração das pregas vocais para a produção de sons sonoros, a glote vibra em uma determinada frequência, denominada de frequência fundamental. Esta frequência varia de gênero e idade. Os homens possuem uma frequência fundamental média 100 Hz, e as mulheres possuem uma frequência fundamental média de 200 Hz (BEHLAU, 2001). Isto ocorre porque as pregas vocais dos homens tendem a possuir uma abertura e massa maior que as mulheres (ALZAMENDI, 2016).

As frequências mais presentes derivadas de um sinal da glote estão entre as frequências de 50 a 1000 Hz (ŠVEC, TITZE & POPOLO, 2005). Entretanto, a presença de patologias nas pregas vocais causa mudanças em sua estrutura, comprometendo o seu ciclo vibratório, pois o tamanho, rigidez e tensão estão prejudicados. Desta forma, afeta a qualidade do sinal emitido na fonte, que por consequência modifica o sinal da voz (COSTA, 2012).

## 2.2 Medidas de Análise Linear

As medidas analisadas neste trabalho são as seguintes:  $f_0$ , *shimmer*, *jitter*, intensidade em dB, relação harmônico ruído (*harmonic-to-noise ratio*, HNR) e relação ruído harmônico (*noise-to-harmonic ratio*, NHR).

A análise acústica pode ser definida como qualquer tipo de processamento digital correlacionado características de sinais com o estado do trato vocal. Este método proporcionou um novo modo de analisar o sinal, destrinchando os efeitos do processo de fonação no sinal da voz. Deste modo, é introduzido a análise do grau da disfunção presente na voz, relacionando o grau de perturbação presente no sinal com determinada patologia ou desvio vocal (ESPINOLA, 2014).

Ao relacionar a extração de características nos sinais derivados da voz, percebe-se que patologias afetam a produção dos sons em termos de frequências específicas ou mudanças nos ciclos vibratórios, devido a irregularidades nos processos (ESPINOLA, 2014; GODINO-LLORENTE *et al.*, 2006). Há medidas acústicas que podem refletir anomalias das pregas vocais (PARRAGA, 2002).

### 2.2.1 Shimmer e Jitter

Da excitação na glote pode ser extraído medidas, como a frequência fundamental, por exemplo (COSTA, 2008). Características acústicas extraídas diretamente da forma de onda, são denominadas de características não paramétricas. Essas características podem levar em consideração as perturbações na amplitude e na frequência. Dentre essas características podem ser destacadas o *jitter* e o *shimmer* (ESPINOLA, 2014). O *jitter* por exemplo, consegue extrair informações acerca dos estados das pregas vocais (PARRAGA, 2002). O *shimmer* é correlacionado com lesões nas pregas vocais e na redução da resistência glótica (TEIXEIRA, OLIVEIRA e LOPES, 2013). As Equações 1 e 2 apresentam o *jitter* (*jitt*) e o *shimmer* (*shimm*) percentual, respectivamente:

$$Shimm = \frac{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} |A(i) - A(i+1)|}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N A(i)} \quad (1)$$

$$Jitt = \frac{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} |T_0(i) - T_0(i+1)|}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N T_0(i)} \quad (2)$$

No qual  $N$  representa o número de amostras do sinal,  $A$  representa a amplitude pico a pico de cada onda do sinal e  $T_0$  representa o período de cada onda.

### 2.2.2 Energia do Sinal

Para quantificar a intensidade de um sinal sonoro, é utilizado a energia do sinal captado proveniente do som (RABINER e SCHAFFER, 1978). A energia do sinal pode ser representada no tempo. A energia do sinal no tempo, é definida como (HSU, 2011):

$$E(t) = \int_{-\infty}^{\infty} |s(t)|^2 \quad (3)$$

No qual:

$E(t)$  - Energia do sinal no tempo;

$s(t)$  - Sinal no tempo;

Porém, para manter as propriedades estatísticas do sinal é necessário a energia em curtos intervalos de tempo, entre 32 e 16 ms. O processo de analisar a energia do sinal em pequenos intervalos é denominado de Energia segmental ((RABINER & SCHAFFER, 1978; FECHINE, 2000; HSU, 2011). A energia segmental no tempo discreto pode ser descrita como:

$$E_{seg}[n] = \sum_{n=0}^{N-1} |x[n]|^2 \quad (4)$$

$$E_{seg}(dB) = 10 \log [E_{seg}] \quad (5)$$

No qual:

$E_{seg}$  - Energia segmental;

$x[n]$  - Amostras do sinal no tempo discreto;

$N$  - Número de amostras.

### 2.2.3 Relação Harmônico Ruído (HNR) e Relação Ruído Harmônico (NHR)

O HNR, é um método de obter uma relação da energia acústica do harmônico estável com o ruído do sinal. Este método é capaz de detectar perturbações ciclo a ciclo de tom e amplitude do sinal acústico (YUMOTO, SASAKI & OKAMURA, 1984). Para realizar esse método, é importante definir a medida de energia acústica do harmônico e a

energia do componente do ruído, que são apresentados nas Equações 6 e 8, respectivamente:

$$H = n_{js} \cdot \int_0^T f_A^2(\tau) dt \quad 0 \leq \tau \leq T \quad (6)$$

$$f_A(\tau) = \sum_{i=1}^{n_{js}} \frac{f_i(\tau)}{n_{js}} \quad (7)$$

$$E_n = \sum_{i=1}^{n_{js}} \int_0^{T_i} [f_i(\tau) - f_A(\tau)]^2 dt \quad 0 \leq \tau \leq T \quad (8)$$

No qual:

$H$  - Energia do componente Harmônico

$E_n$  - Energia do componente do Ruído

$f_i$  - é o trecho do período da frequência fundamental, no tempo (*pitch*);

$T_1$  - é a duração do período;

$T$  - é o valor máximo que  $T_1$  pode assumir;

$n_{js}$  - Número de janelas segmentadas.

O HNR é uma relação entre os valores de  $H$  e  $E_{noise}$ , sendo assim, ele pode ser descrito como  $H/N$  (YUMOTO, GOULD & BAER, 1982). Para interpretar a proporção do ruído presente nos harmônicos do sinal, é utilizado o NHR. Esse método também é calculado pela relação entre  $H$  e  $E_{noise}$ , sendo  $N/H$ .

## 2.3 Análise Estatística

### 2.3.1 Cálculo da População Amostral Infinita

Ao realizar uma pesquisa é necessário validar de forma estatística a reprodutibilidade do estudo. Porém, dependendo do desenho empregado na pesquisa é inviável testar o estudo com todas as amostras existentes. Diante disto é utilizado a técnica da população amostral infinita, que tem por finalidade, selecionar o número mínimo de amostras aleatórias, necessárias para validar estatisticamente os resultados de uma pesquisa (LUCHEA e NETO, 2011; MARTINS, 2008). A Equação 9, apresenta o cálculo da população amostral infinita (MARTINS, 2008).

$$n = \frac{z^2 \cdot p \cdot q}{d^2} \quad (9)$$

No qual:

$z$  - Abcissa normal padrão. Para um intervalo de confiança de 95%, ela representa 1,96.

$p$  - Estimativa, da proporção dos níveis da variável escolhida em decimais. Caso não haja estimativas prévias, adota-se o valor de 50%, que representa 0,5.

$$q = 1 - p.$$

$d$  - É o erro máximo das amostras em decimais.

$n$  - Número de amostras aleatórias a ser escolhida para a pesquisa.

### 2.3.2 Análise de Variância - ANOVA

O modelo de avaliação de um determinado estudo deve ser definido precocemente, durante a elaboração do projeto, de forma que o desenho favoreça a análise e interpretação de dados (MIOT, 2016). Em estudos utilizando pessoas é frequentemente encontrado diferentes grupos com diferentes valores médios e condições de estudo para análise clínica (KIM, 2014). Nesse cenário o método estatístico ANOVA avalia a variação relativa entre as médias dos grupos comparado com a variação média de determinado grupo. Quando cada grupo de um ou mais fatores são medidos por um mesmo objeto ou pessoa, o mesmo avaliador contribuiu com dados para cada grupo, então é utilizado o ANOVA de medidas repetidas (FERNANDES, 1999). Para calcular a variância do estudo, é necessário obter algumas informações estatísticas acerca do mesmo, como os graus de liberdade, ( $df$ , do inglês *degree freedom*) por exemplo (MIOT, 2016). Para facilitar o entendimento das fórmulas apresentadas a seguir, algumas variáveis serão pré-definidas (CARDINAL & AITKEN, 2006).

$s$  - Número de amostras por grupo;

$a$  - Quantidade de grupos;

$T_g$  - Soma dos valores totais de todos os grupos;

$N_{at}$  - Número total de amostras de todos os grupos;

$Y_{ij}$  - Tabela com os valores do grupo (sendo  $i$  representando as linhas e  $j$  as colunas);

$$df_{entre\_grupos} = a - 1 \quad (10)$$

$$df_{sujeito\_em\_relação\_ao\_grupo} = s - 1 \quad (11)$$

$$df_{total} = N_{at} - 1 \quad (12)$$

$$df_{erro} = df_{total} - (df_{entre\_grupos} + df_{sujeito\_em\_relação\_ao\_grupo}) \quad (13)$$

Por seguinte é calculado a soma quadrática (SQ) em relação aos grupos amostrados:

$$\bar{Y}_{lj} = \frac{T_g}{N_{at}} \quad (14)$$

$$\bar{Y}_{i\cdot} = \frac{\sum_{i=1}^s Y_{ij}}{s} \quad (15)$$

$$\bar{Y}_{\cdot j} = \frac{\sum_{j=1}^a Y_{ij}}{a} \quad (16)$$

$$SQ_{total} = \sum_{i=1}^a \sum_{j=1}^s (Y_{ij} - \bar{Y}_{lj})^2 \quad (17)$$

$$SQ_{entre\_grupos} = \sum_{j=1}^a s \cdot (\bar{Y}_{i\cdot} - \bar{Y}_{lj})^2 \quad (18)$$

$$SQ_{sujeito\_em\_relação\_ao\_grupo} = \sum_{i=1}^s a \cdot (\bar{Y}_{\cdot j} - \bar{Y}_{lj})^2 \quad (19)$$

$$SQ_{erro} = SQ_{total} - (SQ_{entre\_grupos} + SQ_{sujeito\_em\_relação\_ao\_grupo}) \quad (20)$$

Então é realizado a média quadrática do grupo (*MS – Mean Square*) utilizando o *SQ* e o *df*.

$$MS_{entre\_grupos} = \frac{SQ_{entre\_grupos}}{df_{entre\_grupos}} \quad (21)$$

$$MS_{erro} = \frac{SQ_{erro}}{df_{erro}} \quad (22)$$

$$F_{observado} = \frac{MS_{entre\_grupos}}{MS_{erro}} \quad (23)$$

A variável  $F_{observado}$  é o valor de referência utilizado para quantificar a variação entre os grupos de amostras. Caso a hipótese de baixa variância entre os grupos seja verdadeira, o  $F_{observado}$  terá a distribuição semelhante ou pouco maior entre  $df_{entre\_grupos}$  e  $df_{erro}$ . Caso haja uma variância significativa, esperas-se um  $MQ_{entre\_grupos}$  muito maior que  $MQ_{erro}$ . Para comparar a variância obtida pelo ANOVA é utilizada a distribuição de F de Fisher/Snedecor ( $f(p)$ ) (FERNANDES, 1999).

$$f(p) = \frac{\Gamma\left[\frac{(df_1 + df_2)}{2}\right] \cdot \left(\frac{df_1}{df_2}\right)^{\frac{df_1}{2}}}{\Gamma\left[\frac{df_1}{2}\right] \cdot \Gamma\left[\frac{df_2}{2}\right]} \cdot \frac{p^{\frac{df_1}{2}-1}}{\left(1 + df_1 \cdot \frac{p}{df_2}\right)^{\frac{df_1+df_2}{2}}} \quad (24)$$

No qual:

$$df_1 - df_{entre\_grupos};$$

$$df_2 - df_{\text{sujeito\_em\_relação\_ao\_grupo}}$$

$p$  = valor de erro aceitável em decimais (exemplos: se a confiabilidade é de 95%, então o erro é de 5%, portanto  $p = 0,05$ ). O  $p$ -valor, comumente adotado pela literatura para pesquisas envolvendo áreas médicas é de 0,05 (STAHLE e WOLD, 1989).

Ao mensurar a variável  $F(\text{observado})$  do ANOVA é possível destacar duas hipóteses: a hipótese nula e a hipótese alternativa.

- **Hipótese nula ( $H_0$ ):** é quando o  $F(\text{observado})$  está abaixo do valor de F-crítico, ou seja, há uma variação entre grupos abaixo do  $p$ -valor estimado.
- **Hipótese alternativa ( $H_1$ ):** é quando o valor encontrado pelo ANOVA  $F(\text{observado})$  é superior ao valor do de F-crítico, deste modo significa que há uma variação entre grupos acima do  $p$ -valor adotado.

A Tabela 12 no apêndice consta os valores calculados de  $1 - P(F \leq p) = 1 - \int_0^p f(x)dx$  para diversos valores de  $DF_1$  e  $DF_2$  com  $p = 0,05$  (FERNANDES, 1999). Sendo:

$$DF_1 = df_1; \quad (25)$$

$$DF_2 = df_2; \quad (26)$$

### 2.3.3 Coeficiente de Correlação Intraclasse

O Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) é utilizado para calcular a proporção entre variabilidade total atribuída ao objeto medido, como forma de mensurar a homogeneidade de duas ou mais medidas (SHROUT & FLEISS, 1979). O conceito do CCI foi amplamente explorado por Fisher, que utilizou o termo classe como a correlação com as medidas exploradas, enquanto Haggard (1958) e Harris (1913) utilizam o termo classe para referir aos sujeitos submetidos as análises de correlação (FISHER, 1925).

A técnicas utilizada para definir o CCI é realizada após a análise de variância (ANOVA). O CCI deve ser descrito pelo modelo que mais se adequar a situação experimental (BARTKO, 1966). Um baixo grau de CCI não necessariamente reflete um baixo grau no avaliador, pois a baixa variabilidade entre sujeitos é um fator prejudicial ao grau do CCI (KOO & LI, 2016).

Quanto aos dados obtidos para a determinação do CCI, é necessário determinar avaliadores para a verificação dos os dados obtidos. Entretanto o CCI implementado vária de acordo com os objetivos do estudo (TREVETHAN, 2016). A implementação do CCI pode ser dividida em modelo, forma e definição como apresenta a Figura 4 (KOO & LI, 2016).

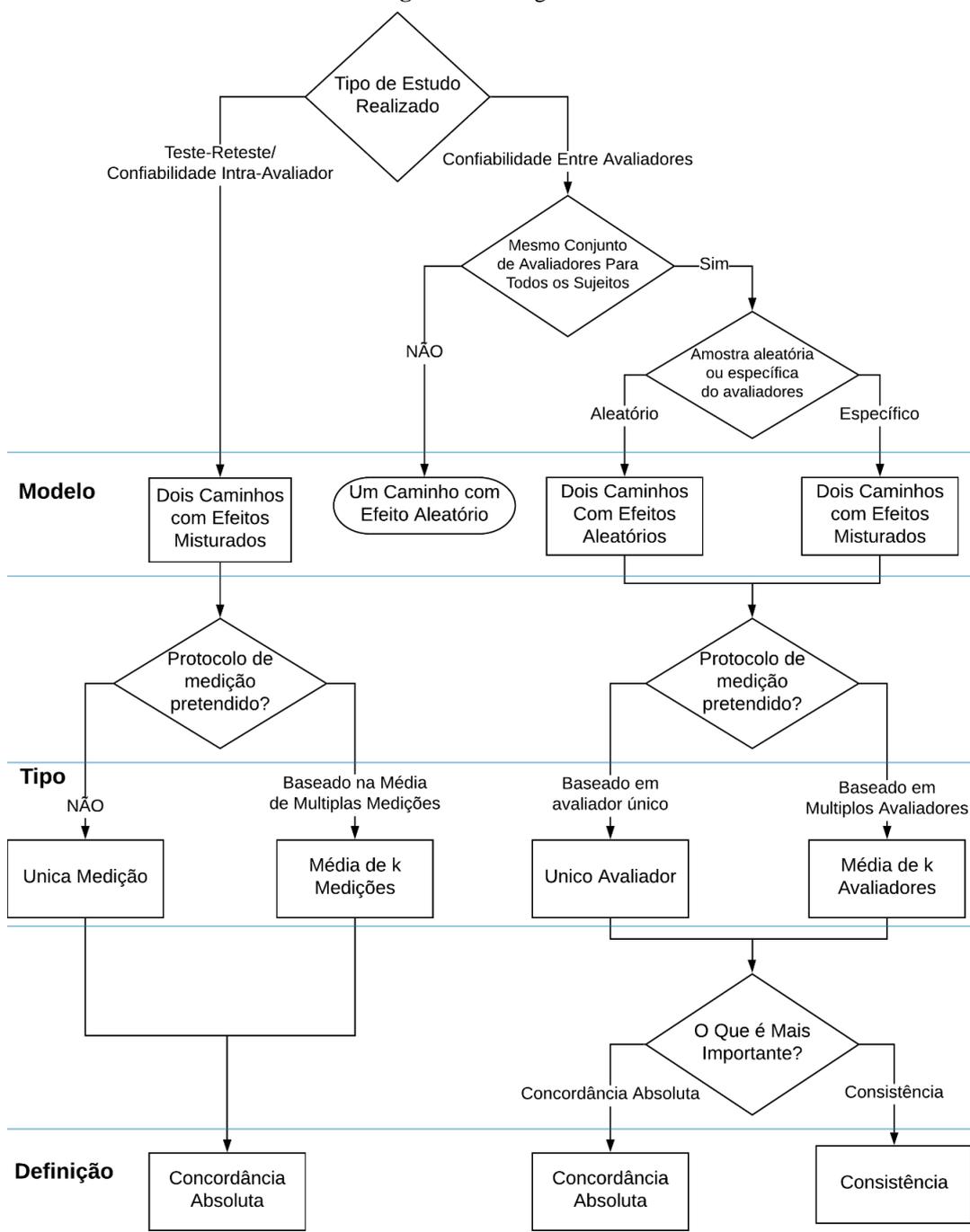
Para quantificar os valores encontrados pelo CCI, é utilizado na literatura estimadores indicativos de nível de correlação dos valores. A Tabela 1 apresenta os valores de interpretação da magnitude de concordância do CCI. Esses valores são adotados na literatura para análise de concordâncias em estudos clínicos e experimentais.

**Tabela 1** – Níveis de correlação intraclassa para a magnitude de seus resultados.

Coeficiente de Correlação Intraclassa	Nível de correlação intraclassa
< 0,5	Fraca
0,5-0,749	Moderada
0,75-0,89	Substancial
≥ 0,90	Quase Completa

Fonte: Adaptado de Koo e Lee, 2016.

**Figura 4** – Categorias do CCI



Fonte: Adaptado de Koo e Li, 2016.

Alguns trabalhos já analisaram e quantificaram os valores de CCI obtido para definir se um dispositivo médico é aplicável comercialmente. Porém, no estado da arte, não foi encontrado estudos utilizando o CCI para avaliar um dispositivo de vibração para mensuração das pregas vocais, de forma comercial. Entretanto, outros trabalhos utilizando o CCI para dispositivos da área dos movimentos orofaciais mensuraram formas de quantificar a confiabilidade clinicamente os valores de CCI. Em Araújo et al. (2018) foi utilizado o CCI para analisar o dispositivo FORLING, composto com pistões para medir a pressão da força axial da língua. Os valores utilizados para comparar a viabilidade de implementação comercial do dispositivo pode ser visualizada na Tabela 2 (ARAÚJO et al, 2018).

Tabela 2: Caracterização da viabilidade de implementação comercial de um dispositivo analisado o coeficiente de correlação intraclasse.

