

Andressa Beckert Otto

**MEDIÇÃO DA FORMA DE ONDA DA FONTE SONORA DE
SUJEITOS LARINGECTOMIZADOS TOTAIS**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Andrey Ricardo da Silva, PhD.

Coorientadora: Profa. Ana Carolina de Assis Moura Ghirardi, Dra.

Florianópolis
2018

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Otto, Andressa Beckert

Medição da forma de onda da fonte sonora de
sujeitos laringectomizados totais / Andressa
Beckert Otto ; orientador, Andrey Ricardo da Silva,
coorientadora, Ana Carolina de Assis Moura
Ghirardi, 2018.

123 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de
Santa Catarina, Centro Tecnológico, Programa de Pós
Graduação em Engenharia Mecânica, Florianópolis, 2018.

Inclui referências.

1. Engenharia Mecânica. 2. Forma de onda da fonte
sonora. 3. Voz traqueoesofágica. 4. Matriz de
transferência. 5. Layer-peeling. I. da Silva,
Andrey Ricardo. II. Ghirardi, Ana Carolina de Assis
Moura. III. Universidade Federal de Santa Catarina.
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. IV.
Titulo.

Andressa Beckert Otto

**MEDIÇÃO DA FORMA DE ONDA DA FONTE SONORA DE
SUJEITOS LARINGECTOMIZADOS TOTAIS**

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de “Mestre em Engenharia Mecânica”, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

Florianópolis, 19 de outubro de 2018.

Prof. Jonny Carlos da Silva, PhD – Coordenador do Curso
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Andrey Ricardo da Silva, PhD – Orientador
Universidade Federal de Santa Catarina

Profa. Ana Carolina de Assis Moura Ghirardi, Dra. – Coorientadora
Universidade Federal de Santa Catarina

Banca Examinadora:

Prof. Andrey Ricardo da Silva, PhD – Orientador
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Stephan Paul, Dr.
Universidade Federal de Santa Catarina

Profa. Daniela Ota Hisayasu Suzuki, Dra.
Universidade Federal de Santa Catarina

Fga. Elisa Gomes Vieira, Dra.
Centro de Pesquisas Oncológicas

RESUMO

A forma de onda acústica produzida pela fonte geradora de voz é um parâmetro importante na caracterização do processo de fonação, possibilitando o entendimento do comportamento dinâmico da fonte. Com o conhecimento da forma de onda da fonte será possível, futuramente, contribuir no desenvolvimento de próteses traqueoesofágicas adaptáveis de acordo com as características encontradas em cada sujeito com relação a este parâmetro, resolvendo situações que ocorrem nas próteses atuais, como vazamento de ar, secreção excessiva através do traqueostoma, rouquidão e frequência fundamental baixa. Em falantes submetidos à laringectomia total, a modulação do fluxo de ar decorre da vibração do segmento faringoesofágico, o qual passa a ser a nova fonte de som, com característica vibratória significativamente aperiódica. Atualmente, existem dois métodos não invasivos para capturar a forma de onda da fonte de som: a filtragem inversa do sinal glote (GIF) e o tubo Sondhi. O primeiro utiliza modelos baseados em predição linear para filtrar as ressonâncias que ocorrem no trato vocal, adequada para fontes periódicas. A técnica de Sondhi, por sua vez, consiste em minimizar a contribuição das ressonâncias do trato vocal pela diminuição da impedância de radiação da boca através do uso de um tubo com terminação anecoica. Apesar da disponibilidade dessas técnicas, nenhuma se adequa à captura da forma de onda sonora de sujeitos laringectomizados totais. Desta maneira, uma técnica experimental foi desenvolvida baseando-se nos métodos *layer-peeling* e matriz de transferência. A forma de onda é obtida em duas etapas. Em primeiro lugar, determina-se a geometria equivalente do trato vocal utilizando o *layer-peeling*. Em seguida, a técnica da matriz de transferência é utilizada para construir uma representação matemática do trato vocal, através da qual a contribuição das ressonâncias é extraída do sinal capturado da voz. A técnica desenvolvida foi utilizada na obtenção da forma de onda da fonte de som de falantes laríngeos e falantes com voz traqueoesofágica, resultando em um comportamento periódico para o primeiro grupo e aperiódico para o segundo grupo. As frequências fundamentais encontradas da fonte sonora de dois sujeitos com voz traqueoesofágica são de 120,2 Hz e 72,32 Hz. Os comprimentos do trato vocal, calculados pelo método *layer-peeling*, de três falantes laríngeos foram de 153 mm, 136 mm e 171,5 mm. Já para o caso de falantes traqueoesofágicos, os comprimentos encontrados foram de 93,5 mm, 153 mm e 102 mm.

Palavras-chave: forma de onda da fonte de voz, falantes laríngeos, falantes traqueoesofágicos, *layer-peeling*, matriz de transferência.

ABSTRACT

The acoustic waveform produced by the speech generating source is an important parameter in the characterization of the speech process, making possible the understanding of the dynamic behavior of the source. Through this waveform, it will be possible, in the future, to contribute to the development of adaptive tracheoesophageal prostheses according to the characteristics found in each subject in relation to this parameter, resolving situations that occur in current prostheses, such as air leakage, excessive secretion through the tracheostoma, hoarseness and low fundamental frequency. In speakers who have undergone total laryngectomy, the airflow modulation results from the vibration of the pharyngoesophageal segment, which becomes the new sound source, with a significantly aperiodic vibratory characteristic. Currently, there are two non-invasive methods for capturing the speech source waveform: Glottal Inverse Filtering (GIF) and Sondhi tube. The first one uses models based on linear prediction to filter the resonances that occur in the vocal tract, being suitable for periodic sources. The Sondhi technique consists of minimizing the contribution of the vocal tract resonances by decreasing the radiation impedance of the mouth using an anechoic-terminated tube. Despite the availability of these techniques, they are not suitable for capturing the speech waveform of total laryngectomized subjects. In this way, a new experimental technique was developed to obtain the waveform of the sound source, based on the layer-peeling the transfer matrix methods. The waveform is obtained in two steps. First, the equivalent geometry of the vocal tract is determined using layer-peeling. Next, the transfer matrix technique is used to construct a mathematical representation of the vocal tract, through which the contribution of the resonances is extracted from the captured signal of the voice. The developed technique was used to obtain the speech source waveform of laryngeal speakers and tracheoesophageal speakers, resulting in a periodic behavior for the first group and aperiodic for the second group. The fundamental frequencies of the sound source found for two subjects with tracheoesophageal voice are 120.2 Hz and 72.32 Hz. The vocal tract lengths, calculated by the layer-peeling method, of three laryngeal speakers were 153 mm, 136 mm and 171.5 mm. In the case of tracheoesophageal speakers, these lengths were 93.5 mm, 153 mm and 102 mm.

Keywords: source waveform of the voice, laryngeal speakers, tracheoesophageal speakers, layer-peeling, transfer matrix.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Configuração básica da laringe e das cavidades em torno dela. (a) Antes da laringectomia. (b) Depois da laringectomia. Fonte: MARQUES, V. [3] – adaptado pela autora.	24
Figura 1.2 – Produção do som em pacientes laringectomizados totais. (a) Voz esofágica. (b) Voz traqueoesofágica. Fonte: <i>Head & neck cancer guide</i> . [4] – adaptado pela autora.	25
Figura 2.1 – Diagramas sistemáticos descrevendo a produção da voz (espectros superiores) e o processo de filtro inverso (espectros inferiores). Fonte: NÍ CHASAIDE, M., GOBL, C. (2008) [11] – adaptado pela autora.	31
Figura 2.2 – Modelo simplificado de produção da voz. (a) Domínio do tempo discreto. (b) Domínio da frequência. Fonte: GOOS, G.; HARTMANIS, J.; LEEUWEN, J. V., 2007 [13] – adaptado pela autora.	31
Figura 2.3 – Configuração geral utilizando o conceito do tubo sem reflexão. Fonte: TANABE, M.; ISSHIKI, N.; KITAJIMA, K. [20] – adaptado pela autora.	34
Figura 2.4 – Pressão sonora em um trato vocal idealizado, de paredes rígidas, (imagem superior) e pressão sonora de saída ao utilizar um tubo sem reflexão acoplado ao mesmo trato vocal (imagem inferior). Fonte: SONDEHI, M., 1975 [10] – adaptado pela autora.	35
Figura 3.1 – Reflexão de ondas devido às descontinuidades nas interfaces de seções cilíndricas. Fonte: GRAY, C. D. (2005) [7] – adaptado pela autora.	42
Figura 3.2 – Representação utilizada para calcular a matriz de transferência de um sistema. Fonte: MECHEL, F. P. <i>Formulas of Acoustics</i> [6].	46
Figura 4.1 – Disposição dos microfones ao longo do tubo. Fonte: elaborado pela autora.	51
Figura 4.2 – Posição e distância de cada par de microfones considerado (Tabela 4.2). Fonte: ISO 10534-2:1998(E) [25].	55
Figura 4.3 – Módulo da FRF analítica e experimental: a) $s = 444,3$ mm (configuração 1); b) $s = 104,3$ mm (configuração 2); c) $s = 13,6$ mm (configuração 3). Fonte: elaborado pela autora.	57
Figura 4.4 – Módulo do coeficiente de reflexão experimental e analítico. Fonte: elaborado pela autora.	57
Figura 4.5 – Fluxograma do procedimento para a validação dos métodos Matriz de Transferência e <i>Layer-peeling</i> . Fonte: elaborado pela autora.	59
Figura 4.6 – Reconstrução da geometria do objeto. (a) Objeto 1. (b) Objeto 2. (c) Objeto 3. Fonte: elaborado pela autora.	60
Figura 4.7 – Configuração utilizada para o cálculo da pressão de entrada fornecida pelo <i>driver</i> . a) Desenho explicativo; b) Foto da bancada. Fonte: elaborado pela autora.	61
Figura 4.8 – Sinal 1. (a) Comparação entre a pressão sonora original (enviada pelo <i>driver</i>) e a pressão sonora medida. (b) Comparação entre a pressão sonora	