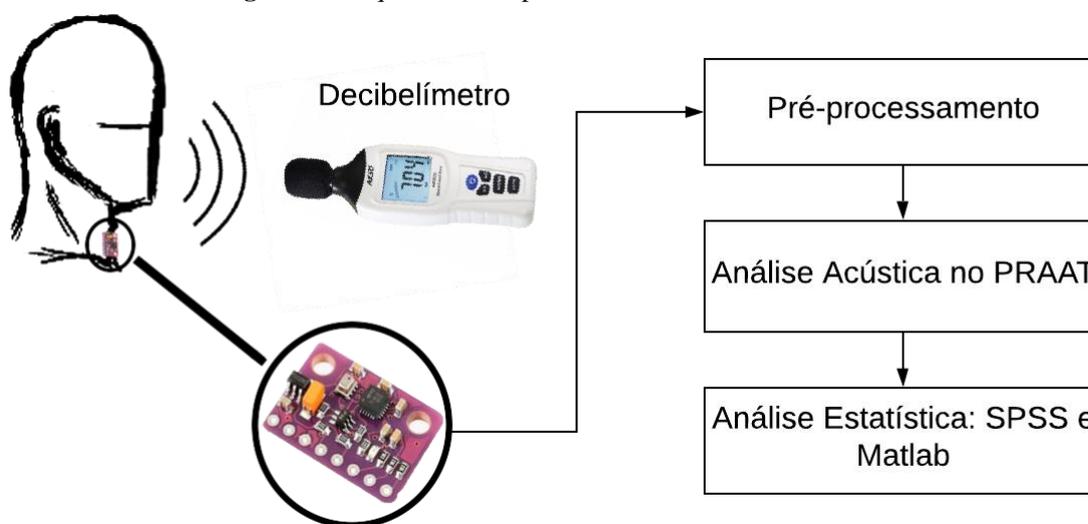
<b>Coeficiente de Correlação Intraclasse</b>	<b>Viabilidade Comercial</b>
< 0,6	Não Aplicável
0,6-0,8	Aceitável
> 0,80	Desejável

Fonte: Adaptado de Araújo et al., 2018.

### 3. Materiais e Métodos

Neste capítulo, serão descritos os materiais e as metodologias empregadas para realizar este trabalho. É realizada uma aquisição das vibrações das pregas vocais (capturada pelo acelerômetro), ao mesmo tempo que é avaliada a intensidade da voz do usuário, utilizando um decibelímetro posicionado a 30 centímetros de distância da boca do locutor. O sinal de áudio é capturado pelo software Audacity e armazenado em um arquivo de formato WAV. Os dados do acelerômetro passam por uma etapa de pré-processamento para normalizar o sinal. Em seguida, é realizada uma comparação da análise acústica no software Praat. Por fim, é feita uma análise estatística acerca da variância dos dados (ANOVA) e da correlação dos mesmos entre os dias, para validar o experimento. A Figura 5 ilustra os processos realizados neste trabalho.

Figura 5 – Esquemático de processos realizados neste trabalho.



Fonte: Autoria própria.

Para a realização do experimento, foram utilizadas duas frases do CAPE-V (*Consensus Auditory-Perceptual Evaluation of Voice* - Avaliação perceptivo-auditiva consensual da voz), além da vogal /ε/ em três intensidades diferente. O CAPE-V é um protocolo que avalia a qualidade vocal levando em consideração a fonética da língua portuguesa (ASHA, 2003; BEHLAU, 2004). As intensidades utilizadas para medição foram: fraco (abaixo de 70 dB NPS), confortável (entre 70 e 80 dB NPS) e forte (acima de 80 dB NPS) (BAKEN & ORLIKOFF, 2000; ORLIKOFF & KAHANE, 1991).

#### 3.1 Materiais

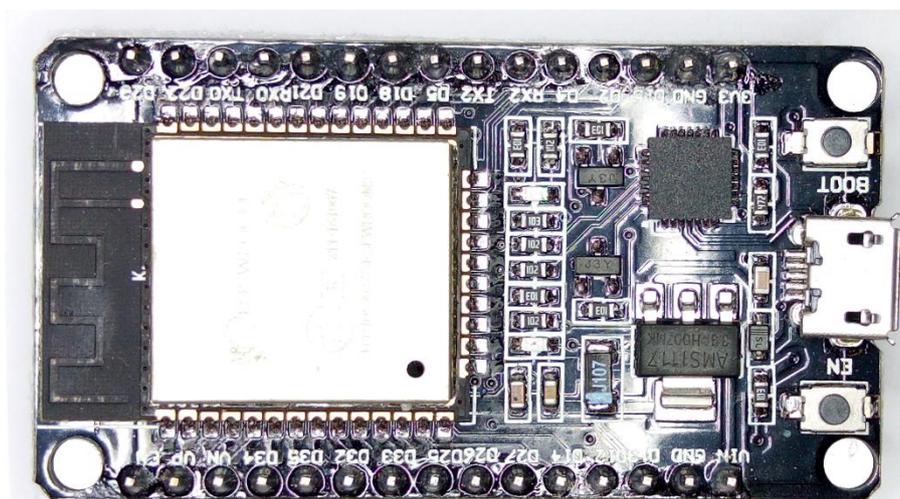
##### 3.1.1 Esp32 Dev Kit

A Esp32 é um microcontrolador de baixo custo, desenvolvido pela empresa Espressif. O dispositivo pode ser programado na linguagem de programação C, pela IDE (*Integrated Development Environment* – Ambiente Integral de Desenvolvimento) do

Arduino. A Figura 6 apresenta a Esp32 Dev Kit. Algumas das principais características da ESP32 que a tornam um dispositivo ideal para projetos são:

- Comunicação Wi-Fi;
- Comunicação *Bluetooth*;
- Comunicação com protocolo de comunicação I2C e SPI;
- Integração com protocolo de segurança WEP, WPA e WPA2;
- 10 sensores *touch* (toque) – detecção capacitiva;
- Sensor de temperatura;
- Sensor de efeito Hall;
- Memória RAM (*Random Access Memory* – Memória de Acesso Aleatório) 512 KBytes;
- Memória *Flash* 4 MB;
- Microprocessador de 160 MHz até 240 MHz.
- Alimentação do chip 3,3 volts, alimentação do módulo é de 5 volts;
- Saída de 3,3 volts e 5 volts.

Figura 6 – Esp32 Dev Kit.



Fonte: Autoria própria, 2020.

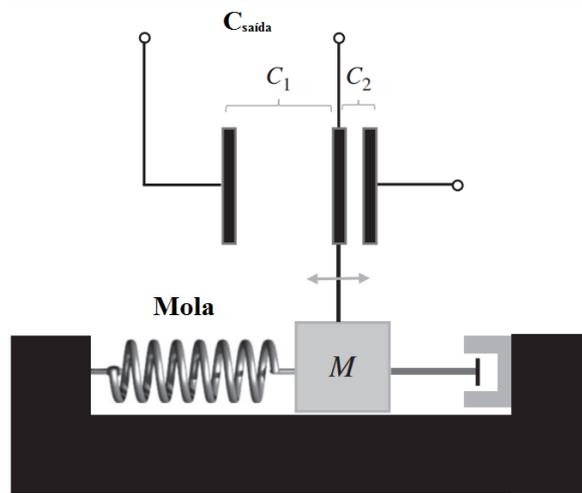
### 3.1.2 Acelerômetro

O acelerômetro é um sensor da família *Micro Electro Mechanical Sensors* (MEMS – Microssensores Eletromecânicos). O funcionamento do dispositivo baseia-se na Segunda Lei de Newton, na qual a força é igual a massa vezes aceleração. Quando há uma aceleração resultante de um deslocamento, é desenvolvida uma força em uma massa anexada a uma superfície de silício. O fluido (geralmente é utilizado o ar) atua como um amortecedor. O sistema do acelerômetro é calculado como um sistema de segunda ordem. Pelo fato do espaço de deslocamento da massa dentro do sensor ser limitado, a largura de banda de resposta do sensor também é limitada. Pelos sistemas amortecedores dos fluidos integrados no acelerômetro em conjunto com o um sistema de mola simulados por pequenos feixes, a resposta do sensor na frequência não é uniforme, ou seja, a frequência

tende a ser afetada pela velocidade de aceleração do sensor (ELWENSPOEK & WIEGERINK, 1993).

Os acelerômetros são construídos baseados em princípios já existentes, comumente utilizados em outros sensores, como o acelerômetro piezoelétrico e o acelerômetro capacitivo, por exemplo. O acelerômetro piezoelétrico produz sinal de corrente alternada à medida que ocorre uma vibração ou choque mecânico (DOSCHER, 2005). Acelerômetros capacitivos utilizam o efeito da capacitância para detectar a distância de uma massa e calcular a sua aceleração quando aplicado uma força direcional em um sistema massa mola. A Figura 7 ilustra o funcionamento de um acelerômetro capacitivo. Esse tipo de acelerômetro possui alta precisão e estabilidade, além de ser menos propensos a ruídos pela variação de temperatura (ELWENSPOEK; WIEGERINK, 1993).

**Figura 7** – Princípio base de um acelerômetro capacitivo.

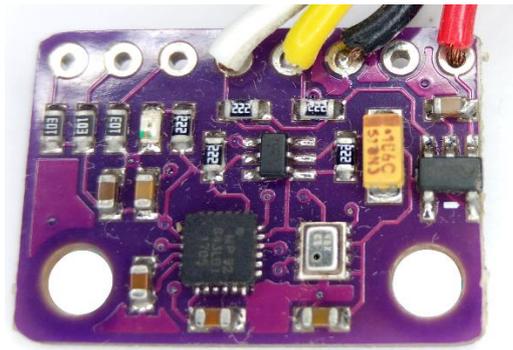


Fonte: Adaptado de Button, 2015.

### 3.1.2.1 Acelerômetro MPU-9250

O acelerômetro utilizado neste projeto é o acelerômetro presente no módulo MPU 9250. O módulo MPU é um conjunto de sensores MEMS. O MPU utilizado neste trabalho possui: um giroscópio, um acelerômetro capacitivo, um magnetômetro baseado no efeito hall e um barômetro que serve como altímetro. O módulo MPU possui compatibilidade com a comunicação I2C que é um protocolo de comunicação mestre escravo. A presença deste protocolo facilita a comunicação com diversas plataformas microcontroladoras e microprocessadoras, como a Esp32 e a Raspberry, por exemplo. A Figura 8 apresenta o módulo do sensor MPU-9250.

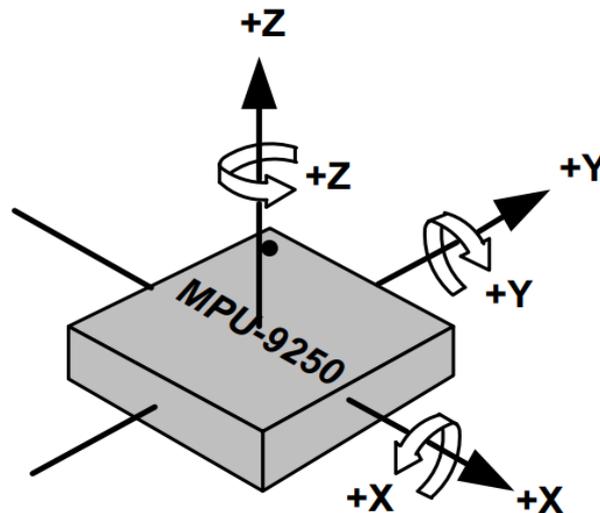
**Figura 8** – Módulo do sensor MPU-9250.



Fonte: Autoria própria, 2020.

O acelerômetro presente no MPU, possui três eixos X, Y e Z. O MPU-9250 possui uma frequência de amostragem máxima 4000 Hz. O nível máximo de comunicação com a porta I2C é 400 kHz para ambos os módulos. A Figura 9 ilustra o posicionamento de cada eixo no chip do módulo. A coleta de dados da vibração das pregas vocais ocorre pelo eixo Z do acelerômetro por se posicionar linearmente a deformação do tecido da pele do pescoço.

**Figura 9** – Direção dos eixos do acelerômetro MPU-9250.



Fonte: Adaptado de InvenSense Datasheet MPU-9250, 2016.

Especificações do acelerômetro no MPU-9250:

- Tensão de alimentação 2,5 volts para o chip e 5 volts para o módulo;
- Temperatura máxima: 85 °C;
- Temperatura mínima: -40 °C;
- Três eixos (X, Y e Z) com escalas programáveis de  $\pm 2g$ ,  $\pm 4g$ ,  $\pm 8g$  e  $\pm 16g$ ;
- Saída de 16 bits;
- Corrente em operação normal:  $450\mu A$ ;
- Baixo consumo de energia:  $8,4\mu A$  a 0,98Hz,  $19,8\mu A$  a 31,25Hz;

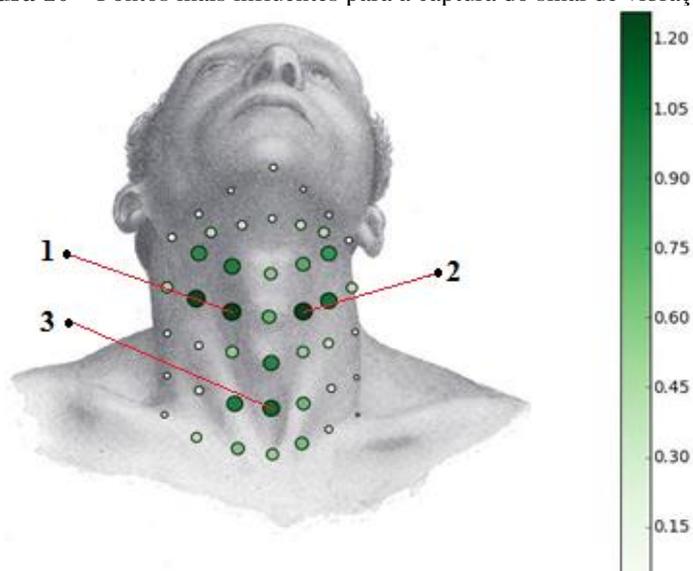
- Modo de descanso: 8  $\mu$ A;
- Tolerância a impacto de 10,000g;
- Frequência máxima de comunicação com o protocolo I2C em todos os registradores: 400 kHz;

## 3.2 Métodos

### 3.2.1 Posicionamento do Sensor

Nolan, Madden e Burke (2009) realizaram um estudo utilizando o acelerômetro de três eixos LIS3L02AL. Os pesquisadores determinaram os pontos de maior influência de vibração do pescoço para o processo de fonação. A Figura 10 apresenta quais são os pontos do pescoço que possuem a maior influência para a detecção de vibração das pregas vocais.

**Figura 10** – Pontos mais influentes para a captura do sinal de vibração.



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

Dentre os pontos apresentados na Figura 9, o ponto 3 foi selecionado pela facilidade de posicionar o sensor, ao utilizar o osso esterno como referência para a sua aplicação. O acelerômetro foi envolto em fita isolante para o isolar eletricamente. Para fixar o acelerômetro no ponto indicado, foi utilizado uma fita micropore sobre o sensor, já isolado. A Figura 11 apresenta o sensor posicionado em uma pessoa.

**Figura 11** – Aplicação do sensor em uma pessoa.



Fonte: Autoria própria.

### 3.2.2 Aquisição de Dados

Neste trabalho foi utilizado o acelerômetro capacitivo presente no módulo MPU-9250 (Custo: R\$ 35,00 R\$. Fonte: Digikey. Data: 19/04/2020). Para a aquisição de dados, foi utilizado o microcontrolador ESP32 da Espressif (40 R\$ - fonte: WJ Componentes. Data do preço 19/07/2019). Foram gravadas 5 tarefas de fala, sendo duas frases do CAPE-V (ASHA, 2003) e a vogal /ε/ em três intensidades: fraco, confortável e forte. As frases utilizadas foram:

- **Frase 1:** Érica tomou suco de pera e amora. Essa frase foi escolhida por possuir a sonoridade de todas as vogais do alfabeto português;
- **Frase 2:** Olha lá o avião azul. Essa frase foi utilizada por fazer com que as pregas vocais vibrem com mais velocidade.

As características extraídas dessas tarefas de fala foram:  $f_0$  mínima, média da  $f_0$ , moda da  $f_0$ ,  $f_0$  máxima, desvio padrão da  $f_0$ , *shimmer*, *jitter*, média da energia, moda da energia, HNR e NHR. A aquisição de dados do microcontrolador ESP32 ocorreu pela IDE do Arduino. Para realizar a comunicação do sensor MPU com a ESP32 pelo protocolo I2C é necessário conectar as portas SCL e SDA do acelerômetro nas mesmas portas correspondentes da ESP32, além da tensão de alimentação do sensor e o terra. A programação da ESP32 com as configurações do acelerômetro na IDE do Arduino, está anexada no apêndice.

Os dados são enviados para a porta serial a um *Bound Rate* de 500.000 Hz. A frequência de amostragem do sensor acelerômetro é de 4.000 Hz. As amostras são salvas em um arquivo de formato .txt (formato utilizado pelo bloco de notas do *Windows*). O pré-processamento das amostras é realizado no software Matlab. O resultado do pré-processamento é um arquivo WAV com o sinal do acelerômetro centralizado e filtrado, para ser realizado a análise acústica no Praat. O código utilizado no Matlab para calcular o ANOVA está disponível em anexo no apêndice.

O ambiente onde ocorreu a coleta de dados é um ambiente fechado, não é isolado acusticamente, mas longe de quaisquer fontes de barulho. No momento da captura dos dados, o ar-condicionado foi desligado para não alterar a resposta do decibelímetro. O decibelímetro foi posicionado a uma distância de 30 centímetros do locutor, foi utilizado uma régua para conferir a distância. Para verificar a fixação do sensor, antes de realizar a aquisição de dados, foi verificado se no ato da fala do usuário é provocado alguma alteração no sinal do sensor. Caso não houvesse resposta do sensor, o mesmo seria conferido e aplicado novamente.

Devido ao fato desta pesquisa utilizar humanos como voluntários, este projeto foi submetido e aprovado pelo comitê de ética e pesquisa do IFPB, com protocolo de nº 3.577.570.

### 3.2.3 Preprocessamento

A etapa de preprocessamento é importante para a exclusão de ruídos e padronização da resposta do sensor. Um filtro passa alta de 50 Hz foi implementado para a exclusão de ruídos de baixa frequência que possam prejudicar o sinal do sensor, como o ato de respirar, por exemplo. A normalização consistiu em aplicar técnicas de centralização como a tendência central e a padronização da amplitude do sensor na faixa de valores entre [-1,1]. Finalizado o preprocessamento, o sinal é convertido no formato WAV para a análise de características no software PRAAT.

#### 3.2.3.1 Normalização do Sinal

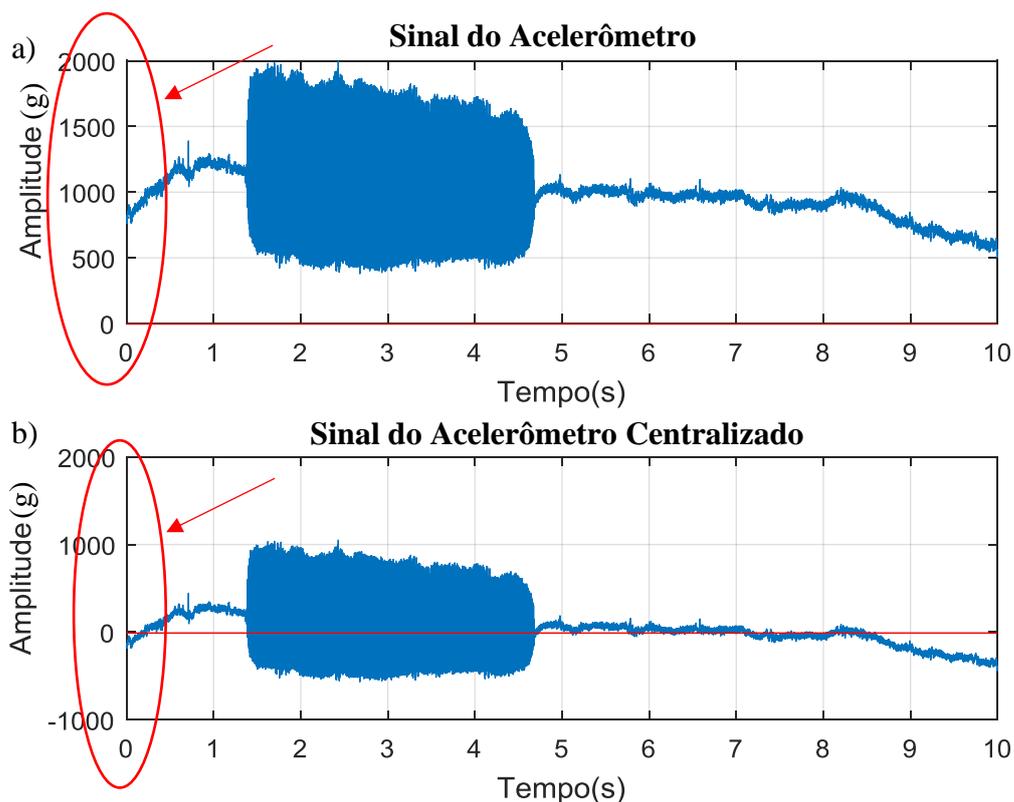
A normalização do sinal foi utilizada para padronizar o sinal e facilitar o processamento e análise dos mesmos, além de não alterar as características extraídas pelo sensor. O sinal do acelerômetro MPU-9250 é deslocado em um *off-set* que varia a depender de fatores, como posição e angulação do sensor. Para centralizar o sinal, é utilizado a técnica da tendência central ( $T_C$ ) no sinal. Essa tendência pode ser encontrada ao somar todas as amostras do sinal ( $y$ ) e dividir pelo número de amostras que compõe o sinal ( $N$ ), como apresenta a Equação 27 (CRAWLEY, 2014). No qual  $y$  representa o sinal de saída do acelerômetro e  $N$  o número de amostras do sinal.

$$T_C = \frac{\sum_{i=0}^N y[i]}{N} \quad (27)$$

Após encontrar a  $T_C$ , esse valor é subtraído de todas as amostras do sinal, de acordo com a Equação 28. A Figura 12 apresenta o sinal do acelerômetro em comparação com o mesmo sinal centralizado ( $Y_C$ ).

$$Y_C = Y[1 \dots N] - T_C \quad (28)$$

**Figura 12** – a) Leitura do sinal do acelerômetro; b) Leitura do sinal do acelerômetro centralizada.



Fonte: Autoria própria.