original e a pressão sonora de entrada calculada pelo método da matriz de transferência. Fonte: elaborado pela autora	64
Figura 4.9 – Sinal 2. (a) Comparação entre a pressão sonora original (enviada pelo <i>driver</i>) e a pressão sonora medida. (b) Comparação entre a pressão sonora original e a pressão sonora de entrada calculada pelo método da matriz de transferência. Fonte: elaborado pela autora	65
Figura 4.10 – Sinal 3. (a) Comparação entre a pressão sonora original (enviada pelo <i>driver</i>) e a pressão sonora medida. (b) Comparação entre a pressão sonora original e a pressão sonora de entrada calculada pelo método da matriz de transferência. Fonte: elaborado pela autora.	66
Figura 4.11 – Espectro da pressão sonora – Sinal 1. (a) Original. (b) Calculado. Fonte: elaborado pela autora.....	67
Figura 4.12 – Espectro da pressão sonora – Sinal 2. (a) Original. (b) Calculado. Fonte: elaborado pela autora.....	68
Figura 4.13 – Espectro da pressão sonora – Sinal 2. (a) Original. (b) Calculado. Fonte: elaborado pela autora.....	69
Figura 5.1 – Fluxograma do procedimento para encontrar a forma de onda da fonte sonora de pessoas submetidas ao teste. Fonte: elaborado pela autora.	72
Figura 5.2 – Etapas dos procedimentos experimentais realizados com os voluntários. (a) Reconstrução do trato vocal (<i>layer-peeling</i>). (b) Fonação de uma vogal para dentro do tubo. Fonte: elaborado pela autora.	72
Figura 5.3 – Configuração geral do trato vocal e raio do trato vocal em função da distância a partir dos lábios de falantes laríngeos. Fonte: Hanna <i>et al.</i> (2016) [35] – adaptado pela autora.....	74
Figura 5.4 – Raios do trato vocal de falantes laríngeos. (a) Voluntário 1L. (b) Voluntário 2L. (c) Voluntário 3L. Fonte: elaborado pela autora.	75
Figura 5.5 – Pressão sonora normalizada de entrada de falantes laríngeos ao realizar a elocução da vogal <i>a</i> . a) Voluntário 1L; b) Voluntário 2L; c) Voluntário 3L. Fonte: elaborado pela autora.	77
Figura 5.6 – Espectro normalizado da pressão sonora de entrada de falantes laríngeos ao realizar a elocução da vogal <i>a</i> . a) Voluntário 1L; b) Voluntário 2L; c) Voluntário 3L. Fonte: elaborado pela autora.	78
Figura 5.7 – Autocorrelação dos sinais da fonte sonora de falantes laríngeos, em função do tempo. (a) Voluntário 1L. (b) Voluntário 2L. (c) Voluntário 3 L. Fonte: elaborado pela autora.....	80
Figura 5.8 – Relação entre raio do trato vocal e distância a partir dos lábios de falantes traqueoesofágicos utilizando a técnica <i>layer-peeling</i> . (a) Voluntário 1T. (b) Voluntário 2T. (c) Voluntário 3T. Fonte: elaborado pela autora.	83
Figura 5.9 – Pressão sonora de entrada (segmento faringoesofágico) de falantes traqueoesofágicos. (a) Voluntário 1T; (b) Voluntário 2T. Fonte: elaborado pela autora.	85
Figura 5.10 – Espectro normalizado da pressão de entrada de falantes traqueoesofágicos. a) Voluntário 1T; b) Voluntário 2T. Fonte: elaborado pela autora.	86

Figura 6.1 – Comparação entre as técnicas para a obtenção da forma de onda na entrada (segmento faringoesofágico) de falantes traqueoesofágicos. (a) Voluntário 1T. (b) Voluntário 2T. Fonte: elaborado pela autora.	89
Figura 6.2 – Voluntário 1T: Espectro normalizado da pressão de entrada para o método tubo Sondhi. Fonte: elaborado pela autora.	90
Figura 6.3 – Voluntário 2T: Espectro normalizado da pressão de entrada para os métodos GIF e tubo Sondhi. a) GIF; b) Tubo Sondhi. Fonte: elaborado pela autora.	91

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Parâmetros encontrados em alguns trabalhos: frequência fundamental (FF), desvio padrão da frequência fundamental (DP), nível de pressão sonora (NPS) e taxa de elocução.	36
Tabela 4.1 – Dimensões principais do tubo utilizado no trabalho.	49
Tabela 4.2 – Configurações utilizadas a cada dois microfones.	51
Tabela 5.1 – Relação dos falantes laríngeos (gênero e idade) que participaram dos procedimentos experimentais.	73
Tabela 5.2 – Frequências fundamentais de falantes laríngeos encontrados na literatura.	81
Tabela 5.3 – Frequências fundamentais de falantes laríngeos obtidas experimentalmente pelo método da matriz de transferência.	81
Tabela 5.4 – Relação dos falantes traqueoesofágicos (sexo e idade) que participaram dos procedimentos experimentais.	82
Tabela 5.5 – Média do comprimento do trato vocal de falantes laríngeos e de falantes traqueoesofágicos.	84
Tabela 5.6 – Frequências fundamentais de falantes traqueoesofágicos encontrados na literatura.	87
Tabela 5.7 – Frequências fundamentais de falantes traqueoesofágicos obtidas experimentalmente pelo método da matriz de transferência.	87
Tabela 6.1 – Comparação entre os métodos experimentais (MT, GIF e tubo Sondhi com relação às frequências fundamentais de falantes traqueoesofágicos.	92

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DP	Desvio padrão
ES	Voz esofágica
FF	Frequência fundamental
FRF	Função resposta em frequência
GIF	<i>Glottal Inverse Filtering</i>
INCA	Instituto Nacional do Câncer
L	Voz laríngea
Mic	Microfone
MT	Matriz de Transferência
NPS	Nível de pressão sonora
TE	Voz traqueoesofágica

LISTA DE SÍMBOLOS

Alfabeto latino:

$[M]$	-	Matriz de transferência total do trato vocal
$[T_n]$	-	Matriz de transferência do segmento n do trato vocal
ΔL	[m]	Discretização no espaço
Δt	[s]	Discretização no tempo
A	[Pa]	Amplitude relativa à parcela incidente da pressão sonora
B	[Pa]	Amplitude relativa à parcela refletida da pressão sonora
c_0	[m/s]	Velocidade de propagação do som no ar
d	[m]	Diâmetro interno do tubo acústico
f	[Hz]	Frequência
f_{corte}	[Hz]	Frequência de corte do tubo acústico
$f_{\text{máx}}$	[Hz]	Frequência máxima de análise
$f_{\text{mín}}$	[Hz]	Frequência mínima de análise
H_I	-	Função de transferência da onda incidente
H_R	-	Função de transferência da onda refletida
H_{12}	-	Função resposta em frequência
H_{12}^I	-	Função resposta em frequência com os microfones na posição original
H_{12}^{II}	-	Função resposta em frequência com os microfones invertidos
i	-	Índice relacionado ao microfone ($i = M1, M2, M3$ ou $M4$)
j	-	Número complexo ($j = \sqrt{-1}$)
k	[m ⁻¹]	Número de onda
l	[m]	Comprimento de um segmento do trato vocal
L	[m]	Comprimento total do tubo acústico
n	-	Índice relacionado ao segmento discretizado do trato vocal ($n = 1, 2, 3, \dots$)
$P(\omega)$	[Pa]	Pressão sonora em função da frequência

$P_i(\omega)$	[Pa]	Pressão sonora do microfone i , em função da frequência
p	[Pa]	Pressão sonora em função do tempo
p_a	[kPa]	Pressão atmosférica
p_e	[Pa]	Pressão na entrada do sistema
p_s	[Pa]	Pressão na saída do sistema
$p_1^- [nT]$	[Pa]	Parcela da pressão sonora refletida em função do tempo na primeira descontinuidade do trato vocal
$p_2^+ [nT]$	[Pa]	Parcela da pressão sonora incidente em função do tempo na segunda descontinuidade do trato vocal
$p_2^- [nT]$	[Pa]	Parcela da pressão sonora refletida em função do tempo na segunda descontinuidade do trato vocal
$p_3^+ [nT]$	[Pa]	Parcela da pressão sonora incidente em função do tempo na terceira descontinuidade do trato vocal
$p_3^- [nT]$	[Pa]	Parcela da pressão sonora refletida em função do tempo na terceira descontinuidade do trato vocal
R	-	Coefficiente de reflexão em função da frequência
r	-	Coefficiente de reflexão em função do tempo
$r_{1,2}$	-	Coefficiente de reflexão em função do tempo entre os segmentos 1 e 2 quando as ondas são incidentes a partir do segmento 1
$r_{2,1}$	-	Coefficiente de reflexão em função do tempo entre os segmentos 1 e 2 quando as ondas são incidentes a partir do segmento 2
$r_{3,4}$	-	Coefficiente de reflexão em função do tempo entre os segmentos 3 e 4 quando as ondas são incidentes a partir do segmento 4
$r_{1,2}$	-	Coefficiente de reflexão em função do tempo entre os segmentos 1 e 2 quando as ondas são incidentes a partir do segmento 1
S_n	[m ²]	Área da seção transversal do segmento n

S_1	[m ²]	Área da seção transversal do tubo fonte (segmento 1)
S_2	[m ²]	Área da seção transversal do segmento 2
S_3	[m ²]	Área da seção transversal do segmento 3
s	[m]	Espaçamento entre microfones
T_K	[K]	Temperatura do ambiente
T_0	[K]	Temperatura em condições ambientes de pressão e temperatura ($T_0 = 293$ K)
t	[s]	Tempo
U	[m/s]	Velocidade acústica em função da frequência
u_c	[m/s]	Velocidade acústica em função do tempo na entrada do sistema
u_s	[m/s]	Velocidade acústica em função do tempo na saída do sistema
u_0	[m/s]	Velocidade acústica em função do tempo na entrada do tubo acústico (condição de contorno do sistema)
x_i	[m]	Posição do microfone i , a partir da origem
$\bar{Z}_{0,n}$	[Rayl]	Impedância característica do fluxo para o segmento n

Alfabeto grego:

ρ	[kg/m ³]	Densidade característica do fluido a 20°C ($\rho = 1,186$ kg/m ³)
ρ_0	[kg/m ³]	Densidade característica do fluido nas condições do experimento
$\tau_{1,2}$	-	Coefficiente de transmissão em função do tempo entre os segmentos 1 e 2 quando as ondas são incidentes a partir do segmento 1
$\tau_{2,1}$	-	Coefficiente de transmissão em função do tempo entre os segmentos 1 e 2 quando as ondas são incidentes a partir do segmento 2
ω	[rad/s]	Velocidade angular

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	23
1.1	Apresentação do problema	23
1.2	Objetivos	26
1.3	Estrutura do trabalho	27
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	29
2.1	Técnicas não invasivas para a obtenção da forma de onda da fonte de voz	29
2.1.1	Filtro inverso do sinal da glote.....	30
2.1.2	Tubo Sondhi	33
2.2	Comparação dos principais parâmetros de voz entre falantes laríngeos e sujeitos laringectomizados totais	35
3	OBTENDO A FORMA DE ONDA DA FONTE SONORA – ESTUDO TEÓRICO	41
3.1	Obtenção da geometria do trato vocal por <i>layer-peeling</i>	41
3.2	Matriz de transferência	45
3.3	Resumo do procedimento	47
4	PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS	49
4.1	Dimensionamento da bancada experimental	49
4.2	Validação do sistema de medição	51
4.3	Validação experimental dos métodos Matriz de Transferência e <i>Layer-peeling</i>	58
4.3.2	Reconstrução da geometria do trato vocal artificial	59
4.3.3	Obtenção da forma de onda emitida pelo <i>driver</i>	61
5	OBTENÇÃO DA FORMA DE ONDA DA FONTE SONORA – TESTES COM SUJEITOS	71
5.1	Testes experimentais em falantes laríngeos	73
5.1.2	Reconstrução da geometria do trato vocal.....	73
5.1.3	Obtenção da forma de onda da fonte sonora	76
5.2	Testes experimentais em falantes com voz traqueoesofágica	81
5.2.2	Reconstrução da geometria do trato vocal.....	82
5.2.3	Obtenção da forma de onda da fonte de voz.....	84
6	COMPARAÇÃO ENTRE AS TÉCNICAS MATRIZ DE TRANSFERÊNCIA, TUBO SONDHI E GIF	89
7	CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	93
7.1	Conclusões	93
7.2	Sugestões para trabalhos futuros	95
	REFERÊNCIAS	97

APÊNDICE A – CÓDIGO UTILIZADO NO CÁLCULO DO COEFICIENTE DE REFLEXÃO RESULTANTE DO OBJETO	101
APÊNDICE B – CÓDIGO UTILIZADO NO <i>LAYER-PEELING</i>	107
APÊNDICE C – CÓDIGO UTILIZADO NOS CÁLCULOS DA PRESSÃO DE ENTRADA	111
APÊNDICE D – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	119
ANEXO A – FORMAS DE ONDA DA FONTE SONORA PARA SUJEITOS COM VOZ LARÍNGEA	123
ANEXO B – FORMAS DE ONDA DA FONTE SONORA PARA SUJEITOS COM VOZ TRAQUEOESOFÁGICA.....	125
ANEXO C – FORMAS DE ONDA DA FONTE SONORA PARA SUJEITOS COM VOZ EOSOFÁGICA.....	127

1 INTRODUÇÃO

1.1 Apresentação do problema

O câncer da laringe é causado, principalmente, pelo uso abusivo de tabaco, sendo ainda mais comum quando o tabagismo é combinado com o consumo frequente de álcool. Esta doença corresponde a 25% dos tumores da região da cabeça e pescoço e 2% de todas as doenças malignas. Segundo dados do Instituto Nacional do Câncer (INCA), em 2016 foram registrados no Brasil 7350 casos de câncer de laringe, predominando no sexo masculino (acima de 80%). Neste mesmo ano, a mortalidade atingiu mais de 50% das pessoas com esta doença [1].

Uma das funções da laringe é impedir que, durante a deglutição, o alimento penetre na via respiratória, protegendo o pulmão de objetos ou líquidos estranhos. Em outras palavras, as pregas vocais, que se encontram no interior da laringe, atuam como uma válvula. A laringe é também conhecida como a fonte de som devido à modulação do fluxo de ar proveniente dos pulmões pelas pregas vocais. As pregas vocais, por sua vez, são induzidas à auto-oscilação pelo próprio fluxo de ar [2].

Quando o tumor é superficial, a maioria dos pacientes consegue tratar a doença com radioterapia. Porém, quando o câncer se encontra em um estágio avançado, exige-se a remoção total da laringe (laringectomia total) e, conseqüentemente, das pregas vocais. Por conseqüência da laringectomia total, os aparelhos respiratório e digestivo são separados e a respiração passa a ser realizada por um orifício feito no pescoço, conhecido como traqueostoma, como mostra Figura 1.1.

Uma pessoa que é submetida à laringectomia total sofre uma série de privações. Dentre elas, a mais drástica é a perda da voz laríngea e, conseqüentemente, a capacidade de se comunicar oralmente sem um método alternativo de comunicação. Outras conseqüências da laringectomia são a diminuição do sentido do olfato e do paladar, além da perda das funções de filtração, umidificação e aquecimento do ar que eram dadas pelo nariz durante a respiração antes da cirurgia [2].

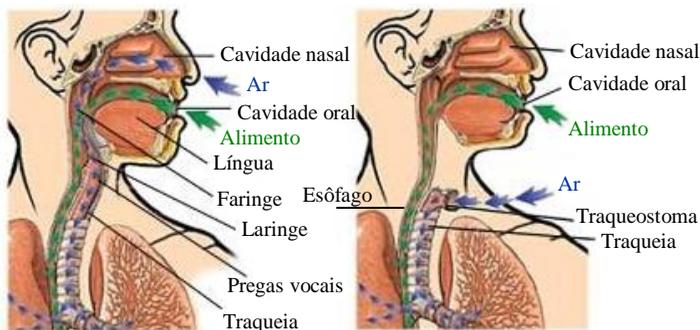


Figura 1.1 – Configuração básica da laringe e das cavidades em torno dela. (a) Antes da laringectomia. (b) Depois da laringectomia. Fonte: MARQUES, V. [3] – adaptado pela autora.

Os dois métodos mais utilizados para a recuperação da voz após a laringectomia total são as técnicas de produção da voz esofágica e da voz traqueoesofágica. Vale ressaltar que estes métodos não são os únicos para a recuperação da voz, porém apenas estes serão abordados neste trabalho.