O Praat realiza a detecção de picos padronizados de  $[-1,1]$  para analisar o sinal. O sensor é bastante sensível a vibrações em geral, o que resulta em uma ampla variação da  $Y_C$  presente no sinal. Portanto, faz-se necessário reduzir a amplitude gerada pelo acelerômetro. Para solucionar isto, os dados são divididos por uma constante para que os valores dos sinais de vibração fiquem inferior ao número 1 em módulo. Como a faixa do sinal de vibração do acelerômetro varia entre 500 e 3000 na amplitude do sinal, adotou-se uma constante para a redução da amplitude de 4000 vezes.

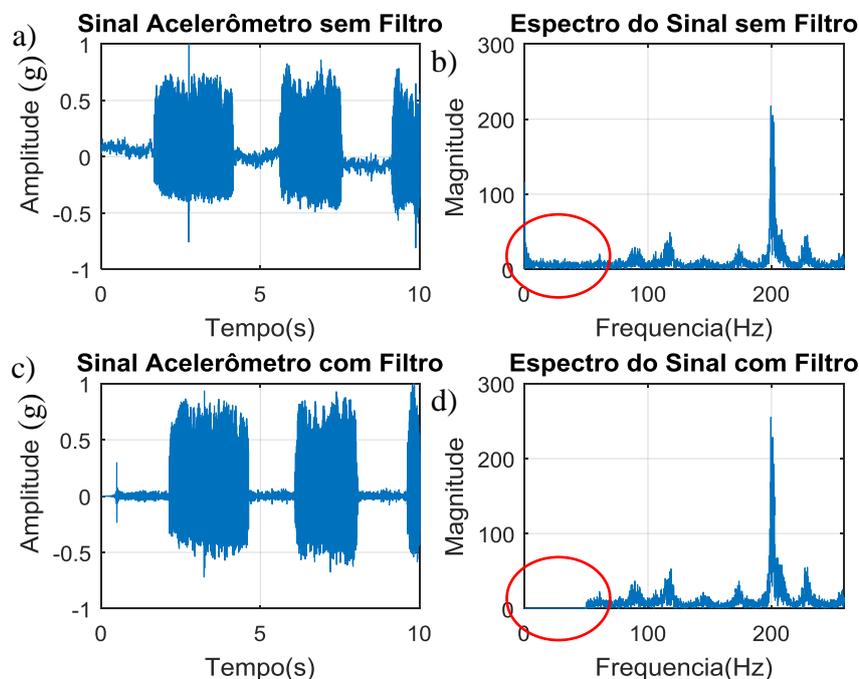
### 3.2.3.2 Filtro Passa-Alta

Devido ao fato de o acelerômetro ser um sensor de deslocamento, é esperado que o caminhar e movimentação do corpo, como uma inclinação, também influenciem na resposta do sensor. Entretanto, as atividades diárias de uma pessoa, como caminhar e se exercitar, não ultrapassam a frequência dos 20 Hz (BOUTEN; *et al.*, 1997). Dessa forma, foi implementado um filtro passa-alta de 50 Hz para exclusão da movimentação do usuário do sinal. O filtro foi dimensionado para 50 Hz, pois de acordo com Švec, Titze e Popolo (2005), a frequência de vibração das pregas vocais vai de 50 a 1000 Hz. O modelo de filtro implementado foi um filtro FIR de ordem 1000, utilizando a janela de Hamming. A implementação do filtro ocorre após a aquisição do sinal.

Para verificar os efeitos do filtro foi utilizado um sinal no qual, durante a sua aquisição, houve a movimentação do usuário, que realizou um deslocamento no tronco do corpo durante o processo de fonação da vogal /a/ em pequenos intervalos de tempo. O

intervalo entre cada fonação ficou a critério de usuário da forma que ele se sentisse mais confortável. A Figura 13 apresenta o sinal antes e após a implementação do filtro passa alta.

**Figura 13** – Aplicação do filtro passa alta de 50 Hz no sinal do acelerômetro; a) sinal do acelerômetro sem o filtro; b) espectro da frequência do sinal do acelerômetro sem filtro; c) sinal do acelerômetro com o filtro passa alta; d) espectro da frequência do sinal do acelerômetro com filtro passa alta.



Fonte: Autoria própria.

Analisando a Figura 13 (a) e (b), é possível visualizar os efeitos do descolamento do corpo do usuário no sinal normalizado e as componentes da frequência do sinal entre 0 e 300 Hz, respectivamente. A Figura 13 (c) e (d) apresenta o sinal de saída do acelerômetro com o filtro passa alta de 50 Hz e as componentes de frequência do sinal entre 0 e 300 Hz após a aplicação do filtro, respectivamente. Comparando as Figuras 13 (a) e (c), é possível visualizar uma maior estabilidade no sinal em relação às suas amplitudes. O que comprova a eficiência do filtro no sinal, é a comparação entre as Figuras 13 (b) e (d), no qual é possível perceber a exclusão das componentes de frequência inferiores a 50 Hz. Desta forma é destacado o período de silêncio e o período de fonação, facilitando a análise do sinal pelo Praat.

### 3.2.4 Análise Estatística

Para não variar não variar os resultados estatísticos, foram utilizadas apenas mulheres nesta pesquisa. A escolha do gênero ocorreu com base na fisiologia do trato vocal das mulheres serem mais favoráveis ao desenvolvimento de problemas vocais (GINDRI, CIELO & FINGER, 2008). Foram avaliadas 35 pessoas nesse estudo. Porém, apenas 32 conseguiram concluir o experimento. O motivo da desistência de três pessoas foi a dificuldade em comparecer durante 4 dias seguidos nos mesmos horários para

realizar o experimento. As amostras de duas pessoas foram descartadas pois houve erro de sobrescrever arquivos durante a coleta de dados. Para este estudo, os participantes deveriam possuir entre 18 e 45 anos, além de ser do sexo feminino, para não haver disparidade morfológica das estruturas vocais, no estudo.

Utilizando a Equação 9, é possível definir o número mínimo de amostras necessárias. Como não há estimativa previa da relevância dos dados para essa análise estatística, as variáveis  $p$  e  $q$  foram definidas como 0,5. A confiabilidade mínima adotada nesse estudo é de 95%, portanto a variável  $z$  será 1,96. Sendo a confiabilidade mínima de 95%, resulta em uma margem de erro máximo aceitável de 5%, o que representa um valor de 0,05 na variável  $d$ . Portanto, o cálculo da população amostral infinita, utilizando a Equação 9, é desenvolvida da seguinte forma:

$$na = \frac{1,96^2 \cdot 0,5 \cdot 0,5}{0,05^2} \quad (29)$$

Diante disto, o  $na$  obtido foi de 384,16, que é representa o número mínimo de amostras necessárias para validar esse estudo. Foram realizadas 5 tarefas de fala por 4 dias para pessoa, resultando em um total de 20 amostras por locutora. Como foi utilizado 30 pessoas, foi obtido 600 amostras para a análise.

A Tabela 12 de Fisher/Snedecor foi utilizada para comparar os valores de ANOVA obtidos em todas as tarefas de fala e suas características. No experimento são analisadas 30 pessoas durante 4 dias e com uma confiabilidade de 95%. Portanto o  $DF_2 = 29$ ,  $DF_1 = 3$  e  $p = 0.05$ . Conferindo esses dados na tabela de Fisher/Snedecor, o  $f(p)$  de referência para as hipóteses é de 2,93, assim sendo:

- **Hipótese nula ( $H_0$ ):** Baixa variância entre as amostras. O  $F(\text{observado})$  obtido pelo ANOVA for inferior ao valor de F-crítico de 2,93.
- **Hipótese alternativa ( $H_1$ ):** Alta variância entre as amostras. O  $F(\text{observado})$  obtido pelo ANOVA for superior ao valor de F-crítico de 2,93.

Utilizando a Figura 4 para definir o modelo, tipo e definição do CCI para teste e reteste durante 4 dias seguidos no mesmo avaliador (dispositivo projetado), o modelo de CCI definido é de “Dois caminhos com efeito misturado” que possui a nomenclatura de “Misto de duas vias” no SPSS. O tipo do CCI é a “média de entre as avaliações”, que resulta em uma definição de “Concordância Absoluta” no software. Portanto, as definições adotadas no SPSS são:

- **Tipo:** “Misto de duas vias”;
- **Modelo:** “Medidas médias”;
- **Definições:** “Concordância absoluta”.

## 4. Resultados

As seguintes características foram extraídas dos locutores para a análise dos resultados: f0 mínima, média da f0, f0 máxima, desvio padrão da f0, *shimmer*, *jitter*, média da energia, moda da energia, HNR e NHR. Foram utilizados os modelos estatísticos do ANOVA para verificar se houve uma variação significativa dos dados entre os dias de estudo, posteriormente foi aplicado o CCI para avaliar se há uma correlação entre os resultados obtidos.

O resultado do CCI é classificado utilizando a Tabela 1 do Coeficiente e Correlação Intraclasse. Os dados médios e o desvio padrão das características analisadas de cada locutor estão no apêndice, para cada uma das tarefas de fala realizada.

### 4.1 Resultados dos testes estatísticos para a frase 1

Após a extração de características, utilizando o Praat para a atividade de fala da frase 1, foi obtido os valores do ANOVA utilizando o software Matlab. A Tabela 3 apresenta os valores obtidos para cada característica. Ao comparar os valores de ANOVA extraídos para cada característica, percebe-se que todos os valores obtidos foram inferiores ao  $f(p)$  de Fisher/Snedecor de 2,93. Portanto para as características da frase 1 é aceito a hipótese nula, ou seja, há baixa variância entre os dados dos 4 dias de análise.

**Tabela 3** - Valores de ANOVA obtido para as características e extraídas pela frase 1.

	ANOVA F-crítico
Média f0	0,80073022
Moda f0	0,40618271
Min f0	1,82006172
Max f0	2,73741822
Desvio Padrão f0	0,51206096
<i>Jitt</i>	0,83541378
<i>Shimm</i>	1,49037327
Média Energia	0,34631470
Moda Energia	0,87454219
NHR	2,23733291
HNR	0,54185508

Fonte: autoria própria.

Em sequência é realizada a análise CCI pelo software SPSS. A Tabela 4 apresenta os valores de CCI extraídos comparando os dias em sequência e os 4 dias juntos. Apenas as medidas da f0 foram categorizados com uma correlação quase completa em suas medições. Apesar de que a análise de alguns dias houveram valores de correlação substancial, a análise geral de todos os dias obteve a correlação quase completa, atribuindo assim, um bom nível de CCI para esta medida na frase 1.

**Tabela 4** – Resultado para análise do CCI da tarefa de fala da frase 1.

	Dia: 1-2	Dia: 2-3	Dia: 3-4	Dia: 1-2-3-4
Média f0	0,962	0,924	0,903	0,960
Moda f0	0,935	0,880	0,854	0,934
Min f0	0,800	0,849	0,871	0,905
Max f0	0,894	0,907	0,832	0,922
Desvio Padrão f0	0,886	0,890	0,790	0,909
<i>Jitt</i>	0,669	0,642	0,595	0,693
<i>Shimm</i>	0,583	0,686	0,806	0,757
Média Energia	0,391	0,269	0,772	0,704
Moda Energia	0,474	0,134	0,518	0,603
NHR	0,588	0,703	0,684	0,641
HNR	0,583	0,679	0,622	0,598

Fonte: autoria própria.

O *jitter* apresentou uma correlação moderada entre os dados. Apesar de que *shimmer* obteve uma correlação moderada em algumas de suas análises, a correlação entre todos os dias é substancial. As medidas de NHR e HNR apresentaram uma correlação moderada. A média e moda da energia obtiveram uma correlação fraca nas análises dos dias 1-2 e 2-3. Contudo, a média da energia obteve uma correlação substancial nos dias 3-4, enquanto a moda obteve uma correlação moderada. Isto significa que há uma variação entre os valores de energia, porém a média desses valores tendem a se repetir. Isto ocorre devido ao fato de que durante o processo de fonação da frase, as pregas vocais variam sua intensidade para ajustar a frequência necessária para a produção de cada vogal. A média e moda da energia são classificadas como uma correlação moderada entre as análises.

## 4.2 Resultados dos testes estatísticos para a frase 2

Para o estudo da frase 2 foi utilizado as mesmas análises da frase 1, são esperados resultados conclusivos semelhantes entre as duas frases. A Tabela 5 apresenta os valores obtidos para cada característica.

**Tabela 5** - Valores de ANOVA obtido para as características e extraídas pela frase 2.

	ANOVA F-crítico
Média f0	0,37641851
Moda f0	0,65372994
Min f0	3,73344686
Max f0	1,49313347
Desvio Padrão f0	0,69360049
<i>Jitt</i>	1,40629859
<i>Shimm</i>	1,10962938
Média Energia	1,26233870
Moda Energia	1,81551847
NHR	0,94420234
HNR	1,49554693

Fonte: autoria própria.

Os valores de ANOVA extraídos para as características foram inferiores ao  $f(p)$  de Fisher/Snedecor de 2,93, exceto a f0 mínima que obteve um valor superior. Portanto, exclusivamente a f0 mínima é adotada a hipótese alternativa. Para as demais características extraídas é aceita a hipótese nula, ou seja, há baixa variância entre os dados dos 4 dias de análise. Em sequência, é realizada a análise CCI pelo software SPSS. A Tabela 6 apresenta os valores de CCI extraídos comparando os dias em sequência e os 4 dias juntos.

**Tabela 6** - Resultado para análise do CCI da tarefa de fala da frase 2.

	Dia: 1-2	Dia: 2-3	Dia: 3-4	Dia: 1-2-3-4
Média f0	0,947	0,921	0,917	0,960
Moda f0	0,873	0,935	0,927	0,936
Min f0	0,875	0,840	0,832	0,925
Max f0	0,903	0,881	0,870	0,924
Desvio Padrão f0	0,816	0,905	0,895	0,920
<i>Jitt</i>	0,715	0,325	0,630	0,671
<i>Shimm</i>	0,368	0,299	0,700	0,578
Média Energia	0,238	0,136	0,776	0,644
Moda Energia	0,047	0,028	0,674	0,380
NHR	0,605	0,225	0,745	0,620
HNR	0,425	0,159	0,742	0,529

Fonte: autoria própria.

Do mesmo modo que a frase 1, as medidas correlacionadas com a f0 foram categorizadas com um CCI quase completo. Apesar de que foi adotado a hipótese alternativa para a f0 mínima, ela obteve um excelente nível de CCI, demonstrando que mesmo tendo apresentado uma variância acima de 5% entre as medições, a medida possui uma boa correlação entre os dados obtidos. Nas medidas de *jitter* e *shimmer*, ambas apresentaram correlação moderada dos dados. Contudo, entre os dias 2-3, apresentou foi obtido uma fraca correlação em ambas as medidas, sendo que para o *Shimm* foi os dias 1-2 também houve uma correlação fraca.

A média e moda da energia obteve uma correlação fraca para análise dos dias 1-2 e 2-3 dia. Porém, os dados dos dias 3-4 obtiveram uma correlação substancial para a média da energia e uma correlação moderada para a moda da energia. O que resultou em uma correlação fraca para a análise da moda da energia e uma correlação substancial para a média da energia. Este resultado já era esperado para essa medida, pelo mesmo motivo da frase 1 na análise da energia.

A medida de NHR apresentou uma correlação moderada entre as análises dos dias 1-2 e 3-4, entretanto 2º-3º dia obteve uma correlação fraca entre os dados. O resultado da análise geral para o NHR foi de uma correlação substancial. Na análise do HNR, os dias 1-2 apresentaram uma correlação moderada e os dias 2-3 apresentaram uma correlação pobre. Contudo, os dias 3-4 apresentaram uma correlação substancial, o que resultou em uma correlação moderada na análise geral do HNR.

### 4.3 Vogal – Intensidade Fraca

A vogal /ε/ foi gravada na intensidade fraca, ou seja, abaixo de 70 dB NPS. Entre as análises foi permitido uma variação de até 3 dB NPS, sendo que essa variação não poderia ser superior ao limite entre fraco e confortável, que é 70 dB NPS. A Tabela 7 apresenta os valores de ANOVA obtido para cada característica extraída.

**Tabela 7** - Valores de ANOVA obtido para as características e extraídas pela tarefa de fala da vogal /ε/ na intensidade fraca.

	ANOVA F-crítico
Média f0	1,30028582
Moda f0	1,22794563
Min f0	1,06992235
Max f0	0,49025277
Desvio Padrão f0	0,65304283
<i>Jitt</i>	0,50394817
<i>Shimm</i>	0,28331599
Média Energia	1,30401945
Moda Energia	1,18749267
NHR	1,05476884
HNR	0,60091077

Fonte: autoria própria.

Os valores de ANOVA extraídos para todas as características, foram inferiores ao valor obtido pelo  $f(p)$  de Fisher/Snedecor de 2,93. Portanto, para as características da vogal /ε/ na intensidade fraco, é aceito a hipótese nula, ou seja, há baixa variância entre os dados. Em seguida, é realizada a análise CCI pelo software SPSS. A Tabela 8 apresenta os valores de CCI extraídos comparando os dias em sequência e os 4 dias juntos.

**Tabela 8** - Resultado para análise do CCI da tarefa de fala da vogal /ε/ na intensidade fraca.

	Dia: 1-2	Dia: 2-3	Dia: 3-4	Dia: 1-2-3-4
Média f0	0,877	0,919	0,927	0,931
Moda f0	0,882	0,923	0,928	0,932
Min f0	0,885	0,924	0,931	0,936
Max f0	0,871	0,971	0,923	0,927
Desvio Padrão f0	0,573	0,590	0,684	0,708
<i>Jitt</i>	0,282	0,406	0,704	0,735
<i>Shimm</i>	0,426	0,316	0,740	0,675
Média Energia	0,315	0,259	0,689	0,656
Moda Energia	0,319	0,278	0,684	0,654
NHR	0,156	0,094	0,895	0,697
HNR	0,126	0,048	0,899	0,693

Fonte: autoria própria.

Comparando os valores de f0 obtido nas frases com o da vogal /ε/ na intensidade fraca, apenas o desvio padrão da f0 não obteve uma correlação quase completa, sendo categorizada como uma correlação substancial. O *jitter* e *shimmer* obtiveram uma correlação fraca para a análise dos dias 1-2 e 2-3. Enquanto os dias 3-4 do *jitter* e *shimmer*

os obtiveram uma correlação moderada. Resultando em uma correlação moderada em ambas as análises.