Os falantes com voz traqueoesofágica e voz esofágicos utilizam como principal fonte sonora o segmento faringoesofágico e não mais as pregas vocais. Tal segmento é uma estrutura criada durante a cirurgia, sendo caracterizado pelas paredes do esôfago, situado em torno do terço superior do esôfago.

Aqueles que utilizam a voz esofágica como principal meio de fonação, induzem a vibração do segmento faringoesofágico por um fluxo de ar capturado do meio externo e acumulado no segmento esofágico inferior, levando à geração de som. Já na voz traqueoesofágica, utiliza-se uma prótese. Esta prótese é caracterizada por uma válvula unidirecional que permite a passagem de ar da traqueia ao esôfago através da oclusão digital do traqueostoma. Com esta oclusão, o ar pulmonar é direcionado ao esôfago, fazendo vibrar o segmento faringoesofágico.

Na Figura 1.2 há dois esquemas explicando a produção do som em sujeitos laringectomizados totais, um para a voz esofágica e outro para a voz traqueoesofágica.

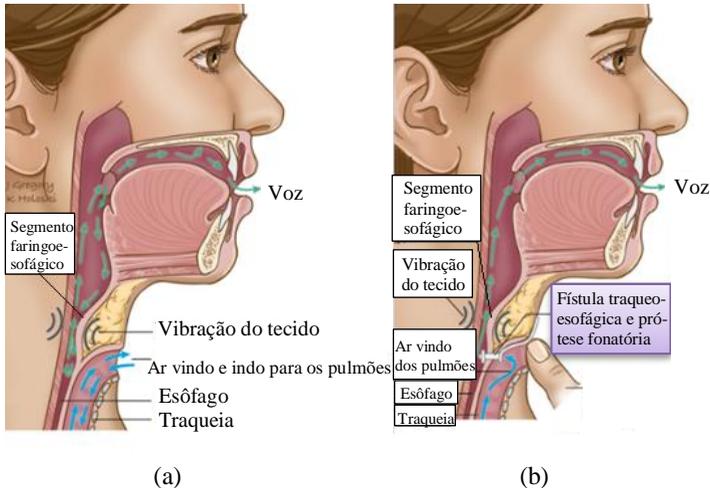


Figura 1.2 – Produção do som em pacientes laringectomizados totais. (a) Voz esofágica. (b) Voz traqueoesofágica. Fonte: *Head & neck cancer guide*. [4] – adaptado pela autora.

A reabilitação vocal de pacientes laringectomizados totais tem sido a maior preocupação dos fonoaudiólogos e profissionais da área. Mesmo com os grandes avanços tecnológicos, ainda não foi desenvolvida uma prótese que forneça uma qualidade vocal igual a da voz laríngea [7]. Uma consequência da laringectomia total é com relação à frequência fundamental. Os sujeitos laringectomizados totais do sexo feminino possuem frequências fundamentais com, aproximadamente, uma oitava abaixo dos falantes laríngeos femininos, ou seja, cerca de 100 Hz em comparação a 200 Hz. Com relação ao sexo masculino, esta diferença é menor, sendo cerca de 30 Hz [5]. Este problema é, portanto, crítico para o caso das mulheres, pois, com a retirada da laringe, a voz destas pessoas se assemelha à voz de falantes laríngeos homens, interferindo na auto estima destas mulheres.

Além do problema relacionado à frequência fundamental, há também a dificuldade na adaptação da prótese traqueoesofágica, resultando em cansaço ao falar e vazamento de ar, casos observados ao longo deste trabalho e em conversas com os pacientes. Outra consequência é a secreção excessiva no traqueostoma devido à proteção do organismo contra as impurezas do ar. Além disso, devido à aperiodicidade do sinal no segmento faringoesofágico, a voz tende a apresentar qualidades rouca, áspera e crepitante [6].

Diante das considerações apontadas, um desafio na reabilitação da voz de sujeitos laringectomizados totais é desenvolver uma prótese de voz que resulte em uma qualidade vocal mais próxima possível à voz laríngea. Devido ao fato de que cada sujeito possui a sua característica relacionada à produção da voz e às propriedades dos tecidos e músculos do segmento faringoesofágico, é necessário que a prótese traqueoesofágica seja personalizada e com materiais adaptáveis para cada sujeito. Para isto, deve-se, primeiramente, caracterizar o processo de fonação de pessoas com voz traqueoesofágica, possibilitando a compreensão com relação ao comportamento da fonte sonora destas pessoas.

O conhecimento da forma de onda da fonte de som de cada sujeito laringectomizado total possibilitará a obtenção de características importantes da voz do ponto de vista acústico. No caso de pacientes laringectomizados totais, esta onda passa a ser produzida pelo segmento faringoesofágico. Este parâmetro irá, portanto, colaborar com o desenvolvimento de uma prótese de voz adaptável que resulte em uma fonação similar à voz laríngea, ou seja, com as mesmas características da fonte sonora de falantes laríngeos.

Há, basicamente, duas maneiras de extrair esta onda acusticamente. Uma delas é a técnica da filtragem inversa do sinal da glote (GIF – *Glottal Inverse Filtering*) e, a outra, é a análise da resposta através da fonação em um tubo com terminação anecoica (tubo Sondhi). Ambos os métodos visam extrair do sinal da voz a contribuição das ressonâncias do trato vocal e da impedância de radiação da boca, a fim de obter apenas o sinal produzido pela glote. Porém, tais métodos tem seu emprego limitado a falantes laríngeos, devido à característica de periodicidade da voz laríngea e de sua frequência fundamental.

1.2 Objetivos

Este trabalho tem como principal objetivo a criação de uma técnica para obter a forma de onda produzida pela fonte durante a fonação de pessoas usuárias de prótese traqueoesofágicas, ou seja, a forma de onda produzida no segmento faringoesofágico sem a influência das ressonâncias do trato vocal. Tal técnica é baseada no método da matriz de transferência [8]. Para que se possa extrair a forma de onda da fonte de som pelo método da matriz de transferência, é necessário, primeiramente, obter uma representação matemática do trato vocal. Para isto, será realizada a reconstrução da geometria equivalente do trato vocal de cada sujeito por uma técnica conhecida como *layer-peeling* [9].

Os objetivos secundários são:

- Avaliar a diferença das formas da onda glotal e da onda do segmento faringoesofágico a partir de experimentos envolvendo estes dois grupos de falantes;
- Identificar as limitações dos métodos tradicionais na obtenção da forma de onda da fonte em pacientes com voz traqueoesofágica.

1.3 Estrutura do trabalho

No Capítulo 2 (Revisão bibliográfica) há uma breve descrição de cada técnica (GIF e tubo Sondhi), ressaltando suas principais características e limitações (Seção 2.1). Já na Seção 2.2, tem-se um levantamento dos estudos de alguns autores que realizaram a comparação entre as principais características encontradas na voz de sujeitos laringectomizados totais e de sujeitos com voz laríngea durante a emissão de frases.

No Capítulo 3 há um embasamento teórico para a obtenção da forma de onda da fonte de voz utilizando o método proposto neste trabalho. Tal método é fundamentado nas técnicas Matriz de Transferência e *layer-peeling*.

O Capítulo 4 apresenta todos os procedimentos experimentais realizados neste trabalho. Na Seção 4.1 tem-se o detalhamento do dimensionamento da bancada experimental construída para este estudo. A Seção 4.2 traz a validação experimental desta bancada. Por fim, na Seção 4.3 está descrita a validação experimental do novo método estudado neste trabalho (validação experimental da teoria descrita no Capítulo 3).

O Capítulo 5 engloba uma descrição de todos os experimentos realizados com falantes laríngeos e com voz traqueoesofágica. Na Seção 5.1, estão descritos os testes experimentais realizados em falantes laríngeos e, na Seção 5.2, os experimentos realizados em falantes com voz traqueoesofágica. Foram analisadas as principais diferenças do ponto de vista acústico entre os dois tipos de fonação em termos da frequência fundamental e periodicidade do sinal, além também das diferenças encontradas na reconstrução da geometria equivalente do trato vocal.

No Capítulo 6, são abordados os resultados experimentais utilizando os métodos GIF e tubo Sondhi com falantes de voz traqueoesofágica. Neste capítulo é realizada uma comparação do novo método estudado neste trabalho (Matriz de Transferência) em relação aos outros dois métodos existentes (GIF e tubo Sondhi).

Finalmente, o Capítulo 7 traz as principais conclusões obtidas neste trabalho e sugestões para trabalhos futuros.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este capítulo está separado em duas seções: primeiramente, será realizado um estudo sobre as técnicas não invasivas para a obtenção da forma de onda da fonte de som (GIF e Tubo Sondhi), visando entender melhor as características e limitações de tais técnicas. Em seguida, é feito um levantamento de alguns estudos que realizaram a comparação entre os principais parâmetros acústicos da voz entre falantes laríngeos e falantes laringectomizados totais.

2.1 Técnicas não invasivas para a obtenção da forma de onda da fonte de voz

Diante de toda a complexidade do processo de fonação, busca-se encontrar a forma de onda da fonte de som (pregas vocais, no caso de falantes laríngeos, ou segmento faringoesofágico no caso de pacientes laringectomizados totais) sem a influência das ressonâncias que ocorrem no trato vocal. A partir dela, é possível extrair parâmetros acústicos importantes [10], tais como:

- 1) Frequência fundamental;
- 2) Conteúdo espectral;
- 3) Largura do pulso;
- 4) Assimetria entre ondas sucessivas (*skewness*);
- 5) Fechamento abrupto do pulso;
- 6) Inclinação espectral;
- 7) Tempo de abertura do segmento;
- 8) Limiar de pressão para a auto-oscilação.

A partir destas informações, é possível caracterizar a forma de onda do segmento faringoesofágico de falantes laringectomizados totais e a forma de onda da glote de falantes laríngeos e, com isso, analisar quais as principais diferenças entre estes dois tipos de fonação. Além disso, é possível compreender como a variação de parâmetros do escoamento através da prótese traqueoesofágica influenciam na vibração do segmento esofágico superior e na produção da voz.

Devido ao difícil acesso às pregas vocais dentro da laringe e suas rápidas oscilações, realizar medições dos seus movimentos vibratórios de forma não invasiva não é algo trivial. Há algumas técnicas invasivas, que consistem na introdução de um endoscópio na boca ou um fibroscópio na

cavidade nasal. Tais técnicas podem ser classificadas como técnicas visuais (estroboscópio, imagem digital de alta velocidade e quimografia) e eletromagnéticas (fotoglotografia). Porém, todas elas necessitam de equipamentos especiais, geralmente caros, e de pessoas altamente qualificadas para realizar as medições, além de não fornecerem as informações que concernem a este trabalho

Já no que diz respeito a métodos não invasivos, há hoje, basicamente, dois métodos para a obtenção da forma de onda da fonte de som glotal, sendo o filtro inverso do sinal da glote (GIF – *Glottal Inverse Filtering*) e o tubo Sondhi. A técnica GIF, como o nome sugere, consiste em filtrar os efeitos do trato vocal e da radiação dos lábios para cancelar a contribuição de tais efeitos na produção vocal, a fim de obter apenas o dado de entrada [11]. Em outras palavras, após a obtenção da pressão sonora na saída da boca do paciente, utilizam--se métodos de processamento digital de sinais para realizar a separação fonte-filtro. Já na técnica do tubo Sondhi, são criadas condições para que o trato vocal transmita a forma de onda da fonte de som com o mínimo de modificação [12].

2.1.1 Filtro inverso do sinal da glote

O GIF baseia-se no conceito de que a fonação e as ressonâncias dadas pelo trato vocal são desacopladas [13]. Desta forma, o sistema fonte (glote ou segmento faringoesofágico) e ressonador (trato vocal) pode ser compreendido como um sistema linear. Com isso, é possível extrair da pressão sonora da voz de um indivíduo a contribuição do ressonador, de forma que se tenha apenas o sinal da fonte.

Este método vem sendo utilizado desde os anos 50, sendo que o trabalho realizado por Miller [15] foi considerado a primeira publicação sobre o tema, utilizando separação analógica de sinais. Em seguida, foram publicados vários estudos relacionados ao conceito de filtragem inversa do sinal da glote [11].

A partir desta técnica, busca-se obter a forma de onda da fonte através da medição do sinal de saída da boca do paciente e posterior cancelamento dos efeitos de ressonância que ocorrem no trato vocal. Isto é possível devido à utilização de um filtro que possua as propriedades inversas do trato vocal de cada sujeito. Com isso, resolve-se o problema inverso ao que ocorre na produção da voz. Uma descrição do método GIF se encontra nos espectros inferiores da Figura 2.1.

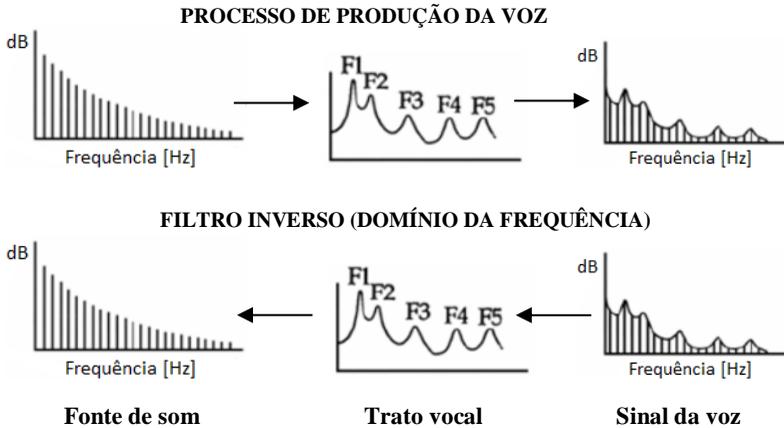


Figura 2.1 – Diagramas sistemáticos descrevendo a produção da voz (espectros superiores) e o processo de filtro inverso (espectros inferiores). Fonte: NÍ CHASAIDE, M., GOBL, C. (2008) [13] – adaptado pela autora.

No modelo da predição linear, a entrada é o fluxo de ar provindo da abertura e fechamento periódicos da fonte, representado por um trem de impulsos periódicos, $p(n)$ [16]. A resposta impulsiva discreta do trato vocal, $v(n)$, atua como um filtro linear, ressonando em frequências específicas (formantes). A fonte de som, $s(n)$, é produzida após a radiação nos lábios, $r(n)$. A descrição do sistema de predição linear comentado encontra-se na Figura 2.2.

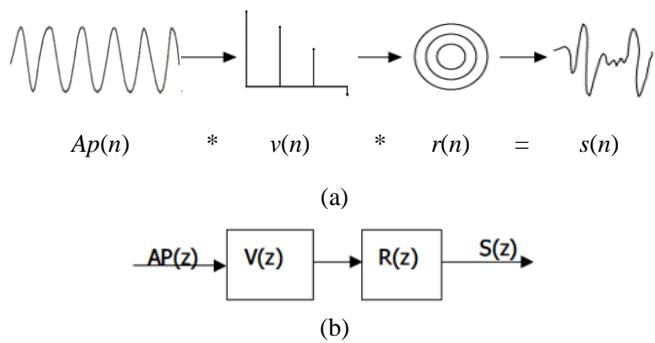


Figura 2.2 – Modelo simplificado de produção da voz. (a) Domínio do tempo discreto. (b) Domínio da frequência. Fonte: GOOS, G.; HARTMANIS, J.; LEEUWEN, J. V., 2007 [16] – adaptado pela autora.

Através deste modelo, a saída do sistema, $S(z)$, é representada como uma combinação linear dos sinais anteriores a $S(z)$ [17]. A representação deste caso no domínio discreto do tempo é dado pela Equação (2.1), onde a variável A representa o fator de ganho aplicado à entrada $p(n)$.

$$s_n = \sum_{k=1}^m a_k s_{n-k} + Ap(n). \quad (2.1)$$

Desta maneira, a função de transferência do trato vocal é representada pela Equação (2.2). Nota-se que o problema se resume em encontrar o fator de ganho, A , e os coeficientes de predição, a_k . Uma das maneiras de determinar estes parâmetros é utilizar o método dos mínimos quadrados [17].

$$V(z) = \frac{A}{1 + \sum_{k=1}^m a_k z^{-k}} \quad (2.2)$$

Apesar de existirem estudos relacionados à obtenção da forma de onda glotal utilizando o conceito de filtro inverso, há poucos pacotes computacionais disponíveis para análise e parametrização da fonte de som [13]. Alguns autores descrevem de maneira detalhada o conceito que foi utilizado para obter a forma de onda em seus estudos [18] – [21], os quais serão utilizados como base para este trabalho.

Uma considerável desvantagem da filtragem inversa por este método consiste no fato de que ele se baseia em duas premissas fundamentais:

- 1) É conhecida a forma de onda no instante inicial ($t = 0$);
- 2) O sinal é periódico.

O sinal da fonte, para o caso de sujeitos laringectomizados totais, na maioria das vezes, não tem comportamento periódico. Portanto, as premissas citadas anteriormente nem sempre são verdadeiras para as vozes traqueoesofágica e esofágica [13], fazendo com que o método da filtragem inversa não seja adequado para a avaliação da forma de onda de fonação em falantes laringectomizados totais.

2.1.2 Tubo Sondhi

Esta técnica foi introduzida por Sondhi, em 1974 [12] e consiste em um método relativamente simples para encontrar a forma de onda da fonte de som. Uma das extremidades do duto é ligada à boca do sujeito, que realiza a fonação em seu interior, e a outra extremidade tem terminação anecoica. Através da introdução de um microfone no interior do tubo, mede-se a pressão sonora na saída da boca deste sujeito.