A média e moda da energia obtiveram uma correlação fraca entre as análises dos dias 1-2 e 2-3. Sendo que nos dias 3-4 obtiveram uma correlação moderada, o que atribuiu esse mesmo grau de CCI para a análise geral dos dias. O NHR e HNR obtiveram uma correlação fraca para as análises dos dias 1-2 e 2-3 respectivamente. Entretanto, obtiveram uma correlação substancial nos dias 3-4. O que resultou em uma correlação moderada na análise geral dos dias.

#### 4.4 Vogal – Intensidade Confortável

A vogal /ε/ foi gravada na intensidade moderada, ou seja, abaixo de 70-80 dB NPS. Entre as análises foi permitido uma variação de até 3 dB NPS. A Tabela 9 apresenta os valores de ANOVA obtido para cada característica extraída.

Todas as características obtiveram valores de ANOVA inferiores ao  $f(p)$  de Fisher/Snedecor de 2,93. Portanto, para as características da vogal /ε/ na intensidade moderada é aceito a hipótese nula, representando uma baixa variância entre os dados.

**Tabela 9** - Valores de ANOVA obtido para as características e extraídas pela tarefa de fala da vogal /ε/ na intensidade moderada.

	ANOVA F-crítico
Média f0	1,11201678
Moda f0	1,09183086
Min f0	1,89777145
Max f0	0,16195094
Desvio Padrão f0	0,51910484
<i>Jitt</i>	0,60815688
<i>Shimm</i>	0,59492040
Média Energia	1,87396000
Moda Energia	1,75712470
NHR	1,96882784
HNR	0,65989347

Fonte: autoria própria.

Em sequência é realizado a análise CCI pelo software SPSS. A Tabela 10 apresenta os valores de CCI extraídos comparando os dias em sequência e os 4 dias juntos.

Semelhante a vogal /ε/ na intensidade fraca, em relação as medidas da f0 na intensidade modera, apenas o desvio padrão da f0 não alcançou um grau quase completo de correlação com o CCI. Sendo que na análise dos dias 2-3 e 3-4 para o desvio padrão da f0 houve uma correlação fraca. Na análise dos dias 1-2 houve uma correlação moderada para a medida, que lhe atribuiu o mesmo nível de correlação na análise de todos os dias. O *jitter* e *shimmer* obtiveram correlação moderada para o 1º e 2º dias e fraca nos dias 2-3 e 3-4. Ambos foram classificados como correlação moderada na análise geral dos dias.

**Tabela 10** - Resultado para análise do CCI da tarefa de fala da vogal /ε/ na intensidade Confortável.

	Dia: 1-2	Dia: 2-3	Dia: 3-4	Dia: 1-2-3-4
Média f0	0,877	0,864	0,922	0,936
Moda f0	0,882	0,932	0,923	0,939
Min f0	0,883	0,932	0,928	0,941
Max f0	0,875	0,919	0,914	0,933
Desvio Padrão f0	0,625	0,028	0,290	0,548
<i>Jitt</i>	0,515	0,306	0,472	0,552
<i>Shimm</i>	0,580	0,360	0,461	0,515
Média Energia	0,638	0,424	0,542	0,569
Moda Energia	0,627	0,422	0,543	0,562
NHR	0,660	0,326	0,502	0,429
HNR	0,653	0,317	0,464	0,387

Fonte: autoria própria.

A média e moda da energia obtiveram uma correlação moderada nas análises dos dias 1-2 e 3-4. Foi obtido uma correlação fraca para as análises dos dias 2-3. O nível geral de correlação do CCI para a média e moda da energia é moderada. O NHR e HNR obtiveram uma correlação moderada para a análise dos dias 1-2, fraca para os dias 2-3. A NHR obteve um nível de correlação e moderada para os dias 3-4. O HNR obteve uma correlação fraca para os dias 3-4. A NHR e HNR ficaram classificadas como uma correlação fraca.

## 4.5 Vogal – Intensidade Forte

A vogal /ε/ foi gravada na intensidade forte, acima de 80 dB NPS. Entre as análises foi permitido uma variação de até 3 dB NPS. A Tabela 11 apresenta os valores de ANOVA obtido para cada característica extraída.

**Tabela 11** - Valores de ANOVA obtido para as características e extraídas pela tarefa de fala da vogal /ε/ na intensidade forte.

	ANOVA F-crítico
Média f0	1,12762264
Moda f0	1,04220914
Min f0	1,34130048
Max f0	1,72544881
Desvio Padrão f0	0,70157336
<i>Jitt</i>	1,00786189
<i>Shimm</i>	1,28409847
Média Energia	1,14867465
Moda Energia	1,40063327
NHR	1,40353000
HNR	0,96946786

Fonte: autoria própria.

Foram obtidos valores de ANOVA inferiores ao  $f(p)$  de Fisher/Snedecor de 2,93, para todas as características extraídas. Diante disto é aceite a hipótese nula para a vogal /ε/ na intensidade forte. Por conseguinte é realizado a análise CCI pelo software SPSS. Na

Tabela 12, são apresentados os valores de CCI extraídos comparando os dias em sequência e os 4 dias juntos.

**Tabela 12** - A Resultado para análise do CCI da tarefa de fala da vogal /ε/ na intensidade forte.

	Dia: 1-2	Dia: 2-3	Dia: 3-4	Dia: 1-2-3-4
Média f0	0,864	0,925	0,920	0,946
Moda f0	0,867	0,918	0,922	0,946
Min f0	0,870	0,925	0,921	0,947
Max f0	0,857	0,921	0,922	0,944
Desvio Padrão f0	0,583	0,073	0,479	0,509
<i>Jitt</i>	0,469	0,227	0,571	0,663
<i>Shimm</i>	0,439	0,403	0,509	0,616
Média Energia	0,510	0,558	0,764	0,777
Moda Energia	0,512	0,561	0,763	0,776
NHR	0,358	0,140	0,438	0,367
HNR	0,387	0,127	0,420	0,350

Fonte: autoria própria.

Como na análise da vogal /ε/ na intensidade fraca e moderada, em relação a f0 na intensidade forte apenas o desvio padrão da f0 não alcançou um grau quase completo de correlação com o CCI. A análise dos dias 2-3 houve uma correlação fraca para o desvio padrão, sendo classificada como uma correlação moderada para a análise geral. O *jitter* e *shimmer* obtiveram uma correlação fraca nos dias 1-2 e 2-3. Nos dias 3-4 ambos obtiveram uma correlação moderada. Para a análise geral, as duas medidas obtiveram uma correlação moderada.

A média e moda da energia nos dias 1-2 e 2-3 obtiveram uma correlação moderada e no dia 3-4 obtiveram uma correlação substancial. O que resultou em uma correlação substancial na análise geral, para ambas as medidas. O NHR e HNR obtiveram uma correlação fraca para todas as análises realizadas.

## 4.6 Discussão

O desvio padrão da f0 obteve correlação quase completa apenas nas frases 1 e 2. Para a vogal /ε/ nas três intensidades, essa medida forneceu um nível de CCI moderado. Com exceção da f0 mínima da frase 2, todas as outras medidas das 5 tarefas de fala foram classificadas dentro da hipótese nula do ANOVA para um grau de 95% de confiabilidade.

A f0 na frase 2, foi classificada como a hipótese alternativa no ANOVA, ou seja, há variância entre os dados estudados. Entretanto, o resultado do CCI para essa mesma medida na frase 2, possui uma correlação quase completa entre os grupos. Ou seja, apesar de haver uma variação maior que 5% entre os grupos estudados, eles possuem um bom nível de correlação entre as medições.

Em relação as medidas extraídas com exceção as derivadas da f0, a progressão do CCI estudado entre os dias, é observado que a maioria possui melhores resultados entre os dias 3-4. Isso pode estar relacionado ao fato de que essas medidas são mais sensíveis pequenas variações no sinal. Este aspecto levanta a hipótese de que os avaliados foram se

acostumando a fazer as tarefas de fala ao passar dos dias, o que melhora a representação do sinal.

O NHR e o HNR obtiveram um nível fraco de CCI para a vogal / $\epsilon$ / sustentada nas intensidades moderada e forte. Porém, para essas tarefas de fala o NHR e o HNR apresentaram a hipótese nula para o ANOVA. Também foi obtido um nível de correlação moderado nas demais tarefas de fala. Analisando todas as características juntas, a atividade de fala da vogal / $\epsilon$ / sustentada na intensidade fraca obteve os melhores resultados de CCI, comparado com as demais tarefas de fala. A frase 1 obteve graus de CCI melhor que os da frase 2. Isso pode estar correlacionado ao fato de que a frase 2 realiza uma maior variação de vibração das pregas vocais em relação a frase 1.

Comparando os valores de CCI obtido com a Tabela 2, é possível analisar a viabilidade comercial para cada medida:

- **f0:** Apenas o desvio padrão da f0 não obteve valores desejáveis na vogal sustentada. Exceto nas atividades de fala da frase 1 e frase 2, que foi obtido valores de CCI desejáveis. As demais medidas da f0 obtiveram valores desejáveis;
- **Jitt, Shimm e Energia:** Obtiveram poucos valores desejáveis nas atividades de fala. Entretanto alcançaram valores aceitáveis na maioria das atividades de fala, desta forma sendo considerado como uma medida aceitável;
- **HNR e NHR:** Não obtiveram valores aceitáveis ou desejáveis para a maioria das atividades de fala. Desta forma sendo considerado como não aplicável.

## 5. Considerações Finais

Esta pesquisa investiga a confiabilidade de um sensor acelerômetro capacitivo MPU-9250 na extração de medidas derivadas da vibração das pregas vocais. Para medir essa vibração, foram utilizadas 5 medidas lineares do sistema da fonte de produção vocal. Foi aplicado os modelos estatísticos de variância e de correlação intraclasse para mensurar a aplicabilidade do sensor. A quantidade mínima de pessoas utilizadas no estudo foi validada pelo cálculo da população amostral infinita. A extração das amostras ocorreu em 5 tarefas de fala, sendo duas frases do CAPE-V e uma vogal /ε/ sustentada em três intensidades diferentes.

As frases 1 e 2 extraídas apresentaram uma maior similaridade entre os resultados. Para detectar a f0 das frases, o acelerômetro obteve bons níveis de variância e de correlação. Apesar de não ter obtido uma correlação quase completa para as demais medidas, foi obtido uma correlação moderada e substancial entre os dados.

Para a vogal /ε/ sustentada nas três intensidades, foi concluído que quanto menor a intensidade da fala, melhor a representação do sensor, exceto para a medida de energia, que obteve sua melhor representação na intensidade forte. A f0 foi bem detectada em todos as análises da vogal /ε/, exceto o desvio padrão da f0. O nível de CCI para leitura da vogal sustentada foi levemente inferior a medição do sensor no processo de fala, sendo que a intensidade fraca obteve níveis de correlação mais próximos ao das frases.

As demais medidas necessitam um pouco mais de estudo, principalmente na vogal sustentada. No processo de fonação algumas medidas como *jitter* e *shimmer* obtiveram resultados promissores para o estudo durante o processo de fonação, pois além de obterem a hipótese nula pelo ANOVA, obtiveram valores moderados de CCI. Portanto, estas duas medidas não devem ser avaliadas individualmente, mas sim em conjunto com outras medidas como a f0 e a energia. A medida de energia obteve uma melhor correlação na intensidade forte, portanto, esta medida poderia ser utilizada para identificar quando um locutor está elevando de mais a sua intensidade, por exemplo. O HNR e NHR obtiveram valores de ANOVA bons, e uma correlação moderada nas frases. Porém, para a vogais sustentada, os níveis de CCI não foram satisfatórios.

A pesquisa apresentou os níveis de CCI e a variação do grupo de estudo, para um acelerômetro capacitivo para o estudo da voz. Este tipo de estudo não foi encontrado na literatura durante o estado da arte. Comparando os resultados expostos e com a Tabela 2, podemos concluir que o sensor acelerômetro capacitivo do modelo MPU-9250 é aplicável comercialmente. Sendo a f0 a que obteve o melhor resultado, sendo a principal medida de referência. As medidas como *Jitt*, *Shimm* e Energia também são aplicáveis comercialmente para este sensor. A medida do HNR e NHR não são aplicáveis comercialmente para este sensor. Algumas características podem ser melhor estudadas em algumas aplicações como a energia, para servir de *bio feedback*, por exemplo.

Um aspecto relevante deste estudo, é que as aquisições de dados foram feitas de forma estacionária. Ou seja, o usuário do sensor estava parado durante a aquisição dos dados. Isso significa que, no o sinal estudado, há o mínimo possível de aceleração derivado da movimentação do usuário. Portanto, esses resultados só podem ser aplicados

na análise diária de pessoas que possuem um trabalho que não necessite que o usuário se desloque entre setores ou regiões. Nesse sentido, uma complementação a esse estudo seria uma aquisição de dados do usuário enquanto o mesmo se desloca de um ponto A para um ponto B.

## 5.1 Contribuições da Pesquisa

Contribuições dessa pesquisa:

- Preprocessamento de dados que possibilite a aquisição de um acelerômetro capacitivo;
- Estudo para validar o uso do sensor MPU-9250 para a detecção da vibração das pregas vocais;
- Utilização de uma plataforma de baixo custo para a captura de dados de alta frequência utilizando a comunicação I2C (pode ser utilizada a SPI também);
- Análise estatísticas de sinais de vibração das pregas vocais adquiridas com o uso de acelerômetro capacitivo na pele do pescoço;
- Avaliação da confiabilidade do uso do acelerômetro capacitivo em monitoramento vocal contínuo a partir das medidas de  $F_0$ , energia, NHR, HNR, *jitter* e *shimmer*.

## 5.2 Sugestões para Trabalhos Futuros

Sugestões de trabalhos futuros:

- Realizar estudo acerca dos resultados para uma avaliação contínua do monitoramento móvel;
- Investigar medidas lineares e não lineares nos dados da resposta do sensor;
- Construção de um dispositivo para o monitoramento móvel das pregas vocais;
- Estudar a resposta do sensor enquanto o usuário realiza um deslocamento;
- Usar três sensores de acelerômetro nas 3 regiões de melhor detecção de vibração das pregas vocais.

## 6. Referências

- 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**. Universidad Nacional Del Litoral, Tese, Pag 213, 2016.
- ARAÚJO, T.d.G.; et al. Avaliação da reprodutibilidade de um instrumento para a medição da força axial da língua. **CoDAS**, 2018.
- ASHA. Consensus Auditory-Perceptual Evaluation of Voice (CAPE-V). **ASHA, Special Interest Division 3, Voice and Voice Disorders**, 2003.
- BARTKO, J.J. The Interclass Correlation Coefficient as a Measure of Reliability. **Psychological Reports**, 19(1), Pag 3-11, 1966.
- BAKEN, R.J.; ORLIKOFF, R.F. Clinical Measurement of Speech and Voice. **San Diego: Singular Pub. Group**, 2000.
- BEHLAU, M. **Voz o Livro do Especialista**. Rio de Janeiro: Revinter, Vol 1, 2001.
- BEHLAU, M. Consensus Auditory-Perceptual Evaluation of Voice (CAPE-V). **Rev Soc Bras Fonoaudiol**, 9, 187-189, 2004.
- BEHLAU, M.; PONTES, P.; MORETI, F. Higiene Vocal: Cuidando da Voz. **Livraria e Editora Revinter Ltda**, Edição 5, Cap 1 a 4, 2017.
- BOUTEN, C.V.; et al. A Triaxial Accelerometer and Portable Data Processing Unit for the Assessment of Daily Physical Activity. **IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering**, 44(3):136-47, 1997.
- BUEKERS, R.; et al. Vocal Load as Measured by the Voice Accumulator. **Folia Phoniatria et Logopaedica**, 47, 252-261, 1995.
- BUTTON, V.L.D.S.N. Displacement, Velocity, and Acceleration Transducers. Principles of Measurement and Transduction of Biomedical Variables. **Academic Press**, pag 207-209, 2015.
- CARDINAL, R.N.; AITKEN, M.R.F. ANOVA for the Behavioural Sciences Researcher. **Lawrence Erlbaum Associates, Inc**, pag 25-52, 2006.
- CHEYNE, H. A.; et al. Development and Testing of a Portable Vocal Accumulator. **Journal of Speech, Language, and Hearing Research**, 46(6), 1457- 67. 2003.
- CHWALEK, P.C.; MEHTA, D.D.; et al. Lightweight, Onbody, Wireless System for Ambulatory Voice and Ambient Noise Monitoring. **15th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks**, Las Vegas, 2018.
- COSTA, S. C. **Análise Acústica, Baseada no Modelo Linear de Produção da Fala, para Discriminação de Vozes Patológicas**. Universidade Federal de Campina Grande, Campina Grande, Tese de Doutorado, Pag 161, 2008.

- COSTA, W.C. de A. **Análise Dinâmica não Linear de Sinais de Voz para Detecção de Patologias Laríngeas**. Universidade Federal de Campina Grande. Campina Grande, Tese de Doutorado, Pag 176, 2012.
- CRAWLEY, M.J.; **Statistics: An Introduction Using R**. John Wiley & Sons, 2nd Edition, 2014.
- DELLER, J.; PROAKIS, J.; HANSEN, J. **Discrete-time Processing of Speech Signals**. Wiley-IEEE Press, 2000.
- DOSCHER, J. Accelerometer Design and Applications. **Company brochure**, 2005.
- ELWENSPOEK, M.; WIEGERINK, R. **Mechanical Microsensors**. New York: Springer, pag 132-145, 1993.
- ESPINOLA, S. de B. **Análise Acústica para Classificação de Patologias da Voz Empregando Análise de Componentes Principais, Redes Neurais Artificiais e Máquina de Vetores de Suporte**. Universidade Federal de Campina Grande. Campina Grande. Dissertação de Mestrado, Pag 183, 2014.
- FECHINE, J. M. Reconhecimento Automático de Identidade Vocal Utilizando Modelagem Híbrida: Paramétrica e Estatística. **Tese de Doutorado. Universidade Federal da Paraíba**, Pag 235, 2000.
- FERNANDES, M.d.G.P.; **Estatística Aplicada**. Universidade do Minho, Braga, pag 116-137, 1999.
- FISHER, R.A. **Statistical Methods for Research Workers**. New York: Dryden Press, 1925.
- FRYND, A.S.; STAN, J.H.V.; HILLMAN, R.E.; MEHTA, D.D. Estimating Subglottal Pressure from Neck-Surface Acceleration During Normal Voice Production. **Journal of Speech, Language, and Hearing Research**, Vol 59, 1335-1345, 2016b.
- GAVIDIA-CEBALLOS, L.; HANSEN, J.H.L. Direct Speech Feature Estimation Using an Iterative EM Algorithm for Vocal Fold Pathology Detection. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, VOL. 43, NO. 4, 1996.
- GINDRI, G.; CIELO, C.A.; FINGER, L. **Disfonia por nódulos vocais na infância**. Salusvita, Bauru, v. 27, n. 1, p. 91-110, 2008.
- GODINO-LLORENTE, J. I.; GOMEZ-VILDA, P.; BLANCO-VELASCO, M., Dimensionality Reduction of a Pathological Voice Quality Assessment System Based on Gaussian Mixture Models and Short-Term Cepstral Parameters. **Biomedical Engineering**, IEEE Transactions on, vol. 53, no. 10, pp. 1943–1953, 2006.
- GUIMARÃES, I. **A Ciência e a Arte da Voz Humana**. Escola Superior de Saúde de Alcoitão, 2007.
- HAGGAD, E.A. **Intraclass Correlation and the Analysis of Variance**. New York: Dryden Press, 1958.