A terminação anecoica tem como principal objetivo impedir a reflexão das ondas incidentes, de tal maneira que não haja sobreposição de ondas durante a medição. Outra consideração desta técnica é que a área da seção transversal do trato vocal é igual à área da seção transversal do tubo, de tal maneira que não haja impedância de radiação na saída da boca do sujeito. Em outras palavras, considerando que há total absorção da onda sonora e desprezando os efeitos do trato vocal entre a fonte e o tubo, é possível medir com boa exatidão a pressão incidente, ou seja, a forma de onda da fonte de som. Logo, o trato vocal é aproximado a um tubo de comprimento infinito, sem qualquer impedância de radiação em sua extremidade.

Em seu primeiro trabalho, Sondhi [12] utilizou um tubo de bronze, aberto em uma extremidade para que o paciente coloque a boca, e com um pequeno orifício em outra para permitir o escape de ar. Esta extremidade com orifício tem uma cunha de fibra de vidro. O tubo tem 1,83 m de comprimento, sendo que a terminação anecoica constitui a metade deste comprimento, e diâmetro interno igual a 2,54 cm.

Logo após Sondhi, Monsen e Engebretson [22] compararam a forma de onda da glote entre homens e mulheres, também utilizando o conceito do tubo Sondhi. Os autores utilizaram um tubo de aço, com uma cunha anecoica de espuma de poliuretano, com as mesmas dimensões do tubo proposto por Sondhi. Já Tanabe *et al.* [23] comparam a forma da onda entre pacientes saudáveis e pacientes com diferentes patologias na laringe através de um tubo com os mesmos materiais e dimensões utilizados por Sondhi.

A configuração utilizada pelos autores citados anteriormente é semelhante à Figura 2.3. Todos realizaram a medição da pressão de saída da boca por um microfone alocado a uma certa distância das extremidades do tubo.



Figura 2.3 – Configuração geral utilizando o conceito do tubo sem reflexão.
 Fonte: TANABE, M.; ISSHIKI, N.; KITAJIMA, K. [23] – adaptado pela autora.

A fim de fazer com que o trato vocal transmita a forma de onda da fonte de som com o mínimo de influência, as seguintes premissas foram consideradas nos trabalhos citados:

- 1) O trato vocal pode ser aproximado a um tubo de seção uniforme;
- 2) As paredes do trato vocal são rígidas;
- 3) A propagação é de uma onda plana em um gás ideal;
- 4) Considera-se vedação perfeita entre os lábios e o tubo;
- 5) Toda a onda incidente é absorvida pela terminação anecoica.

As premissas acima nem sempre são verdadeiras. Nota-se que, nesse modelo, assume-se que o papel do trato vocal se torna desprezível quando acoplado ao tubo, mas não é possível afirmar isto. Portanto, o tubo sem reflexão não elimina por completo o efeito do trato vocal, mas assume que o trato vocal é um duto cilíndrico, alongado até o "infinito" devido à sua terminação anecoica. Outra limitação deste modelo é o fato de utilizar apenas um microfone, impossibilitando o cálculo da pressão sonora nas direções positiva e negativa e, portanto, não sendo verificado o coeficiente de absorção da cunha anecoica utilizada.

Na Figura 2.4, há uma comparação entre a forma de onda medida em um tubo com a extremidade aberta e em um tubo com a terminação anecoica, assumindo as hipóteses anteriores. Nota-se que, na extremidade aberta há impedância de radiação, permitindo que uma parte da onda incidente seja transmitida ao meio externo e a outra parte seja refletida. Devido a isso, a resposta dada pelo microfone é a sobreposição da onda incidente às ondas refletidas, o que não confere o resultado desejado.

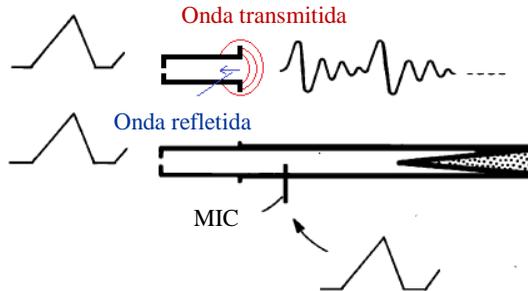


Figura 2.4 – Pressão sonora em um trato vocal idealizado, de paredes rígidas, (imagem superior) e pressão sonora de saída ao utilizar um tubo sem reflexão acoplado ao mesmo trato vocal (imagem inferior). Fonte: SONDH, M., 1975 [12] – adaptado pela autora.

2.2 Comparação dos principais parâmetros de voz entre falantes larígeos e sujeitos laringectomizados totais

Alguns autores realizaram a comparação entre a forma de onda da fonte de voz em pacientes laringectomizados totais e pacientes com laringe durante a emissão de frases. Esta seção visa realizar uma análise destes estudos e das conclusões encontradas.

Baggs e Pine [24], Robbins *et al.* [25], Blood [26], Qi e Weinberg [10], Most *et al.* [27], Deore *et al.* [7] e Maruthy *et al.* [28] realizaram alguns estudos com relação às diferenças entre as vozes traqueoesofágica, esofágica e laríngea. Qi e Weinberg fizeram esta comparação utilizando o conceito de filtro inverso, ou seja, realizaram a análise a partir da forma de onda da fonte de voz. Já nos demais trabalhos, realizou-se a gravação da voz por meio de um microfone, amplificação do sinal e posterior análise. Portanto, para estes autores, a análise não é feita a partir da forma de onda da fonte de som, mas sim de parâmetros da voz capturados no ambiente externo. Para o caso dos trabalhos de Baggs e Pine, Robbins *et al.* e Deore *et al.*, as gravações foram realizadas dentro de uma cabine tratada acusticamente. Os demais autores não relatam sobre o ambiente utilizado.

A comparação entre os três grupos de pacientes foi feita com relação à frequência, intensidade sonora e taxa de elocução. Na Tabela 2.1 estão os detalhes dos sujeitos submetidos aos testes para cada autor citado e alguns valores dos parâmetros encontrados, sendo a letra L relacionada à voz laríngea, a letra TE à voz traqueoesofágica e a letra ES relacionada à voz esofágica. Com relação ao gênero, a letra F se refere ao sexo feminino e a letra M ao sexo masculino.

Tabela 2.1 – Parâmetros encontrados em alguns trabalhos: frequência fundamental (FF), desvio padrão da frequência fundamental (DP), nível de pressão sonora (NPS) e taxa de elocução.

Autores		[24]	[25]	[26]	[10]
Quantidade e gênero	L	5 M	15 M	10 M	10
	TE	5 M	15 M	10 M	9 M 3 F
	ES	4 M	15 M	10 M	8 M 2 F
Idade (média)	L	47 a 77 anos	63 anos	59 anos	-
	TE	47 a 77 anos	59 anos	58 anos	63 anos
	ES	47 a 77 anos	63 anos	67 anos	69 anos
FF [Hz]	L	-	102,8	119,5	131,9
	TE	-	101,7	89,3	86
	ES	-	77,1	63,6	82,3
DP [Hz]	L	-	15,2	4,4	-
	TE	-	23,2	18,6	-
	ES	-	22,5	10,8	-
NPS	L	21,2	76,9	84	-
	TE	19,6	88,1	80	-
	ES	8,96	73,8	73	-
Taxa de elocução	L	182,5 palavras/min	172,8 palavras/min	-	-
	TE	132,4 palavras/min	127,5 palavras/min	-	-
	ES	-	99,1 palavras/min	-	-

Autores		[27]*	[7]**	[28]
Quantidade e gênero	L	5 M	12	5
	TE	5 M		-
	ES	5 M 5 M	12	-
Idade (média)	L	61 anos	52,5 anos	-
	TE	60 anos		-
	ES	66 anos	52,5 anos	-
FF [Hz]	L	147,33	144,04	103,92
	TE	85,48	110,31	92,74
	ES	105,28 83,59	-	77,52
DP [Hz]	L	17,53	-	-
	TE	18,82	-	-
	ES	29,15 24,06	-	-
NPS	L	31	-	-
	TE	30,2	-	-
	ES	28,3 31	-	-
Taxa de elocução	L	4,6 sílabas/s	-	300 sílabas/min
	TE	4,5 sílabas/s	-	203,7 sílabas/min
	ES	3,4 sílabas/s 2,1 sílabas/s	-	136,5 sílabas/min

Fonte: elaborado pela autora.

* Neste trabalho, as análises foram realizadas para os pacientes com voz laríngea (L), voz traqueoesofágica (TE) e voz esofágica (ES), sendo esta última dividida em esofágica fluente (primeira linha deste grupo) e voz esofágica moderada (segunda linha deste grupo).

** Neste estudo, os falantes com voz traqueoesofágica e os falantes com voz esofágica são os mesmos. É o mesmo grupo de laringectomizados totais, apenas mudou a técnica de fonação.