- HANSEN, J.H.L.; et al. A Nonlinear Operatorbased Speech Feature Analysis Method with Application to Vocal Fold Pathology Assessment. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Vol 45, N° 3, 1998.
- HARRIS, J.A. On the Calculation of Intraclass and Interclass Coefficients of Correlation from Class Moments When the Number of Possible Combinations is Large. **Biometrika**, Vol 9, Pag 446-472, 1913.
- HILLMAN, R. E.; et al. Ambulatory Monitoring of Disordered Voices. **Ann. Otol. Rhinol. Laryngol**, 115(11), 795–801, 2006.
- HILLMAN, R.E.; MEHTA, D.D. Ambulatory Monitoring of Daily Voice Use. **Perspectives on Voice and Voice Disorders**, 21(2):56-51, 2011.
- HOLBROOK, A.; ROLNICK, M. I.; BAILEY, C. W. Treatment of Vocal Abuse Disorders Using a Vocal Intensity Controller. **Journal of Speech and Hearing Disorders**, 39, 298-303, 1974.
- HSU, H.P. **Signals and Systems**. Schaum's Outlines, Second Edition, 2011.
- INGLE, V.K.; PROAKIS, J.G. **Digital Signal Processing Using Matlab**. CENGAGE Learning, 3° Edição, Pág: 20-41, 231-404, 2012.
- InvenSense Inc**. Datasheet: MPU-9250 Product Specification, Versão 1.0, 2014.
- JERRI, A.J. The Shannon sampling theorem-Its various extensions and applications: A tutorial review. **Proceedings of the IEEE**, vol 65, Pag 1565-1596, 1997.
- KASAMA, S.T.; BRASALOTTO, A.G. Percepção vocal e qualidade de vida. **Pró-Fono Revista de Atualização Científica**, Barueri - SP, 2007.
- KIM, H.; Analysis of Variance (ANOVA) Comparing Means of More Than Two Groups. **Restor Dent Endod**, pag. 74-77, 2014.
- KOO, T.K.; LI, M.Y. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. **Journal of Chiropractic Medicine**, 15(2), Pag 155–163, 2016.
- LAUREANO, G.H.d.C. **Coefficiente de Correlação Intraclasse: Comparação entre Métodos de Estimção Clássico e Bayesianos**. Instituto Federal do Rio Grande do Sul, Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação, 2011.
- LEER, E.V.; CONNOR, N.P. Patient Perceptions of Voice Therapy Adherence. **The Voice Foundation. Journal of Voice**, Vol 24, N° 4, Pag: 458-469, 2010.
- LUCHESA, C.J.; NETO, A.C. Cálculo do Tamanho da Amostra nas Pesquisas em Administração, **Biblioteca do Centro Universitário de Curitiba**, 2011.
- MARTINS, G.d.A. **Estatística Geral e Aplicada**, 3ª Edição, Editora Atlas, 2008.
- MASUDA, T.; ET AL. Analysis of Vocal Abuse: Fluctuations in Phonation Time and Intensityi 4 Groups of Speakers. **Acta Otolaryngologica (Stockholm)**, 113, pag 547-552, 1993.

- MCGILLIVRAY, R.; PROCTOR-WILLIAMS, K.; MCLISTER, B. Simple Biofeedback Device to Reduce Excessive Vocal Intensity. **Medical and Biological Engineering and Computing**, 32, 348-350, 1994.
- MEHTA, D.D.; et al. Mobile Voice Health Monitoring Using a Wearable Accelerometer Sensor and a Smartphone Platform. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Vol 59, N° 11, 2012.
- MEHTA, D.D.; STAN, F.H.V.; HILLMAN, R.E. Deriving Acoustic Voice Quality Measures from Subglottal Neck-Surface Acceleration. **Proceedings of the International Conference on Voice Physiology and Biomechanics**, 2014.
- MEHTA, D.D.; et al. Ambulatory Voice Monitoring of a Muslim Imam During Ramadan. **Proceedings of the Voice Foundation Symposium**, 2015a.
- MEHTA, D.D.; et al. Real-time Estimation of Aerodynamic Features for Ambulatory Voice Biofeedback. **Acoustic Society of America**, 2015b.
- MEHTA, D.D.; et al. Voice Relative Fundamental Frequency Via Neck-Skin Acceleration in Individuals with Voice Disorders. **Journal of Speech, Language, and Hearing Research**, Vol 58, pag 1482-1487, 2015c.
- MEHTA, D.D.; STAN, J.H.V.; HILLMAN, R.E. Relationships Between Vocal Function Measures Derived from an Acoustic Microphone and Subglottal Neck-Surface Accelerometer. **Transaction on Audio, Speech, and Language Processing**. Vol 24, N° 4, 2016a.
- MEHTA, D.D.; et al. Wireless Neck-surface Accelerometer and Microphone on Flex Circuit with Application to Noise-robust Monitoring of Lombard Speech. **INTERSPEECH**, 2017.
- MIOT, H.A.; Análise de Concordância em Estudos Clínicos e Experimentais, **Jornal Vascular Brasileiro**, vol. 15, no. 2, 2016.
- NOLAN, M.; MADDEN, B.; BURKE, E.; Accelerometer Based Measurement, for the Mapping of Neck Surface Vibrations During Vocalized Speech. **Conference proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology**, 2009.
- OBLSSON, A.c.; BRINK, O.; LÖFQVIST, A.; A Voice Accumulator—Validation and Application. **Journal of Speech and Hearing Research**, 32, 451-457, 1989.
- ORLIKOFF, R.F.; KAHANE, J.C.; Influence of Mean Sound Pressure Level on *Jitter* and *Shimmer* Measures. **Raven Press, Ltd., New York**, Vol. 5, No. 2, pag. 113-119, 1991.
- PARK, K.; BEHLAU, M. Perda da voz em professores e não professores. **Revista da Sociedade Brasileira de Fonoaudiologia**. São Paulo, 2009.
- PARRAGA, A. **Aplicação da Transformada Wavelet Packet na Análise e Classificação de Sinais de Vozes Patológicas**. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2002.

- RYU, S.; et al. A Newly Devised Speech Accumulator. **Journal for Oto-Rhino-Laryngology and its Related Specialties**, 45, 108-114, 1983.
- SHROUT, P.E.; FLEISS, J.L. Intraclass Correlations: Uses in assessing reliability. **Psychological Bulletin**, Vol 86, N° 2, pag 420-428, 1979.
- ŠVEC, J.G.; POPOLO, P.S.; TITZE, I.R. Measurement of Vocal Doses in Speech: Experimental Procedure and Signal Processing. **Logopedics Phoniatrics Vocology**. 28(4), pag 181–192, 2003.
- ŠVEC, J. G.; TITZE, I. R.; POPOLO, P. S. Estimation of sound pressure levels of voiced speech from skin vibration of the neck. **The Journal of the Acoustical Society of America**, 117(3):1386–1394, 2005.
- STAN, J.H.V.; et al. Direct Comparison of Three Commercially Available Devices for Voice Ambulatory Monitoring Biofeedback. **Perspectives on Voice and Voice Disorders**, 24, pag 80-86, 2014.
- STAN, J.H.V.; MEHTA, D.D.; HILLMAN, R.E. Recent Innovations in Voice Assessment Expected to Impact the Clinical Management of Voice Disorders. **American Speech-Language-Hearing Association**, Vol 2, 2017.
- STAHLER, L.; WOLD, S. Analysis of Variance (ANOVA). **Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems**, 1989.
- SZABO, A.; et al. A Voice Accumulator Device: Evaluation Based on Studio and Field Recordings. **Logopedics, Phoniatrics, Vocology**, 26, 102-117, 2001.
- TEIXEIRA, J.P.; OLIVEIRA, C.; LOPES, C. Vocal Acoustic Analysis – *Jitter*, *Shimmer* and HNR Parameter. **Procedia Technology**, 9, pag 1112-1122, 2013.
- TREVETHAN, R. Intraclass Correlation Coefficients: Clearing the Air, Extending Some Cautions, and Making Some Requests. **Health Services and Outcomes Research Methodology**, 17(2), Pag 127–143, 2016.
- YUMOTO, E.; GOULD, W.J.; BAER, T. Harmonic-to-Noise Ratio as an Index of the Degree of Hoarseness. **Journal of the Acoustical Society of America**, 71, 1544-1550, 1982.
- YUMOTO, E.; SASAKI, Y.; OKAMURA, H. Harmonics-to-Noise Ratio and Psychophysical Measurement of Degree of Hoarseness. **Journal of Speech and Hearing Research**, volume 27, 2-6, 1984.
- ZAÑARTU, M.; et al. Air-Borne and Tissue-Borne Sensitivities of Bioacoustic Sensors Used on the Skin Surface. **IEEE transactions on bio-medical engineering**. 2009.
- ZHU, Y.M. Generalized Sampling Theorem. **IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Analog and Digital Signal Processing**, 39(8), 587–588, 1992.
- ZICKER, J. E.; et al. A Portable Microprocessor Based Biofeedback Training Device. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, BME27, 509-515, 1980.

## Apêndice

### Apêndice 1 – Tabela de F-estatística de Fisher/Snedecor

Tabela F-estatística para  $p=0.05$

**Tabela 13** – Tabela de F-estatística de Fisher/Snedecor utilizando  $p = 0,05$ .

$DF_2/DF_1$	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	161,45	199,50	215,71	224,58	230,16	233,99	236,77	238,88	240,54	241,88
2	18,51	19,00	19,16	19,25	19,30	19,33	19,35	19,37	19,38	19,4
3	10,13	9,55	9,28	9,12	9,01	8,94	8,89	8,85	8,81	8,79
4	7,71	6,94	6,59	6,39	6,26	6,16	6,09	6,04	6,00	5,96
5	6,61	5,79	5,41	5,19	5,05	4,95	4,88	4,82	4,77	4,74
6	5,99	5,14	4,76	4,53	4,39	4,28	4,21	4,15	4,1	4,06
7	5,59	4,774	4,35	4,12	3,97	3,87	3,79	3,73	3,68	3,64
8	5,32	4,46	4,07	3,84	3,69	3,58	3,5	3,44	3,39	3,35
9	5,12	4,26	3,86	3,63	3,48	3,37	3,29	3,23	3,18	3,14
10	4,96	4,1	3,71	3,48	3,33	3,22	3,14	3,07	3,02	2,98
11	4,84	3,98	3,59	3,36	3,2	3,09	3,01	2,95	2,9	2,85
12	4,75	3,89	3,49	3,26	3,11	3,00	2,91	2,85	2,8	2,75
13	4,67	3,81	3,41	3,18	3,03	2,92	2,83	2,77	2,71	2,67
14	4,6	3,7	3,34	3,11	2,96	2,85	2,76	2,7	2,65	2,6
15	4,54	3,68	3,29	3,06	2,9	2,79	2,71	2,64	2,59	2,54
16	4,49	3,63	3,24	3,01	2,85	2,74	2,66	2,59	2,54	2,49
17	4,45	3,59	3,2	2,96	2,81	2,7	2,61	2,55	2,49	2,45
18	4,41	3,55	3,16	2,93	2,77	2,66	2,58	2,51	2,46	2,41
19	4,38	3,52	3,13	2,90	2,74	2,63	2,54	2,48	2,42	2,38
20	4,35	3,49	3,1	2,87	2,71	2,6	2,51	2,45	2,39	2,35
21	4,32	3,47	3,07	2,84	2,68	2,57	2,49	2,42	2,37	2,32
22	4,3	3,44	3,05	2,82	2,66	2,55	2,46	2,4	2,34	2,3
23	4,28	3,42	3,03	2,8	2,64	2,53	2,44	2,37	2,32	2,27
24	4,26	3,4	3,01	2,78	2,62	2,51	2,42	2,36	2,3	2,25
25	4,24	3,39	2,99	2,76	2,6	2,49	2,4	2,34	2,28	2,24
26	4,23	3,37	2,98	2,74	2,59	2,47	2,39	2,32	2,27	2,22
27	4,21	3,35	2,96	2,73	2,57	2,46	2,37	2,31	2,25	2,2
28	4,2	3,34	2,95	2,71	2,56	2,45	2,36	2,29	2,24	2,19
29	4,18	3,33	2,93	2,7	2,55	2,43	2,35	2,28	2,22	2,18
30	4,17	3,32	2,92	2,69	2,53	2,42	2,33	2,27	2,21	2,16
40	4,08	3,23	2,84	2,61	2,45	2,34	2,25	2,18	2,12	2,08
50	4,03	3,18	2,79	2,56	2,4	2,29	2,2	2,13	2,07	2,03
60	4,0	3,15	2,76	2,53	2,37	2,25	2,17	2,1	2,04	1,99
100	3,94	3,09	2,7	2,46	2,31	2,19	2,1	2,03	1,97	1,93
200	3,89	3,04	2,65	2,42	2,26	2,14	2,06	1,98	1,93	1,88
1000	3,85	3,00	2,61	2,38	2,22	2,11	2,02	1,95	1,89	1,84

Fonte: adaptado de Fernandes, 1999.

## Apêndice 2 – Script da Esp32 para Aquisição de Dados do Acelerômetro

```
#include <Wire.h>

#define MPU9250_ADDRESS 0x68

#define SDA_PIN 21
#define SCL_PIN 22

#define ACC_FULL_SCALE_2_G 0x00
#define ACC_FULL_SCALE_4_G 0x08
#define ACC_FULL_SCALE_8_G 0x10
#define ACC_FULL_SCALE_16_G 0x18

volatile int interruptCounter=0;
int totalInterruptCounter=0;
int flag_serial=0;

//Interrupção
hw_timer_t * timer = NULL;
portMUX_TYPE timerMux = portMUX_INITIALIZER_UNLOCKED;

void IRAM_ATTR onTimer() {
    portENTER_CRITICAL_ISR(&timerMux);
    interruptCounter++;
    totalInterruptCounter++;
    portEXIT_CRITICAL_ISR(&timerMux);
}

//Acelerometro
void I2Cread(uint8_t Address, uint8_t Register, uint8_t Nbytes, uint8_t* Data)
{
    // Set register address
    Wire.beginTransmission(Address);
    Wire.write(Register);
    Wire.endTransmission();

    // Read Nbytes
    Wire.requestFrom(Address, Nbytes);
    uint8_t index=0;
    while (Wire.available())
        Data[index++]=Wire.read();
}

// Write a byte (Data) in device (Address) at register (Register)
void I2CwriteByte(uint8_t Address, uint8_t Register, uint8_t Data)
```

```

{
// Set register address
Wire.beginTransmission(Address);
Wire.write(Register);
Wire.write(Data);
Wire.endTransmission();
}

void setup() {

Wire.begin(SDA_PIN, SCL_PIN,400000);
Wire.setClock(4000000L);
Serial.begin(500000);

// Acelerometro configuração

// Set accelerometers low pass filter at 5Hz
I2CwriteByte(MPU9250_ADDRESS,29,0b00001000);
// Configure accelerometers range
I2CwriteByte(MPU9250_ADDRESS,28,ACC_FULL_SCALE_16_G);
// Desabilita o filtro
I2CwriteByte(MPU9250_ADDRESS, 26, 0b00000000);

// Interrupção
timer = timerBegin(0, 80, true);
timerAttachInterrupt(timer, &onTimer, true);
timerAlarmWrite(timer, 1000, true);
timerAlarmEnable(timer);

}

void loop() {

if(Serial.available(>0){
flag_serial = serial_input_int();
}
if(interruptCounter == 1 && flag_serial != 0){
////////////////////////////////////
Wire.beginTransmission(MPU9250_ADDRESS);
Wire.write(0x3F);// starting with register 0x3F (ACCEL_XOUT_H)
Wire.endTransmission(false);
Wire.requestFrom(MPU9250_ADDRESS,2,true);
int16_t az=Wire.read(<<8|Wire.read());

// Display values
Serial.println (az,DEC);
interruptCounter--;

////////////////////////////////////
}
}

```

```

}
}

int serial_input_int(){/* declarada como "int" essa funcao pode retornar um valor do
tipo int */
/*Verifica se tem algum valor na porta serial */
int temp = 0;
String sti = ""; //String temporaria para ir armazenando os caracteres da porta serial
while(Serial.available(>0){ //Enquanto houver caracteres na fila da porta serial,
ele continua no loop
char aqui= Serial.read(); //Le o próximo caractere na fila da porta serial
sti += aqui; //junta os caracteres da fila da porta serial em uma string
delay(10); //espera 10 milisegundos
}
temp = sti.toInt(); //converte a string para float
return temp; //retorna a funcao com o valor que estiver na variavel temp
}

```

### Apêndice 3 – Script do Cálculo do ANOVA no Matlab

```

function [ F ] = rmanova( x )
%RMANOVA Summary of this function goes here
% x = signal enter

xlswrite('teste.xlsx',x);

[s, a] = size(x);
T= sum(sum(x));
N = s*a;

%% ANOVA REPETead MEASURE

% disp('ANOVA REPETead MEASURE')
% disp(' ')

T=sum(sum(x));
T = T/N;
x_u = sum(x)/s;
x_s = sum(x')/a;

df_u = a-1; %disp(['df_u_entre: '
num2str(df_u)])
df_sujeito = s-1; %disp(['df_sujeito: '
num2str(df_sujeito)])

```

```

df_total = N-1; %disp(['df_total: '
num2str(df_total)])
df_erro = df_total - (df_sujeito+df_u); %disp(['df_erro: '
num2str(df_erro)])

% disp(' ')

SS_total = sum(sum((x-T).^2)); %disp(['SS_total: '
num2str(SS_total)])
SS_u = sum(s*((x_u-T).^2)); %disp(['SS_u_entre: '
num2str(SS_u)])
SS_sujeito = sum(a*((x_s-T).^2)); %disp(['SS_sujeito: '
num2str(SS_sujeito)])
SS_erro= SS_total - (SS_sujeito+SS_u); %disp(['SS_erro: '
num2str(SS_erro)])

% disp(' ')

MQ_T = SS_total/df_total; %disp(['MQ_total: '
num2str(MQ_T)])
MQ_u = SS_u/df_u; %disp(['MQ_u_entre: '
num2str(MQ_u)])
MQ_sujeito = SS_sujeito/df_sujeito; %disp(['MQ_sujeito: '
num2str(MQ_sujeito)])
MQ_erro = SS_erro/df_erro; %disp(['MQ_erro: '
num2str(MQ_erro)])

% disp(' ')

F = MQ_u/MQ_erro; %disp(['F: ' num2str(F)])

end

```

## Apêndice 4 – Valores Médios ± Desvio Padrão de cada Locutor

### Dados da Frase 1

#### Dados Referente a Frequência Fundamental

**Tabela 14** - Valores Médios ± Desvio Padrão da  $F_0$  de cada Locutor na tarefa de fala da Frase 1.

Locutor	Média $F_0$	Moda $F_0$	Min $F_0$	Max $F_0$	Desvio Padrão $F_0$
Locutor 1	77.5338 ±	70.6292 ±	232.762 ±	1.2548 ±	22.2743 ±
	2.9103	6.6062	4.2037	0.22376	1.7727
Locutor 2	73.2123 ±	64.3817 ±	247.0415 ±	1.5045 ±	37.5055 ±
	6.3015	11.4374	2.6119	0.18502	3.5743