Quanto à frequência fundamental, todos os estudos citados encontraram menores valores para as vozes esofágica e traqueoesofágica com relação à voz laríngea. Nota-se que há uma maior dificuldade do controle do segmento faringoesofágico, em relação às pregas vocais, para conferir entonação à fala. Dentro do grupo de indivíduos laringectomizados, Maruthy *et al.* [28] explicaram que as maiores frequências fundamentais dos falantes traqueoesofágicos com relação aos falantes esofágicos indicam que aqueles com voz traqueoesofágica tenham uma melhor capacidade de controlar o segmento faringoesofágico, contribuindo, portanto, para o controle das frequências fundamentais.

Os pacientes com voz esofágica apresentam menor tempo de duração ao emitir uma frase. Baggs e Pine [24] e Most *et al.* [27] explicam que esta diferença é devido ao reservatório de ar limitado destes pacientes, o qual é dado pelo esôfago, estrutura com menor capacidade do que o reservatório de ar pulmonar dos pacientes com vozes traqueoesofágica e laríngea. Robbins *et al.* [25] destacam que, mesmo com esta vantagem respiratória, os indivíduos com voz traqueoesofágica apresentam uma redução do tempo máximo de fonação com relação ao grupo com voz laríngea. Esta redução pode ser explicada pelo fato de que a vazão de ar necessária para produzir a auto-oscilação do segmento faringoesofágico é maior do que aquela necessária para induzir a vibração das pregas vocais [2], explicando as diferenças na taxa de elocução entre o grupo de sujeitos laringectomizados totais e o grupo de falantes laríngeos. Além disso, pode ocorrer uma oclusão insuficiente do traqueostoma, permitindo vazamento de ar durante a fonação traqueoesofágica.

Quanto ao nível de pressão sonora, os resultados variaram entre os trabalhos com relação às diferenças encontradas entre o grupo com voz traqueoesofágica e o grupo com voz laríngea. Baggs e Pine [24], Blood [26] e Most *et al.* [27] encontraram níveis de pressão sonora entre os sujeitos com voz traqueoesofágica muito semelhantes com relação ao grupo com voz laríngea, devido ao uso de ar pulmonar pelos falantes dos dois grupos. Já Robbins *et al.* [25] observaram uma diferença significativa, com NPS de até 10 dB maiores para a voz traqueoesofágica com relação aos falantes laríngeos. Comparando a voz esofágica com as vozes traqueoesofágica e laríngea, todos os trabalhos evidenciaram em amplitudes menores de nível de pressão sonora no primeiro grupo.

Qi e Weinberg [10] compararam as formas de onda da fonte, obtida por meio de filtragem inversa, de 22 sujeitos laringectomizados totais, dos quais 10 eram falantes esofágicos e 12 eram falantes traqueoesofágicos, e de 10 falantes laríngeos. Suas análises mostraram que a forma de onda da glote do grupo com voz laríngea tem um formato semelhante

ao triangular, sendo quase periódico. Já a forma de onda dos sujeitos laringectomizados totais apresenta grande variabilidade. Dentro do grupo com voz traqueoesofágica, 25% dos pacientes tem o sinal da fonte de som com características diferentes daquelas encontradas no grupo com voz laríngea. Já 60% dos pacientes do grupo com voz esofágica apresentaram sinais da fonte com formato distinto daquele encontrado na voz laríngea. Assim, a forma de onda de 7 dos 10 pacientes analisados dentro deste grupo tem características fora do padrão triangular e quase periódico encontrado na voz laríngea. Estas diferenças encontradas podem ser explicadas devido à nova fonte de voz dos sujeitos laringectomizados totais e, também, devido às suas restrições durante a fonação. Alguns exemplos dessas restrições são a mudança do nível de pressão sonora e a modificação que ocorre com relação ao fluxo de ar que passa pelo segmento faringoesofágico comparado com o fluxo de ar que ocorre em sujeitos com voz laríngea. Os históricos no tempo das ondas sonoras produzidas na fonte encontram-se nos ANEXO A, ANEXO B e ANEXO C para sujeitos com voz laríngea, traqueoesofágica e esofágica, respectivamente. A validação dos padrões da forma de onda da fonte que predominam nos grupos laringectomizados requer análises adicionais com base em uma amostra maior de pacientes.

3 OBTENDO A FORMA DE ONDA DA FONTE SONORA – ESTUDO TEÓRICO

Neste capítulo será realizada uma descrição teórica do processo para a obtenção da forma de onda da fonte de voz. Para tanto, é necessário, primeiramente, encontrar a geometria do trato vocal e, a partir desta geometria, construir uma representação matemática do mesmo a partir do método da matriz de transferência. Esta matriz de transferência deve ser obtida pois, a partir dela, é retirada a influência do trato vocal na pressão final medida durante a fonação de uma vogal.

3.1 Obtenção da geometria do trato vocal por *layer-peeling*

Nesta etapa, um tubo de seção constante, denominado tubo fonte, de aproximadamente 1 metro de comprimento, é alocado na boca da pessoa e, na outra extremidade deste tubo, é produzido um ruído branco em direção ao trato vocal do sujeito. A ideia básica deste esquema é obter o coeficiente de reflexão na terminação do tubo fonte, ou seja, na interface entre a boca da pessoa e o tubo fonte.

Sabendo que o trato vocal pode ser aproximado por uma combinação de cilindros cuja área da seção transversal varia com a distância axial, é possível obter uma relação entre áreas de cada segmento do trato vocal a partir do coeficiente de reflexão calculado.

A cada variação de área no trato vocal, haverá uma parcela de onda refletida devido à descontinuidade e uma parcela de onda que será transmitida. Considerando um cilindro com várias descontinuidades, tem-se a configuração dada pela Figura 3.1.

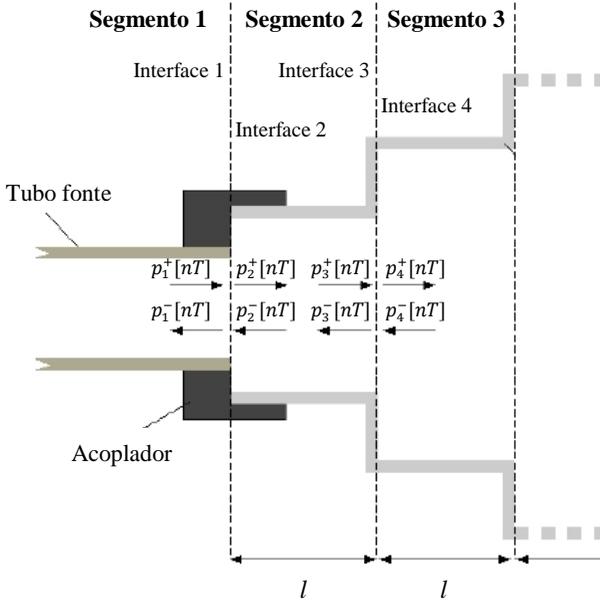


Figura 3.1 – Reflexão de ondas devido às discontinuidades nas interfaces de seções cilíndricas. Fonte: GRAY, C. D. (2005) [9] – adaptado pela autora.

O tempo da propagação de ida e volta do som ao longo de um segmento de comprimento l é descrito por:

$$T = \frac{2l}{c_0}. \quad (3.1)$$

No instante inicial ($t = 0$), ou seja, no instante em que a onda incidente chega à primeira discontinuidade (interface 1), as ondas refletidas referentes às interfaces 2, 3 e 4 ($p_2^-[nT]$, $p_3^-[nT]$ e $p_4^-[nT]$, respectivamente) são iguais a zero. Portanto, o coeficiente de reflexão, $r_{1,2}$, entre os segmentos 1 e 2, neste instante de tempo, é dado por [9]:

$$r_{1,2} = \frac{p_1^-[0T]}{p_1^+[0T]} = \frac{S_1 - S_2}{S_1 + S_2}, \quad (3.2)$$

sendo,

$p_1^- [0T]$ a parcela da pressão sonora refletida em x igual a zero, ou seja, na primeira descontinuidade;

$p_1^+ [0T]$ a parcela da pressão sonora incidente em x igual a zero;

S_1 a área da seção transversal do segmento 1, ou seja, do tubo fonte (duto acústico);

S_2 a área da seção transversal do segmento 2.