Locutor 3	61.8026 ± 4.9838	57.1189 ± 5.5334	215.3272 ± 3.7455	2.443 ± 0.74875	21.9547 ± 1.2317
Locutor 4	68.323 ± 2.1159	59.2634 ± 5.7683	216.5207 ± 4.5733	2.3145 ± 0.1785	20.2575 ± 1.4808
Locutor 5	74.6479 ± 2.843	70.3168 ± 3.5027	196.8155 ± 8.097	2.1628 ± 0.17586	18.6702 ± 2.5008
Locutor 6	74.5043 ± 3.1063	68.8478 ± 7.1523	205.025 ± 16.5055	1.463 ± 0.2051	28.1035 ± 9.9653
Locutor 7	69.8271 ± 10.7278	61.9467 ± 10.9494	197.2215 ± 7.3873	2.6452 ± 1.1324	17.3398 ± 5.5089
<b>Locutor</b>	<b>Média <math>F_0</math></b>	<b>Moda <math>F_0</math></b>	<b>Min <math>F_0</math></b>	<b>Max <math>F_0</math></b>	<b>Desvio Padrão <math>F_0</math></b>
Locutor 8	67.4883 ± 3.9116	63.19 ± 4.3371	208.1225 ± 9.3941	1.8222 ± 0.25284	25.53 ± 3.9486
Locutor 9	68.0947 ± 4.1809	57.213 ± 4.6834	183.2565 ± 4.4358	2.303 ± 0.62132	19.963 ± 3.3393
Locutor 10	74.1189 ± 5.3898	68.3772 ± 5.3752	206.7565 ± 13.7987	1.736 ± 0.20564	26.5502 ± 5.7445
Locutor 11	66.2448 ± 3.9397	61.6307 ± 2.0253	228.3425 ± 3.6561	2.0005 ± 0.47264	26.6105 ± 4.9994
Locutor 12	75.0365 ± 4.7596	68.2046 ± 4.2228	270.6103 ± 5.0691	1.9645 ± 0.50176	45.1942 ± 3.3026
Locutor 13	70.2254 ± 1.6529	64.1006 ± 5.7115	210.035 ± 2.9391	2.155 ± 0.16596	24.1642 ± 2.2789
Locutor 14	69.2127 ± 2.0685	66.6168 ± 1.6039	219.8938 ± 4.3869	1.6887 ± 0.41968	20.7443 ± 3.0543
Locutor 15	71.7882 ± 10.3314	64.7117 ± 10.7467	216.6768 ± 4.6993	2.0795 ± 0.45586	16.0595 ± 1.1526
Locutor 16	73.6509 ± 1.4892	69.0119 ± 1.6693	223.3737 ± 9.642	1.6755 ± 0.25139	28.657 ± 3.1056
Locutor 17	68.6735 ± 4.6182	65.7946 ± 4.2554	197.9035 ± 5.4878	2.247 ± 0.24046	28.6112 ± 1.0825
Locutor 18	65.3117 ± 3.5676	58.6433 ± 3.1953	213.1948 ± 9.7633	2.7335 ± 0.34963	31.8975 ± 2.859
Locutor 19	73.2473 ± 3.9693	58.9369 ± 7.1323	223.3623 ± 3.7693	1.7807 ± 0.29882	26.2913 ± 3.6878
Locutor 20	62.9691 ± 7.4702	60.4567 ± 7.3259	201.3605 ± 8.7618	2.7407 ± 0.99947	26.3968 ± 4.2079
Locutor 21	68.3262 ± 2.0232	62.7504 ± 3.713	196.9553 ± 3.2305	2.0938 ± 0.17228	23.3642 ± 1.1946
Locutor 22	69.8576 ± 3.7098	68.1339 ± 3.3982	209.0885 ± 3.9513	2.044 ± 0.3062	21.9685 ± 1.1315
Locutor 23	63.5896 ± 2.4105	59.1447 ± 3.0476	217.303 ± 1.9956	2.5505 ± 0.3416	27.397 ± 3.224
Locutor 24	70.7312 ± 2.9223	68.6526 ± 2.0573	181.709 ± 3.3803	1.5488 ± 0.21345	20.153 ± 0.90826
Locutor 25	71.3447 ± 0.49765	66.3336 ± 1.603	206.5068 ± 7.8115	2.088 ± 0.59463	22.1108 ± 2.5365
Locutor 26	66.3774 ± 2.4682	63.5401 ± 3.5108	196.8755 ± 3.021	2.0557 ± 0.10499	23.658 ± 1.25

Locutor 27	72.3322 ± 3.0714	68.8658 ± 3.2276	197.5715 ± 4.7185	1.5443 ± 0.21035	24.1735 ± 3.3578
Locutor 28	63.2722 ± 2.7657	59.5366 ± 3.6062	206.3477 ± 5.3163	2.2778 ± 0.32758	19.5053 ± 2.5752
Locutor 29	74.0596 ± 4.0355	68.3875 ± 4.9873	208.461 ± 5.4186	1.8672 ± 0.27047	26.458 ± 4.9315
Locutor 30	75.035 ± 2.3101	71.6421 ± 1.9602	209.0172 ± 6.8419	1.68 ± 0.18783	19.562 ± 2.0683

Fonte: Autoria própria.

### Dados Referente a *Jitt*, *Shimm*, Energia, NHR e HNR

**Tabela 15** - Valores Médios ± Desvio Padrão do *Jitt*, *Shimm*, Energia, NHR e HNR de cada Locutor na tarefa de fala da Frase 1.

Locutor	<i>Jitt</i>	<i>Shimm</i>	Média Energia	Moda Energia	NHR	HNR
Locutor 1	0.96175 ± 0.0082998	4.2692 ± 0.42122	277.7535 ± 7.4234	173.8238 ± 2.9328	236.614 ± 6.1986	0.049527 ± 0.012627
Locutor 2	0.96554 ± 0.0087553	4.4325 ± 1.528	318.3938 ± 12.3058	165.5843 ± 8.1261	214.7002 ± 8.4224	0.042395 ± 0.012525
Locutor 3	0.92071 ± 0.046396	9.7903 ± 2.6819	273.3378 ± 10.5366	167.0313 ± 2.8538	204.2503 ± 5.3332	0.102 ± 0.064936
Locutor 4	0.93541 ± 0.0088161	6.2477 ± 1.0121	285.4925 ± 16.7101	166.3997 ± 5.9002	204.4936 ± 8.1374	0.091854 ± 0.018713
Locutor 5	0.94514 ± 0.014498	5.57 ± 0.55119	247.506 ± 11.953	153.016 ± 4.7564	180.4556 ± 5.0872	0.074183 ± 0.022636
Locutor 6	0.96093 ± 0.0076116	4.6137 ± 0.7431	258.2473 ± 21.2473	144.128 ± 5.7932	170.8754 ± 24.9432	0.05044 ± 0.011019
Locutor 7	0.91462 ± 0.036287	10.0518 ± 3.2066	255.2612 ± 21.5679	154.0558 ± 12.3872	185.7243 ± 6.72	0.11678 ± 0.054933
Locutor 8	0.94162 ± 0.0085388	7.3083 ± 0.99079	290.853 ± 13.003	162.8073 ± 6.9736	203.6034 ± 14.2184	0.080926 ± 0.021429
Locutor 9	0.92968 ± 0.021547	6.6865 ± 1.9933	225.28 ± 11.6985	134.028 ± 5.4581	160.5572 ± 17.2895	0.10107 ± 0.035795
Locutor 10	0.95868 ± 0.01047	5.1385 ± 0.46557	272.557 ± 23.0288	151.5147 ± 9.4823	194.73 ± 16.63	0.050953 ± 0.014286
Locutor 11	0.94462 ± 0.017634	7.064 ± 3.0041	287.169 ± 7.8808	177.496 ± 6.0693	210.126 ± 6.1739	0.07304 ± 0.021036
Locutor 12	0.96289 ± 0.015456	6.037 ± 2.3812	358.067 ± 27.4754	184.3198 ± 4.5434	254.034 ± 10.9388	0.046315 ± 0.020541
Locutor 13	0.94106 ± 0.0092095	5.3945 ± 0.18843	272.0372 ± 5.6846	156.4243 ± 8.2181	191.309 ± 4.3391	0.083229 ± 0.016881
Locutor 14	0.9578 ± 0.013553	5.4275 ± 0.63799	267.2093 ± 4.2615	169.551 ± 5.3674	214.8096 ± 3.9284	0.05788 ± 0.024442
Locutor 15	0.93191 ± 0.010108	7.6742 ± 1.2921	282.918 ± 28.684	178.8365 ± 5.0819	220.2771 ± 6.8744	0.094711 ± 0.019303
Locutor 16	0.94993 ± 0.0024761	5.4913 ± 0.49469	318.826 ± 19.9281	169.2778 ± 9.4028	212.3715 ± 2.7695	0.067094 ± 0.0051735

Locutor 17	0.9387 ± 0.014334	6.771 ± 1.7185	256.3173 ± 9.4756	137.394 ± 6.148	166.8451 ± 8.6905	0.083542 ± 0.022574
Locutor 18	0.92056 ± 0.019142	8.926 ± 1.6796	297.1235 ± 15.3121	144.7688 ± 6.25	193.4486 ± 5.8132	0.10892 ± 0.024773
Locutor 19	0.95124 ± 0.0080948	5.3033 ± 0.77874	276.5222 ± 4.343	159.3505 ± 10.3242	196.6342 ± 13.8143	0.064849 ± 0.012217
Locutor 20	0.88611 ± 0.075053	11.8908 ± 6.0907	287.226 ± 18.4214	152.778 ± 3.9409	194.8235 ± 15.0448	0.15503 ± 0.11223
Locutor 21	0.94274 ± 0.0056696	7.252 ± 0.63929	239.4287 ± 6.9162	146.8263 ± 5.0494	182.6637 ± 7.8376	0.07967 ± 0.0073961
<b>Locutor</b>	<b><i>Jitt</i></b>	<b><i>Shimm</i></b>	<b>Média Energia</b>	<b>Moda Energia</b>	<b>NHR</b>	<b>HNR</b>
Locutor 22	0.94421 ± 0.0089079	5.5493 ± 0.77619	288.0305 ± 6.5676	161.8755 ± 10.953	195.6567 ± 5.2296	0.075755 ± 0.013913
Locutor 23	0.93103 ± 0.019056	8.3112 ± 1.6805	314.918 ± 22.7456	156.3992 ± 8.8944	197.9749 ± 6.1502	0.092929 ± 0.02787
Locutor 24	0.95405 ± 0.0083727	5.9482 ± 0.62951	240.127 ± 5.7032	137.6555 ± 2.4164	160.6988 ± 11.9298	0.059418 ± 0.013898
Locutor 25	0.93951 ± 0.016027	5.761 ± 0.39253	261.1433 ± 10.9918	156.3595 ± 6.7261	199.8562 ± 4.7933	0.081608 ± 0.02719
Locutor 26	0.9405 ± 0.0071838	6.5263 ± 1.3581	263.7245 ± 10.3376	146.4493 ± 9.3819	195.5913 ± 3.9297	0.081402 ± 0.014736
Locutor 27	0.95728 ± 0.0040245	5.1677 ± 0.92408	267.9973 ± 4.3662	145.4855 ± 6.73	193.9772 ± 11.5499	0.057301 ± 0.0048128
Locutor 28	0.92921 ± 0.0039833	8.055 ± 0.67684	262.9285 ± 13.6668	145.4893 ± 11.239	199.204 ± 10.6963	0.096264 ± 0.0071518
Locutor 29	0.9576 ± 0.0086812	4.6327 ± 0.77759	280.3315 ± 18.9869	151.3455 ± 19.1171	198.8669 ± 10.6583	0.055931 ± 0.014724
Locutor 30	0.95594 ± 0.0058255	5.2997 ± 1.1222	263.3598 ± 9.9649	165.7412 ± 4.7096	196.2516 ± 6.6346	0.058421 ± 0.0089824

Fonte: Autoria própria.

## Dados da Frase 2

### Dados Referente a Frequência Fundamental

Tabela 16 - Valores Médios ± Desvio Padrão da  $F_0$  de cada Locutor na tarefa de fala da Frase 2.

Locutor	Média $F_0$	Moda $F_0$	Min $F_0$	Max $F_0$	Desvio Padrão $F_0$
Locutor 1	77.5897 ± 1.8694	66.6931 ± 12.9501	229.3125 ± 3.4054	0.84975 ± 0.071103	19.5637 ± 2.5621
Locutor 2	73.9995 ± 5.8173	68.6196 ± 6.5057	239.5412 ± 4.1236	1.0063 ± 0.17068	25.146 ± 1.4142

Locutor 3	62.5748 ± 3.7982	60.2591 ± 3.3133	218.027 ± 1.7084	2.353 ± 0.71329	17.5155 ± 2.8182
Locutor 4	68.5471 ± 1.8839	64.8754 ± 2.8942	214.5652 ± 5.6016	1.6645 ± 0.65305	16.1515 ± 5.1318
Locutor 5	73.9373 ± 1.8379	72.5339 ± 2.349	203.1277 ± 6.4192	1.044 ± 0.12283	18.7078 ± 1.5749
Locutor 6	72.636 ± 2.0989	69.3153 ± 3.7711	204.1248 ± 8.526	0.93725 ± 0.22338	20.2753 ± 5.4204
Locutor 7	70.2052 ± 12.0971	68.9543 ± 11.8868	194.1072 ± 7.3619	2.3752 ± 0.61936	13.1155 ± 1.2694
<b>Locutor</b>	<b>Média <math>F_0</math></b>	<b>Moda <math>F_0</math></b>	<b>Min <math>F_0</math></b>	<b>Max <math>F_0</math></b>	<b>Desvio Padrão <math>F_0</math></b>
Locutor 8	64.9792 ± 3.1766	61.4245 ± 3.4909	206.058 ± 7.755	1.3723 ± 0.35867	19.4295 ± 3.459
Locutor 9	69.6862 ± 4.9276	67.4097 ± 3.935	175.4585 ± 7.9958	1.6163 ± 0.46153	16.1842 ± 4.5765
Locutor 10	73.1285 ± 5.2407	70.9424 ± 5.5194	201.2117 ± 10.9191	1.0538 ± 0.12607	17.2035 ± 3.7186
Locutor 11	66.2144 ± 3.9598	63.8509 ± 4.6075	223.2838 ± 2.4123	1.635 ± 0.76008	19.7715 ± 3.0673
Locutor 12	71.1016 ± 4.4684	67.6555 ± 4.4227	258.3315 ± 11.1053	1.245 ± 0.30932	47.2005 ± 1.4226
Locutor 13	69.0726 ± 1.4108	66.7389 ± 1.252	206.1835 ± 6.1962	1.5692 ± 0.6563	15.5595 ± 2.1057
Locutor 14	70.585 ± 1.9174	68.1031 ± 2.5306	205.8242 ± 5.3767	1.0448 ± 0.28052	19.7235 ± 1.4669
Locutor 15	70.6417 ± 9.8054	69.1468 ± 9.7833	215.328 ± 4.7243	1.2557 ± 0.30395	15.993 ± 2.912
Locutor 16	72.0287 ± 1.5164	69.056 ± 2.2013	225.04 ± 3.3674	1.2357 ± 0.085289	21.0603 ± 5.5991
Locutor 17	67.194 ± 3.3589	64.085 ± 3.7662	190.701 ± 2.8555	2.365 ± 1.3299	16.2903 ± 3.6825
Locutor 18	66.1449 ± 3.1158	65.0708 ± 2.8438	212.6948 ± 12.8059	1.602 ± 0.40148	23.144 ± 1.4146
Locutor 19	73.7852 ± 4.7655	71.7682 ± 4.8335	198.2305 ± 2.4112	1.5198 ± 0.39873	16.3818 ± 7.3718
Locutor 20	62.5113 ± 8.4896	60.9619 ± 7.9165	202.1772 ± 10.9864	2.5208 ± 1.6562	27.5768 ± 5.1688
Locutor 21	67.9148 ± 2.4132	65.9197 ± 2.7692	199.3777 ± 6.0203	1.1008 ± 0.088349	19.44 ± 2.4225
Locutor 22	69.1569 ± 1.4796	67.1789 ± 1.9205	202.941 ± 2.9047	1.4403 ± 0.24362	17.1093 ± 3.6131
Locutor 23	64.4939 ± 2.2612	61.9412 ± 2.4709	212.5083 ± 5.3304	1.7018 ± 0.25236	19.5742 ± 1.303
Locutor 24	69.8092 ± 0.71575	66.3514 ± 4.6015	180.3657 ± 8.2079	1.0965 ± 0.22272	18.1842 ± 1.8662
Locutor 25	71.0115 ± 2.2664	68.6058 ± 1.9755	203.3207 ± 3.7943	1.199 ± 0.27526	14.5298 ± 1.8293
Locutor 26	66.7979 ± 4.2174	64.9593 ± 4.0868	197.3263 ± 5.309	1.7765 ± 0.48033	29.0748 ± 7.7148

Locutor 27	75.1285 ± 7.4735	70.0313 ± 3.9791	196.976 ± 2.7293	0.99075 ± 0.16568	23.5205 ± 3.9656
Locutor 28	63.4544 ± 2.4355	61.2438 ± 2.5134	201.8958 ± 2.6032	1.652 ± 0.25582	13.3073 ± 2.1746
Locutor 29	73.3606 ± 2.8351	69.4456 ± 3.2702	202.1727 ± 2.198	1.1248 ± 0.12077	19.9155 ± 4.327
Locutor 30	73.1322 ± 2.2309	68.8021 ± 1.5499	203.7725 ± 8.0672	1.034 ± 0.27608	12.302 ± 1.6017

Fonte: Autoria própria.

### Dados Referente a *Jitt*, *Shimm*, Energia, NHR e HNR

**Tabela 17** - Valores Médios ± Desvio Padrão do *Jitt*, *Shimm*, Energia, NHR e HNR de cada Locutor na tarefa de fala da Frase 2.

Locutor	<i>Jitt</i>	<i>Shimm</i>	Média Energia	Moda Energia	NHR	HNR
Locutor 1	0.98339 ± 0.0015071	3.358 ± 0.24197	266.8418 ± 5.7043	184.4003 ± 1.6405	239.2382 ± 4.258	0.020047 ± 0.0024047
Locutor 2	0.98471 ± 0.0055869	4.7937 ± 3.0768	288.021 ± 5.6109	180.0948 ± 0.92653	229.1085 ± 16.1594	0.017437 ± 0.0062326
Locutor 3	0.94518 ± 0.031144	8.302 ± 2.1281	246.0325 ± 5.6818	173.4715 ± 4.3208	208.119 ± 7.1453	0.065991 ± 0.042019
Locutor 4	0.96801 ± 0.0078206	5.191 ± 0.65259	250.857 ± 9.1311	174.87 ± 7.1893	210.1455 ± 6.2515	0.040029 ± 0.012613
Locutor 5	0.9874 ± 0.0070046	3.1575 ± 0.7785	238.3283 ± 10.8362	160.4125 ± 2.7463	202.1339 ± 10.7209	0.01481 ± 0.008854
Locutor 6	0.98254 ± 0.0092078	3.6278 ± 0.54917	244.957 ± 16.8814	160.9317 ± 3.1352	192.0754 ± 15.2293	0.020963 ± 0.013665
Locutor 7	0.94313 ± 0.023978	9.3765 ± 3.1269	224.833 ± 10.7323	159.1093 ± 15.1232	192.9853 ± 11.2955	0.071437 ± 0.030624
Locutor 8	0.96709 ± 0.0093754	6.5512 ± 2.0262	248.5968 ± 13.4678	170.2877 ± 8.7094	210.7807 ± 5.9823	0.03823 ± 0.010617
Locutor 9	0.96693 ± 0.014338	6.8668 ± 3.7259	214.8315 ± 19.7245	137.2493 ± 8.731	165.6677 ± 5.5551	0.040356 ± 0.018517
Locutor 10	0.9846 ± 0.0046395	4.1705 ± 0.31087	244.2537 ± 7.4353	153.0387 ± 9.4658	204.3938 ± 12.022	0.017778 ± 0.0061107
Locutor 11	0.96573 ± 0.02468	6.3003 ± 2.7989	265.0467 ± 11.7473	179.1005 ± 4.728	218.8271 ± 6.9388	0.04112 ± 0.031749
Locutor 12	0.98287 ± 0.0044272	4.482 ± 1.0169	359.5458 ± 4.4098	189.1095 ± 4.4023	297.3739 ± 23.2215	0.020448 ± 0.0063987
Locutor 13	0.9713 ± 0.0097897	5.1517 ± 0.61514	239.4622 ± 10.3439	177.7765 ± 3.8699	205.8305 ± 4.8228	0.035515 ± 0.014903
Locutor 14	0.98227 ± 0.0086634	4.6055 ± 0.59826	251.5343 ± 7.0747	179.2305 ± 4.4321	204.2881 ± 13.9388	0.020689 ± 0.010944
Locutor 15	0.97134 ± 0.010727	6.6207 ± 2.1488	269.8425 ± 31.4312	182.7912 ± 6.3859	232.2022 ± 8.6232	0.035831 ± 0.015024
Locutor 16	0.97417 ± 0.0029023	5.2195 ± 0.76149	308.9835 ± 45.2956	175.897 ± 14.697	218.9789 ± 10.1926	0.031487 ± 0.0053407
Locutor 17	0.95405 ± 0.026671	5.8983 ± 1.8694	232.7753 ± 11.6848	149.5578 ± 12.0526	179.99 ± 5.1941	0.058931 ± 0.033258

Locutor 18	0.95862 ± 0.02372	7.0013 ± 2.2334	269.4905 ± 11.6249	162.9682 ± 9.6988	207.9398 ± 21.3675	0.050371 ± 0.029964
Locutor 19	0.97339 ± 0.01016	4.8693 ± 1.0132	243.5865 ± 14.3879	163.0338 ± 6.4042	211.8233 ± 6.5844	0.032818 ± 0.014352
Locutor 20	0.90851 ± 0.084358	10.044 ± 5.8024	261.2367 ± 24.8131	153.257 ± 3.1982	206.8778 ± 10.1136	0.12317 ± 0.12137
Locutor 21	0.98115 ± 0.007284	5.3018 ± 0.66617	229.6755 ± 9.3837	146.7763 ± 10.9897	179.8882 ± 22.9677	0.021585 ± 0.0099042
Locutor 22	0.96421 ± 0.015082	4.9595 ± 0.96407	247.6645 ± 13.9302	169.227 ± 1.6011	202.3713 ± 4.7508	0.04707 ± 0.026483
<b>Locutor</b>	<b>Jitt</b>	<b>Shimm</b>	<b>Média Energia</b>	<b>Moda Energia</b>	<b>NHR</b>	<b>HNR</b>
Locutor 23	0.96125 ± 0.0053401	8.4795 ± 1.8438	255.266 ± 12.7438	161.0645 ± 7.4106	201.5601 ± 3.4882	0.045857 ± 0.0084787
Locutor 24	0.97555 ± 0.0069657	5.052 ± 0.81817	214.9798 ± 10.563	137.203 ± 5.3107	166.6431 ± 12.4632	0.02762 ± 0.0081577
Locutor 25	0.97479 ± 0.0059166	6.6907 ± 4.7648	248.5102 ± 3.7318	174.833 ± 3.5028	204.0157 ± 3.3217	0.032091 ± 0.0083639
Locutor 26	0.94862 ± 0.029974	6.7737 ± 2.791	266.0675 ± 23.1065	150.2343 ± 9.9551	203.4507 ± 9.6324	0.068384 ± 0.040051
Locutor 27	0.9829 ± 0.0056449	4.5605 ± 1.2372	247.2362 ± 13.2809	140.8733 ± 6.8761	210.4299 ± 8.8269	0.020693 ± 0.0090395
Locutor 28	0.95846 ± 0.013328	7.0895 ± 1.6619	226.257 ± 6.1238	162.6042 ± 9.7806	206.795 ± 7.2894	0.051292 ± 0.015597
Locutor 29	0.9823 ± 0.0030792	4.3163 ± 1.2824	247.9672 ± 6.147	158.7987 ± 10.9845	189.2396 ± 24.9776	0.023877 ± 0.0075102
Locutor 30	0.9815 ± 0.0054433	5.6523 ± 1.7209	231.7308 ± 14.9598	170.804 ± 6.7437	199.3587 ± 8.3698	0.021064 ± 0.0066603

Fonte: Autoria própria.

## Vogal – Intensidade Fraca

### Dados Referente a Frequência Fundamental

**Tabela 18** - Valores Médios ± Desvio Padrão da  $F_0$  de cada Locutor na tarefa de fala da vogal /ε/ na intensidade fraca.

Locutor	Média $F_0$	Moda $F_0$	Min $F_0$	Max $F_0$	Desvio Padrão $F_0$
Locutor 1	73.7263 ± 2.8341	73.3972 ± 3.0776	254.7958 ± 17.7081	0.5565 ± 0.071784	1.874 ± 0.42304
Locutor 2	71.06 ± 4.3602	70.7868 ± 4.3308	219.408 ± 7.7267	0.65425 ± 0.17149	1.4188 ± 0.40358
Locutor 3	63.1013 ± 3.6561	62.5789 ± 3.867	211.5585 ± 6.1437	1.3607 ± 0.40304	1.5242 ± 0.31819

Locutor 4	69.2432 ± 0.92956	68.7664 ± 1.1044	222.9315 ± 21.9057	0.69675 ± 0.041379	1.6432 ± 0.19885
Locutor 5	75.7688 ± 3.4323	75.3014 ± 3.451	201.916 ± 9.2774	0.74375 ± 0.3254	2.6237 ± 0.77095
Locutor 6	74.4652 ± 9.341	74.1311 ± 9.43	210.719 ± 4.0512	0.6955 ± 0.061457	1.7845 ± 0.31377
Locutor 7	65.7086 ± 7.0299	65.3904 ± 7.1932	195.3692 ± 7.4987	1.1395 ± 0.79288	1.5242 ± 0.27952
Locutor 8	62.0463 ± 3.5737	61.5201 ± 3.6403	229.0605 ± 14.8653	1.5148 ± 0.32425	3.0427 ± 0.59529
<b>Locutor</b>	<b>Média <math>F_0</math></b>	<b>Moda <math>F_0</math></b>	<b>Min <math>F_0</math></b>	<b>Max <math>F_0</math></b>	<b>Desvio Padrão <math>F_0</math></b>
Locutor 9	70.9107 ± 3.2674	70.4342 ± 3.5322	165.5765 ± 5.7035	0.6495 ± 0.13052	1.6325 ± 0.57525
Locutor 10	63.8361 ± 3.298	63.2141 ± 3.6655	273.481 ± 29.7001	1.358 ± 0.56798	2.8635 ± 0.73725
Locutor 11	69.4439 ± 10.2825	68.9841 ± 10.2869	225.2453 ± 4.8291	1.308 ± 0.60544	1.6478 ± 0.33915
Locutor 12	74.789 ± 4.5682	74.5976 ± 4.5528	264.3565 ± 9.3942	0.62225 ± 0.17393	1.5553 ± 0.16379
Locutor 13	69.0875 ± 2.1638	68.7583 ± 2.2838	201.228 ± 5.1075	0.74125 ± 0.17999	1.366 ± 0.1235
Locutor 14	72.9707 ± 2.6586	72.5593 ± 2.6929	223.4168 ± 8.1246	0.6065 ± 0.13896	1.6988 ± 0.3238
Locutor 15	66.1386 ± 3.9757	65.7287 ± 4.0418	224.1973 ± 8.1233	0.9325 ± 0.36169	1.4432 ± 0.16302
Locutor 16	67.4383 ± 2.1446	66.9039 ± 2.0382	199.0158 ± 9.1636	1.0305 ± 0.52258	2.5147 ± 1.6693
Locutor 17	66.2768 ± 4.4465	65.9291 ± 4.7716	182.4787 ± 12.4096	0.99825 ± 0.53362	1.3445 ± 0.31208
Locutor 18	63.3926 ± 3.8581	62.8321 ± 3.8893	215.8935 ± 32.4577	0.912 ± 0.21786	1.6567 ± 0.30943
Locutor 19	67.7798 ± 4.278	67.2524 ± 4.5676	204.912 ± 7.9577	1.122 ± 0.21549	1.7152 ± 0.33017
Locutor 20	61.1499 ± 9.3219	60.4286 ± 9.6209	184.0425 ± 16.0416	2.4315 ± 0.99467	3.0358 ± 1.1356
Locutor 21	68.3282 ± 4.1793	67.9379 ± 4.4349	211.4462 ± 16.3407	0.902 ± 0.36206	1.809 ± 0.39059
Locutor 22	65.9555 ± 5.5698	65.5319 ± 5.723	198.898 ± 15.4382	1.0297 ± 0.53965	1.7522 ± 0.13084
Locutor 23	65.4374 ± 0.6377	65.1093 ± 0.6403	206.2585 ± 4.0637	0.96825 ± 0.037915	1.4825 ± 0.089303
Locutor 24	70.2213 ± 1.8593	70.0411 ± 1.8813	180.4808 ± 9.3206	0.64175 ± 0.13146	1.6018 ± 0.38044
Locutor 25	72.6572 ± 7.6343	72.1079 ± 7.5567	186.7807 ± 8.1427	0.92825 ± 0.49624	2.6305 ± 1.2547
Locutor 26	65.6107 ± 4.248	64.9439 ± 4.4586	204.308 ± 2.4228	1.252 ± 0.48591	2.0023 ± 0.3006
Locutor 27	72.2763 ± 2.4701	72.026 ± 2.4797	181.8798 ± 6.8572	0.57075 ± 0.17653	1.3857 ± 0.1732

Locutor 28	65.4389 ± 2.3668	64.9704 ± 2.4222	204.5673 ± 5.98	0.99825 ± 0.24706	1.3607 ± 0.18054
Locutor 29	72.8515 ± 1.5065	72.5361 ± 1.5573	193.4932 ± 4.0281	0.5575 ± 0.085035	1.4463 ± 0.27811
Locutor 30	70.7762 ± 3.3834	70.4706 ± 3.3715	228.1498 ± 8.5548	0.90625 ± 0.29627	1.634 ± 0.24799

Fonte: Autoria própria.

### Dados Referente a *Jitt*, *Shimm*, Energia, NHR e HNR

**Tabela 19** - Valores Médios ± Desvio Padrão do *Jitt*, *Shimm*, Energia, NHR e HNR de cada Locutor na tarefa de fala da vogal /ε/ na intensidade fraca.

Locutor	<i>Jitt</i>	<i>Shimm</i>	Média Energia	Moda Energia	NHR	HNR
Locutor 1	0.99647 ± 0.0004866	2.268 ± 0.38721	261.383 ± 18.9223	250.5745 ± 18.733	252.0579 ± 17.8452	0.0035683 ± 0.00048366
Locutor 2	0.99249 ± 0.0044259	3.2155 ± 1.4591	225.5412 ± 7.6875	216.315 ± 8.3641	218.1737 ± 8.2578	0.0076348 ± 0.0045182
Locutor 3	0.97195 ± 0.018829	7.267 ± 2.8424	217.5138 ± 6.9804	207.333 ± 6.8029	210.4753 ± 5.8811	0.029406 ± 0.020266
Locutor 4	0.99244 ± 0.0013533	3.481 ± 0.13342	229.0843 ± 21.6361	218.6585 ± 21.0314	222.1668 ± 20.902	0.007679 ± 0.0013898
Locutor 5	0.99476 ± 0.0029947	2.1348 ± 0.79797	210.09 ± 11.0634	195.4938 ± 7.3358	197.6765 ± 8.9386	0.0053987 ± 0.0031449
Locutor 6	0.99391 ± 0.0018341	3.3855 ± 0.55746	217.6148 ± 5.2713	206.471 ± 4.1486	208.5929 ± 4.2656	0.0061673 ± 0.0018696
Locutor 7	0.97643 ± 0.022457	6.6505 ± 3.8259	202.0585 ± 8.1818	190.8168 ± 6.8548	192.3215 ± 6.2848	0.025167 ± 0.024475
Locutor 8	0.97347 ± 0.0079404	7.836 ± 1.3629	238.8692 ± 14.4576	221.6095 ± 13.4901	223.2153 ± 12.8786	0.027677 ± 0.0085701
Locutor 9	0.99261 ± 0.0028821	2.9625 ± 1.208	171.1977 ± 6.3595	161.3705 ± 5.406	164.8354 ± 6.8912	0.0074938 ± 0.0029445
Locutor 10	0.97631 ± 0.021607	7.7203 ± 3.9387	285.6728 ± 32.4347	266.2418 ± 27.807	270.9577 ± 28.5139	0.024918 ± 0.023555
Locutor 11	0.97829 ± 0.020126	6.6518 ± 4.1745	232.2713 ± 4.5216	221.5485 ± 4.8671	223.5174 ± 4.9519	0.022723 ± 0.021674
Locutor 12	0.99589 ± 0.0021715	2.7493 ± 1.115	272.5542 ± 9.3244	261.5208 ± 9.2041	263.0766 ± 9.3182	0.0041685 ± 0.0022173
Locutor 13	0.99117 ± 0.0031868	3.5873 ± 0.82349	207.394 ± 5.3979	197.5118 ± 5.9621	199.5817 ± 7.2361	0.0089735 ± 0.003262
Locutor 14	0.99546 ± 0.0015777	2.756 ± 0.78688	230.7608 ± 8.5445	220.1477 ± 8.0106	221.3428 ± 7.0895	0.0045865 ± 0.0015934
Locutor 15	0.98514 ± 0.0082751	5.1723 ± 1.9366	230.7138 ± 7.8802	220.812 ± 8.2718	222.7264 ± 8.5678	0.015288 ± 0.0085851
Locutor 16	0.98758 ± 0.0060208	4.5447 ± 1.3244	207.1273 ± 10.9103	193.7293 ± 8.0196	199.1967 ± 10.6253	0.01314 ± 0.0069382
Locutor 17	0.98286 ± 0.01634	5.2748 ± 3.1107	187.7095 ± 12.6789	178.5865 ± 13.1072	180.502 ± 13.9738	0.017789 ± 0.017351

Locutor 18	0.97767 ± 0.013446	6.7945 ± 2.39	222.4975 ± 32.9305	212.22 ± 32.2864	214.7813 ± 32.5653	0.023389 ± 0.014604
Locutor 19	0.9857 ± 0.0042172	4.9678 ± 1.775	212.6618 ± 8.8224	200.8025 ± 7.3902	204.1681 ± 9.3189	0.015276 ± 0.0040146
Locutor 20	0.8931 ± 0.094322	12.145 ± 7.6508	193.5048 ± 16.8344	173.8955 ± 13.5912	184.8944 ± 15.8738	0.13619 ± 0.12737
Locutor 21	0.98524 ± 0.015731	4.8795 ± 2.5463	218.0242 ± 16.5641	206.789 ± 15.699	209.178 ± 15.7367	0.015442 ± 0.016878
Locutor 22	0.98276 ± 0.016708	5.1907 ± 2.9414	205.8505 ± 15.9306	193.8612 ± 15.8322	196.5395 ± 13.278	0.017962 ± 0.017863
<b>Locutor</b>	<b><i>Jitt</i></b>	<b><i>Shimm</i></b>	<b>Média Energia</b>	<b>Moda Energia</b>	<b>NHR</b>	<b>HNR</b>
Locutor 23	0.98598 ± 0.0024055	5.1278 ± 0.50277	213.3345 ± 4.068	202.9055 ± 4.0723	204.2025 ± 3.4268	0.014343 ± 0.0025367
Locutor 24	0.99119 ± 0.0035575	3.2853 ± 1.0007	186.3047 ± 8.7972	176.505 ± 8.0687	178.2113 ± 6.7895	0.009001 ± 0.0037275
Locutor 25	0.9844 ± 0.0096927	4.1452 ± 1.1245	197.4095 ± 14.0435	180.4247 ± 7.262	184.9949 ± 7.9738	0.017596 ± 0.012943
Locutor 26	0.97674 ± 0.023135	6.8578 ± 3.9987	211.1923 ± 1.9072	198.8562 ± 3.0923	200.6282 ± 4.1593	0.024711 ± 0.02547
Locutor 27	0.99492 ± 0.0017943	2.5587 ± 0.85822	187.9805 ± 7.7297	178.7275 ± 6.5635	181.4997 ± 6.5959	0.005133 ± 0.001824
Locutor 28	0.98519 ± 0.0030749	5.2962 ± 0.92469	211.8103 ± 6.5151	201.4838 ± 6.5741	204.3292 ± 5.4316	0.015268 ± 0.0032102
Locutor 29	0.9951 ± 0.0012937	2.761 ± 0.63917	200.606 ± 4.3937	190.6145 ± 3.4926	193.671 ± 2.5505	0.0049537 ± 0.0013195
Locutor 30	0.99183 ± 0.0046527	3.9722 ± 1.7595	235.6118 ± 9.3624	224.156 ± 7.7168	226.453 ± 7.9985	0.0083105 ± 0.0047715

Fonte: Autoria própria.

## Vogal – Intensidade Confortável

### Dados Referente a Frequência Fundamental

**Tabela 20** - Valores Médios ± Desvio Padrão da  $F_0$  de cada Locutor na tarefa de fala da vogal /ε/ na intensidade moderada.

<b>Locutor</b>	<b>Média <math>F_0</math></b>	<b>Moda <math>F_0</math></b>	<b>Min <math>F_0</math></b>	<b>Max <math>F_0</math></b>	<b>Desvio Padrão <math>F_0</math></b>
Locutor 1	75.9041 ± 2.6832	75.5948 ± 2.8294	253.2732 ± 22.3189	0.5395 ± 0.059135	1.5532 ± 0.23309
Locutor 2	72.2506 ± 4.3396	72.0458 ± 4.4191	212.2475 ± 6.7859	0.54925 ± 0.12878	1.5468 ± 0.2897

Locutor 3	63.9978 ± 4.2019	63.4751 ± 4.5069	214.4415 ± 6.7313	1.9808 ± 1.6823	1.7257 ± 0.22108
Locutor 4	69.7419 ± 2.1575	69.4072 ± 2.262	220.4468 ± 12.3866	0.6855 ± 0.14396	1.6865 ± 0.2874
Locutor 5	77.8182 ± 4.1205	77.3742 ± 4.333	205.1703 ± 9.9654	0.54175 ± 0.089044	2.2548 ± 0.36144
Locutor 6	74.4212 ± 2.5626	74.1324 ± 2.5591	203.9243 ± 7.5321	0.441 ± 0.064379	1.5608 ± 0.16236
Locutor 7	67.2359 ± 7.2065	66.7137 ± 7.4289	203.0025 ± 12.8496	0.97475 ± 0.70296	1.6818 ± 0.5912
<b>Locutor</b>	<b>Média <math>F_0</math></b>	<b>Moda <math>F_0</math></b>	<b>Min <math>F_0</math></b>	<b>Max <math>F_0</math></b>	<b>Desvio Padrão <math>F_0</math></b>
Locutor 8	65.7141 ± 4.5637	65.3085 ± 4.6959	237.7053 ± 14.5578	0.932 ± 0.44142	1.9203 ± 0.83302
Locutor 9	71.2831 ± 7.0622	70.7971 ± 7.1774	166.2852 ± 8.08	0.744 ± 0.18246	1.8275 ± 0.30168
Locutor 10	70.3475 ± 9.3207	69.9424 ± 9.3145	282.574 ± 31.2795	1.0682 ± 0.36534	1.9143 ± 0.39032
Locutor 11	67.1969 ± 5.8247	66.8787 ± 6.0774	233.9628 ± 6.2921	1.01 ± 0.67956	1.6575 ± 0.091201
Locutor 12	75.7462 ± 5.1451	75.3347 ± 5.0814	279.0725 ± 11.1086	0.59375 ± 0.26558	1.8433 ± 0.30591
Locutor 13	70.6812 ± 2.8143	70.3341 ± 2.9616	200.9215 ± 5.4288	0.6705 ± 0.13904	1.34 ± 0.16291
Locutor 14	74.462 ± 4.3661	73.755 ± 4.5401	233.6745 ± 12.0165	0.52825 ± 0.17525	1.8438 ± 0.45867
Locutor 15	68.508 ± 4.0061	68.1157 ± 4.0231	231.1715 ± 4.1435	0.676 ± 0.18827	1.3955 ± 0.19916
Locutor 16	71.2518 ± 0.97505	70.9299 ± 0.91947	210.207 ± 9.2824	0.49675 ± 0.017614	1.5362 ± 0.25685
Locutor 17	69.7244 ± 4.4418	69.4236 ± 4.5465	183.658 ± 13.5387	0.594 ± 0.12	1.371 ± 0.4387
Locutor 18	67.3258 ± 4.4775	66.8631 ± 4.5122	206.711 ± 33.3716	0.612 ± 0.20141	1.6498 ± 0.61369
Locutor 19	72.5544 ± 3.024	72.134 ± 2.9833	205.92 ± 5.9414	0.58775 ± 0.10548	1.675 ± 0.3779
Locutor 20	64.0156 ± 8.5966	63.4945 ± 8.6813	184.844 ± 11.2651	1.2965 ± 0.547	2.691 ± 0.87631
Locutor 21	72.151 ± 4.5129	71.8051 ± 4.4781	220.4715 ± 10.7929	0.67225 ± 0.27716	1.6108 ± 0.18369
Locutor 22	69.3596 ± 6.1794	69.0114 ± 6.2283	210.9398 ± 13.2465	0.8675 ± 0.47782	1.5068 ± 0.24135
Locutor 23	65.7928 ± 1.3978	65.3592 ± 1.4945	214.8 ± 3.0888	0.88975 ± 0.0433	1.4528 ± 0.057297
Locutor 24	69.4709 ± 2.3298	69.0244 ± 2.3783	185.5548 ± 6.0602	0.5925 ± 0.22686	1.5215 ± 0.13832
Locutor 25	72.798 ± 3.2098	72.2859 ± 3.3946	188.259 ± 7.1748	0.494 ± 0.18704	1.499 ± 0.41499
Locutor 26	63.8609 ± 4.255	63.4364 ± 4.2197	206.1003 ± 15.8095	1.0365 ± 0.32511	1.8798 ± 0.37379

Locutor 27	75.045 ± 2.1768	74.6841 ± 2.2203	187.9608 ± 6.7706	0.4645 ± 0.14023	1.4283 ± 0.37431
Locutor 28	71.144 ± 9.6767	70.7013 ± 9.5361	214.8812 ± 8.2579	0.6595 ± 0.10599	1.8638 ± 0.38115
Locutor 29	74.3781 ± 2.8087	74.1154 ± 2.9099	196.9527 ± 8.0099	0.49275 ± 0.14315	1.3438 ± 0.098008
Locutor 30	71.7249 ± 4.3743	71.36 ± 4.4909	216.5935 ± 10.1766	0.59825 ± 0.18121	1.4452 ± 0.11892

Fonte: Autoria própria.

### Dados Referente a *Jitt*, *Shimm*, Energia, NHR e HNR

**Tabela 21** - Valores Médios ± Desvio Padrão do *Jitt*, *Shimm*, Energia, NHR e HNR de cada Locutor na tarefa de fala da vogal /ε/ na intensidade moderada.

Locutor	<i>Jitt</i>	<i>Shimm</i>	Média Energia	Moda Energia	NHR	HNR
Locutor 1	0.99668 ± 0.00071148	2.051 ± 0.37914	259.152 ± 22.4481	249.0255 ± 23.323	250.3483 ± 21.8731	0.0033588 ± 0.00072312
Locutor 2	0.99441 ± 0.0021581	2.7043 ± 0.96818	219.1795 ± 6.01	208.213 ± 8.137	209.6655 ± 8.7182	0.005676 ± 0.0021913
Locutor 3	0.97035 ± 0.014766	6.1245 ± 2.2688	220.6835 ± 7.2439	210.2908 ± 6.7747	213.2461 ± 7.2432	0.030998 ± 0.015593
Locutor 4	0.98989 ± 0.0020588	3.7262 ± 0.87375	227.3922 ± 13.1373	216.1772 ± 12.0567	217.913 ± 11.9263	0.01039 ± 0.0021488
Locutor 5	0.99604 ± 0.003055	1.549 ± 0.92194	213.2817 ± 10.6658	199.8685 ± 8.4741	202.7695 ± 8.0373	0.0040595 ± 0.0031941
Locutor 6	0.99589 ± 0.0010763	2.1317 ± 0.5809	210.8605 ± 8.1726	200.424 ± 7.9846	202.0044 ± 7.1656	0.0041715 ± 0.0010821
Locutor 7	0.97698 ± 0.024077	6.0335 ± 4.0422	210.0425 ± 14.4932	199.386 ± 12.242	199.9811 ± 12.1301	0.024382 ± 0.025941
Locutor 8	0.98132 ± 0.017355	6.691 ± 4.9053	245.345 ± 16.2299	232.6155 ± 11.8986	233.5066 ± 10.9544	0.019433 ± 0.018479
Locutor 9	0.98963 ± 0.0041408	3.1988 ± 1.1931	172.7403 ± 9.47	160.9478 ± 6.9147	165.9251 ± 8.4684	0.010594 ± 0.0042482
Locutor 10	0.98617 ± 0.0066772	6.1275 ± 2.953	291.0277 ± 32.0424	277.872 ± 29.973	280.414 ± 29.372	0.01413 ± 0.0068923
Locutor 11	0.98194 ± 0.020475	6.255 ± 5.4637	241.5705 ± 6.0275	229.9495 ± 6.4819	232.2294 ± 5.1517	0.018883 ± 0.021832
Locutor 12	0.99609 ± 0.0029351	2.5137 ± 1.5041	288.024 ± 11.7354	275.108 ± 10.865	276.6698 ± 10.6554	0.0039845 ± 0.0030159
Locutor 13	0.99187 ± 0.0029942	3.3038 ± 0.98785	206.6618 ± 5.7218	197.0032 ± 4.6929	199.3975 ± 6.043	0.0084867 ± 0.0031648
Locutor 14	0.99644 ± 0.0018001	2.1628 ± 1.1647	241.3245 ± 12.4977	229.5027 ± 10.6483	230.1022 ± 9.8358	0.003604 ± 0.0018196
Locutor 15	0.98958 ± 0.0060811	4.3825 ± 1.6145	237.971 ± 4.4558	227.9372 ± 3.4485	228.8743 ± 3.9227	0.010672 ± 0.0062803
Locutor 16	0.99389 ± 0.0008744	3.3543 ± 0.4409	216.0108 ± 9.6713	206.4353 ± 9.2248	209.6096 ± 9.4369	0.0062248 ± 0.00090171
Locutor 17	0.9911 ± 0.005095	3.1695 ± 1.3891	189.683 ± 13.6568	181.0985 ± 13.3369	182.5594 ± 13.7147	0.0090837 ± 0.0052579

Locutor 18	0.98496 ± 0.012534	5.1468 ± 3.2331	213.0705 ± 34.3889	202.8207 ± 31.5691	205.1177 ± 31.7365	0.01568 ± 0.013188
Locutor 19	0.99495 ± 0.0016889	2.487 ± 0.93867	212.9967 ± 5.825	202.6548 ± 6.6671	204.0598 ± 5.6601	0.005108 ± 0.0017099
Locutor 20	0.94207 ± 0.072889	8.1563 ± 5.6032	193.4013 ± 12.8856	178.1408 ± 7.9475	186.6338 ± 12.4098	0.069991 ± 0.094606
Locutor 21	0.99199 ± 0.0071339	3.794 ± 2.7607	226.8558 ± 11.731	216.6735 ± 10.7221	216.8912 ± 10.968	0.0082002 ± 0.0073743
Locutor 22	0.98292 ± 0.022172	4.2168 ± 3.599	217.539 ± 13.9398	207.65 ± 12.7951	209.5517 ± 13.108	0.01792 ± 0.023635
<b>Locutor</b>	<b>Jitt</b>	<b>Shimm</b>	<b>Média Energia</b>	<b>Moda Energia</b>	<b>NHR</b>	<b>HNR</b>
Locutor 23	0.9854 ± 0.0033225	5.0888 ± 0.54229	221.913 ± 3.3013	211.4158 ± 2.5198	212.6904 ± 2.9938	0.015041 ± 0.00349
Locutor 24	0.99093 ± 0.0034922	2.9623 ± 0.97032	191.7575 ± 6.1273	181.9848 ± 5.9745	182.6668 ± 5.5205	0.009267 ± 0.0035739
Locutor 25	0.99253 ± 0.003583	2.6745 ± 0.97615	193.917 ± 6.9115	184.8093 ± 8.061	187.7621 ± 6.5737	0.0076265 ± 0.0036558
Locutor 26	0.98081 ± 0.013351	6.5038 ± 2.8137	213.2368 ± 16.9045	201.4193 ± 15.6666	202.9397 ± 15.9983	0.020148 ± 0.014501
Locutor 27	0.99597 ± 0.0004984	1.9078 ± 0.35913	193.2742 ± 7.251	184.4765 ± 6.2995	186.3396 ± 6.1067	0.0040872 ± 0.00050877
Locutor 28	0.98827 ± 0.0071954	3.756 ± 1.4985	222.7968 ± 9.1239	210.5875 ± 7.6273	212.459 ± 8.5841	0.012029 ± 0.007482
Locutor 29	0.99503 ± 0.0020157	2.3385 ± 1.0284	202.9332 ± 7.8426	193.7538 ± 7.8584	195.2599 ± 8.42	0.005058 ± 0.0020649
Locutor 30	0.99347 ± 0.0028512	2.6185 ± 1.396	223.436 ± 10.7506	213.4968 ± 9.885	215.0568 ± 8.7996	0.006658 ± 0.0028773

Fonte: Autoria própria.

## Vogal – Intensidade Forte

### Dados Referente a Frequência Fundamental

**Tabela 22** - Valores Médios ± Desvio Padrão da  $F_0$  de cada Locutor na tarefa de fala da vogal /ε/ na intensidade moderada.

Locutor	Média $F_0$	Moda $F_0$	Min $F_0$	Max $F_0$	Desvio Padrão $F_0$
Locutor 1	82.1026 ± 2.9989	81.761 ± 3.0015	259.9943 ± 20.6434	0.39325 ± 0.036354	1.5188 ± 0.19636
Locutor 2	74.1448 ± 3.7931	73.9718 ± 3.7704	225.322 ± 6.9331	0.47925 ± 0.13494	1.6732 ± 0.17517
Locutor 3	66.7906 ± 5.226	66.4097 ± 5.3623	245.7255 ± 3.3918	0.79775 ± 0.22877	1.836 ± 0.28399

Locutor 4	74.6489 ± 1.6493	74.4163 ± 1.5744	258.752 ± 14.6776	0.44325 ± 0.0531	1.738 ± 0.096888
Locutor 5	79.9196 ± 2.881	79.6061 ± 2.7427	225.1382 ± 3.7501	0.57475 ± 0.18042	2.3295 ± 0.52962
Locutor 6	77.3718 ± 1.9384	76.9515 ± 1.8048	235.276 ± 10.9168	0.41125 ± 0.04108	2.1175 ± 0.50547
Locutor 7	67.3075 ± 7.0644	66.9263 ± 7.1949	198.489 ± 12.7963	0.73725 ± 0.45784	1.6325 ± 0.44706
Locutor 8	66.3752 ± 5.2416	65.8259 ± 5.2724	257.635 ± 15.8924	0.7235 ± 0.24696	2.155 ± 0.71657
<b>Locutor</b>	<b>Média <math>F_0</math></b>	<b>Moda <math>F_0</math></b>	<b>Min <math>F_0</math></b>	<b>Max <math>F_0</math></b>	<b>Desvio Padrão <math>F_0</math></b>
Locutor 9	75.7195 ± 9.115	75.3241 ± 9.2606	193.5205 ± 0.7052	0.5235 ± 0.11549	1.8288 ± 0.17043
Locutor 10	65.5164 ± 3.2936	64.8825 ± 3.3122	330.054 ± 39.238	0.87775 ± 0.14373	2.2003 ± 0.50234
Locutor 11	70.2801 ± 6.1471	69.982 ± 6.3275	251.6415 ± 5.453	0.767 ± 0.56305	1.8402 ± 0.30624
Locutor 12	80.2507 ± 2.8204	79.9785 ± 2.7202	290.7795 ± 8.5063	0.41625 ± 0.058637	1.7933 ± 0.33001
Locutor 13	76.0737 ± 1.9369	75.8284 ± 1.9122	231.0022 ± 12.9884	0.5095 ± 0.08454	1.3967 ± 0.15036
Locutor 14	73.8673 ± 4.445	73.364 ± 4.6075	240.9462 ± 15.5429	0.6115 ± 0.31916	2.0922 ± 0.89231
Locutor 15	71.1902 ± 5.0715	70.7648 ± 4.8883	250.3 ± 10.3746	0.631 ± 0.15122	1.4648 ± 0.24085
Locutor 16	74.7819 ± 0.63813	74.4729 ± 0.67986	232.2022 ± 13.1807	0.42425 ± 0.050474	1.9435 ± 0.52563
Locutor 17	73.5578 ± 3.562	73.2352 ± 3.6983	202.476 ± 11.4258	0.43075 ± 0.021884	1.513 ± 0.50392
Locutor 18	69.9936 ± 5.6157	69.6513 ± 5.7495	214.4955 ± 26.2655	0.47125 ± 0.17782	1.4957 ± 0.30456
Locutor 19	74.5293 ± 4.8539	74.2494 ± 4.855	238.237 ± 11.085	0.47525 ± 0.095304	1.8653 ± 0.30938
Locutor 20	63.8748 ± 8.8329	63.3571 ± 8.9656	206.975 ± 9.324	1.2395 ± 0.54557	2.3275 ± 0.37414
Locutor 21	71.8803 ± 5.9331	71.4843 ± 6.1465	224.4303 ± 5.1696	0.62375 ± 0.28361	1.776 ± 0.45488
Locutor 22	70.9842 ± 6.4516	70.696 ± 6.5984	230.1078 ± 8.9778	0.8315 ± 0.40327	1.6047 ± 0.15557
Locutor 23	65.5672 ± 2.5624	65.149 ± 2.4935	226.9683 ± 5.7125	0.813 ± 0.21372	1.9355 ± 0.066114
Locutor 24	70.4933 ± 2.9843	70.0116 ± 3.1345	195.8215 ± 7.3214	0.6565 ± 0.22351	1.6045 ± 0.3924
Locutor 25	74.7112 ± 2.4767	74.2722 ± 2.626	216.8648 ± 10.0034	0.4735 ± 0.069159	2.1668 ± 0.12685
Locutor 26	64.652 ± 4.3782	64.1082 ± 4.5774	222.3422 ± 7.6263	1.0173 ± 0.38563	2.1638 ± 0.20339
Locutor 27	77.8258 ± 1.1685	77.5737 ± 1.3109	202.4942 ± 8.3122	0.4245 ± 0.042992	1.6255 ± 0.20898

Locutor 28	68.5731 ± 3.5297	68.2292 ± 3.6107	233.702 ± 11.5446	0.583 ± 0.10056	2.1053 ± 0.27116
Locutor 29	76.5651 ± 2.9438	76.2198 ± 2.7901	213.141 ± 2.9649	0.38425 ± 0.049237	1.546 ± 0.35887
Locutor 30	74.0048 ± 4.3912	73.7952 ± 4.4242	225.62 ± 12.061	0.49425 ± 0.10179	1.6952 ± 0.2415

Fonte: Autoria própria.

### Dados Referente a *Jitt*, *Shimm*, Energia, NHR e HNR

**Tabela 23** - Valores Médios ± Desvio Padrão do *Jitt*, *Shimm*, Energia, NHR e HNR de cada Locutor na tarefa de fala da vogal /ε/ na intensidade forte.

Locutor	<i>Jitt</i>	<i>Shimm</i>	Média Energia	Moda Energia	NHR	HNR
Locutor 1	0.997 ± 0.0005430	1.476 ± 0.27056	265.1335 ± 20.7725	256.1405 ± 19.8584	257.1882 ± 19.4341	0.003068 ± 0.00058127
Locutor 2	0.99516 ± 0.0014265	2.3395 ± 0.85533	232.9178 ± 7.5023	220.9348 ± 6.4914	222.701 ± 7.8179	0.0049525 ± 0.0014793
Locutor 3	0.98477 ± 0.0094526	4.8572 ± 2.1462	252.3825 ± 3.2137	241.4875 ± 2.7346	244.9187 ± 4.5559	0.015678 ± 0.0097925
Locutor 4	0.99449 ± 0.00126	3.1445 ± 0.58057	266.542 ± 14.2963	255.0215 ± 14.3475	256.5226 ± 14.0158	0.005731 ± 0.0014399
Locutor 5	0.99545 ± 0.0026969	1.4172 ± 0.52305	233.8218 ± 4.2639	218.8363 ± 3.0628	221.6934 ± 1.8735	0.004791 ± 0.0030256
Locutor 6	0.99622 ± 0.0011807	1.9423 ± 0.26635	242.8178 ± 10.5395	230.6673 ± 10.4976	232.2559 ± 11.4981	0.0038898 ± 0.0012856
Locutor 7	0.97472 ± 0.032158	5.3237 ± 3.8952	206.7228 ± 12.6721	195.101 ± 12.565	196.4712 ± 12.3168	0.027632 ± 0.035374
Locutor 8	0.98745 ± 0.0099764	5.1017 ± 2.9491	266.589 ± 15.5445	253.4395 ± 17.5998	255.0391 ± 17.6847	0.012912 ± 0.010382
Locutor 9	0.99286 ± 0.002587	2.5682 ± 1.1981	200.104 ± 0.45126	189.4312 ± 0.41125	192.6945 ± 0.81005	0.0072955 ± 0.0026131
Locutor 10	0.98794 ± 0.0067829	6.18 ± 1.7697	340.1337 ± 41.658	325.2893 ± 37.9191	325.9464 ± 37.7804	0.012378 ± 0.0070834
Locutor 11	0.98523 ± 0.019417	4.8298 ± 3.4801	261.1053 ± 4.8883	247.009 ± 6.2358	248.069 ± 4.7391	0.015453 ± 0.02052
Locutor 12	0.99772 ± 0.0005163	1.5865 ± 0.50481	299.887 ± 8.3998	287.025 ± 8.3726	288.1506 ± 8.0006	0.0023197 ± 0.00052711
Locutor 13	0.99572 ± 0.00076676	2.0147 ± 0.2548	237.771 ± 13.0835	228.089 ± 13.0818	229.734 ± 12.3452	0.0043745 ± 0.00079086
Locutor 14	0.99436 ± 0.004612	2.6903 ± 2.143	249.543 ± 18.6846	236.687 ± 14.0672	237.5674 ± 14.2691	0.0057497 ± 0.004702
Locutor 15	0.99305 ± 0.0032949	3.6695 ± 1.3415	256.989 ± 9.6566	246.9555 ± 10.1836	247.4406 ± 10.2201	0.007096 ± 0.0033482
Locutor 16	0.99537 ± 0.00086395	2.74 ± 0.41198	239.5263 ± 12.3482	227.9985 ± 12.1755	230.9864 ± 11.4651	0.0047505 ± 0.00093424
Locutor 17	0.99484 ± 0.0014101	2.1262 ± 0.55348	208.5682 ± 11.7021	198.8113 ± 10.5427	199.4664 ± 10.2812	0.0052825 ± 0.0014498

Locutor 18	0.98934 ± 0.0056734	3.5147 ± 1.5856	220.746 ± 27.2407	211.343 ± 26.2893	213.5188 ± 26.7559	0.011072 ± 0.0058949
Locutor 19	0.99572 ± 0.0010205	2.4337 ± 0.73997	247.4533 ± 11.8849	234.69 ± 11.5357	237.4865 ± 10.6268	0.0043657 ± 0.0010212
Locutor 20	0.96085 ± 0.04674	8.5578 ± 6.929	215.6875 ± 9.7158	201.6907 ± 8.9952	206.6219 ± 7.9895	0.043182 ± 0.053783
Locutor 21	0.99131 ± 0.0089891	3.935 ± 2.9934	230.9955 ± 4.73	220.736 ± 4.9703	221.7204 ± 5.3603	0.0089788 ± 0.0094224
<b>Locutor</b>	<b><i>Jitt</i></b>	<b><i>Shimm</i></b>	<b>Média Energia</b>	<b>Moda Energia</b>	<b>NHR</b>	<b>HNR</b>
Locutor 22	0.98702 ± 0.015955	3.66 ± 2.9121	237.6978 ± 9.0305	226.062 ± 9.2331	226.3132 ± 9.667	0.013499 ± 0.016745
Locutor 23	0.98751 ± 0.0048124	4.6275 ± 1.556	234.644 ± 5.9483	222.7147 ± 5.7793	223.7201 ± 6.1943	0.012753 ± 0.0049369
Locutor 24	0.99034 ± 0.0032073	3.0747 ± 1.048	202.092 ± 7.401	192.362 ± 7.5931	195.2947 ± 5.9903	0.0098905 ± 0.0032516
Locutor 25	0.99272 ± 0.0013315	2.5602 ± 0.46529	225.176 ± 10.7969	211.9422 ± 11.0218	213.8286 ± 11.6045	0.0075785 ± 0.0013662
Locutor 26	0.97577 ± 0.022539	6.748 ± 3.2719	230.5147 ± 8.1078	217.008 ± 6.6479	218.3045 ± 5.9295	0.025647 ± 0.024627
Locutor 27	0.99651 ± 0.00089997	1.515 ± 0.35701	208.6067 ± 9.2848	198.432 ± 8.6142	199.9444 ± 9.0276	0.0035498 ± 0.00093218
Locutor 28	0.99076 ± 0.0044018	3.565 ± 1.0326	241.7132 ± 11.5724	228.5798 ± 11.6332	229.894 ± 12.2722	0.0094795 ± 0.0045395
Locutor 29	0.99567 ± 0.0018392	1.7015 ± 0.73088	220.338 ± 3.9763	209.982 ± 2.3374	211.5082 ± 2.2879	0.0044395 ± 0.0018919
Locutor 30	0.99459 ± 0.0018763	2.1723 ± 0.90774	232.7838 ± 12.2496	221.631 ± 13.0538	222.8301 ± 12.9769	0.0055337 ± 0.0019055

Fonte: Aatoria propria.