Já o coeficiente de transmissão, $\tau_{1,2}$, entre os segmentos 1 e 2, é dado por:

$$\tau_{1,2} = 1 + \frac{p_1^-(0, t)}{p_1^+(0, t)}. \quad (3.3)$$

Substituindo a Equação (3.2) na Equação (3.3), reescreve-se o coeficiente de transmissão da seguinte maneira:

$$\tau_{1,2} = 1 + r_{1,2} = \frac{2S_1}{S_1 + S_2}. \quad (3.4)$$

Rearranjando os termos da Equação (3.1), a área da seção transversal do segmento 2 pode ser expressa em termos da área da seção transversal conhecida do tubo fonte, ou seja:

$$S_2 = S_1 \left(\frac{1 - r_{1,2}}{1 + r_{1,2}} \right). \quad (3.5)$$

A partir de S_2 , é possível calcular as pressões sonoras da onda transmitida para o segmento 2, $p_2^+ [nT]$, e da onda refletida de volta ao segmento 1, $p_1^- [nT]$. A pressão sonora da onda transmitida, $p_2^+ [nT]$, é dada por:

$$p_2^+ [nT] = \tau_{1,2} p_1^+ [nT] + r_{2,1} p_2^- [nT], \quad (3.6)$$

sendo $r_{2,1}$ o coeficiente de reflexão devido à descontinuidade entre os segmentos 1 e 2 quando as ondas são incidentes apenas a partir do segmento 2. ($r_{2,1} = -r_{1,2}$).

Já a pressão sonora da onda refletida, $p_1^- [nT]$, é dada por:

$$p_1^- [nT] = r_{1,2} p_1^+ [nT] + \tau_{2,1} p_2^- [nT], \quad (3.7)$$

sendo $\tau_{2,1}$ o coeficiente de transmissão devido à descontinuidade entre os segmentos 1 e 2 quando as ondas são incidentes apenas a partir do segmento 2. ($t_{2,1} = 1 + r_{2,1}$).

Reorganizando as Equações (3.6) e (3.7) em um sistema matricial, pode-se obter as incógnitas $p_2^+ [nT]$ e $p_2^- [nT]$, tal que:

$$\begin{Bmatrix} p_2^+ [nT] \\ p_2^- [nT] \end{Bmatrix} = \frac{1}{1 - r_{1,2}} \begin{bmatrix} 1 & -r_{1,2} \\ -r_{1,2} & 1 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} p_1^+ [nT] \\ p_1^- [nT] \end{Bmatrix}. \quad (3.8)$$

O próximo passo consiste em determinar das pressões sonoras do lado direito do segmento 2, ou seja, $p_3^+ [nT]$ e $p_3^- [nT]$. A componente da onda na direção positiva, no lado direito do segundo segmento, $p_3^+ [nT]$, é determinada simplesmente adicionando uma variação de tempo igual a $T/2$ à pressão sonora $p_2^+ [nT]$. Isto é feito para levar em consideração o tempo necessário para que ela percorra uma distância igual a l (ver Figura 3.1). Portanto, a pressão $p_3^+ [nT]$ é dada por:

$$p_3^+ \left[\left(n + \frac{1}{2} \right) T \right] = p_2^+ [nT]. \quad (3.9)$$

De maneira semelhante, a componente da onda na direção negativa, no lado direito do segundo segmento, $p_3^- [nT]$, é determinada subtraindo um atraso de tempo igual a $T/2$ da pressão $p_2^- [nT]$, tal que:

$$p_3^- \left[\left(n - \frac{1}{2} \right) T \right] = p_2^- [nT]. \quad (3.10)$$

Quando o tempo é inferior a $T/2$, ainda não há ondas retornando ao segmento 3, de tal maneira que o coeficiente de reflexão, $r_{3,4}$, na superfície 3 (descontinuidade entre os segmentos 2 e 3) neste intervalo de tempo, é dado por:

$$r_{3,4} = \frac{p_3^- [T/2]}{p_3^+ [T/2]} = \frac{S_2 - S_3}{S_2 + S_3}. \quad (3.11)$$

Reorganizando os termos da Equação (3.10), é possível encontrar a área da seção do segmento 3, S_3 (maneira semelhante ao que foi feito na Equação (3.3)). Este procedimento é repetido sucessivamente, até obter todas as áreas referentes às reflexões das ondas de pressão sonora.

3.2 Matriz de transferência

Neste trabalho, a forma de onda da fonte de som foi determinada usando o método da matriz de transferência [8]. Este método pode ser utilizado quando há a possibilidade de dividir o sistema examinado em uma rede de subsistemas, unidos por matrizes de transferência. A construção dessas matrizes pode ser realizada de maneira analítica, experimental ou numérica [29]. Sendo assim, os elementos acústicos podem ser caracterizados por um sistema equivalente, calculado por meio da multiplicação sucessiva das matrizes de transferência dos elementos constituintes. Tal sistema descreve a transformação das variáveis do campo acústico em função da frequência [30].

No escopo deste trabalho, a matriz de transferência é uma representação matemática da geometria do trato vocal equivalente, sendo o trato vocal representado pela concatenação de vários cilindros, calculado na seção anterior através do *layer-peeling*. A partir disto, a pressão sonora na fonte de som é obtida a partir da matriz de transferência construída e da pressão sonora medida durante a fonação em um duto acústico.

A Figura 3.2 e a Equação (3.11) descrevem o caso analisado, sendo P_e a pressão de entrada do sistema (pressão sonora na fonte de som), U_e

a velocidade acústica calculada na entrada, $[M]$ a matriz de transferência do sistema, p_s a pressão sonora de saída (medida nos microfones) e u_s a velocidade de saída calculada, sendo todas as variáveis em função de $j\omega$.

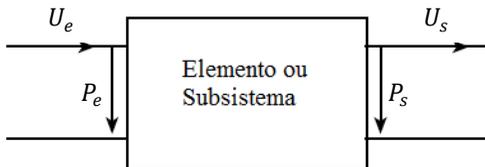


Figura 3.2 – Representação utilizada para calcular a matriz de transferência de um sistema. Fonte: MECHTEL, F. P. *Formulas of Acoustics* [8].

$$\begin{Bmatrix} P_e \\ U_e \end{Bmatrix} = [M] \begin{Bmatrix} P_s \\ U_s \end{Bmatrix}. \quad (3.12)$$

A matriz de transferência total, $[M]$, do sistema é calculada a partir da matriz de transferência, $[T_n]$, de cada segmento n discretizado do trato vocal, ou seja:

$$[M] = [T_1][T_2][T_3] \dots [T_n]. \quad (3.13)$$

Considerando um escoamento invíscido no interior do tubo fonte, a matriz de transferência de cada segmento do trato vocal é dependente da geometria do segmento em questão. De acordo com Mechel [8], para um determinado segmento n , tal matriz é calculada por:

$$[T_n] = \begin{bmatrix} \cos(kl) & j\bar{Z}_{0,n}\text{sen}(kl) \\ \left(j/\bar{Z}_{0,n}\right)\text{sen}(kl) & \cos(kl) \end{bmatrix}, \quad (3.14)$$

sendo,

k_0 o número de onda ($k = \omega/c_0 = 2\pi f/c_0$);

l o comprimento de cada segmento n (discretização no espaço);

$\bar{Z}_{0,n}$ a impedância característica do fluxo para o segmento n ($\bar{Z}_{0,n} = \rho_0 c_0 / S_n$);

ρ_0 a densidade característica do fluido, em kg/m^3 ;
 c_0 a velocidade de propagação do som no ar;
 S_n a área da seção transversal do segmento n ;
 j o número complexo ($j = \sqrt{-1}$).

Obtendo a matriz de transferência para cada segmento, é possível obter a matriz de transferência total e, conseqüentemente, a pressão na entrada do sistema.

3.3 Resumo do procedimento

De maneira geral, a fim de determinar a forma de onda da fonte de som, deve-se realizar o seguinte passo a passo:

1) Obtenção do coeficiente de reflexão na interface entre a boca e o duto:

- Utiliza-se o ruído branco para esta etapa pois a sua densidade espectral é constante para todas as faixas de frequências.
- Para que a pessoa permaneça por um intervalo de tempo confortável, a duração do sinal deve ser de, aproximadamente, 3 segundos.
- Durante esta medição, o voluntário deve modificar o trato vocal de tal forma a produzir a vogal a , pois esta vogal será utilizada nos procedimentos posteriores.
- Por motivos de higiene, será utilizado um bocal descartável para espirometria para que a pessoa possa colocar a boca.

2) Obtenção da resposta impulsiva a partir do coeficiente de reflexão em função da frequência, $R(\omega)$:

- Para que seja possível trabalhar com os dados em função da frequência, será necessária a reconstrução da parte complexa conjugada do coeficiente de reflexão.

3) Condução da técnica de *layer-peeling* para a obtenção da geometria equivalente do trato vocal.

4) Criação do modelo matemático do trato vocal pelo método da matriz de transferência.

5) Medição da voz do sujeito (vogal a) utilizando a bancada experimental e obtenção da pressão sonora $P(\omega)$ e velocidade de volume $U(\omega)$ na fonte a partir da matriz de transferência.

6) Obtenção de $p(t)$ e $u(t)$ (formas de onda em termos de pressão e velocidade de volume) a partir de $P(\omega)$ e $U(\omega)$.

4 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

Neste capítulo, foi realizado o dimensionamento da bancada, baseando-se na norma ISO 10534-2:1998(E) [29], e a sua posterior validação. Esta última é dividida em duas partes: a) validação do sistema de medição a partir da determinação do coeficiente de reflexão de um tubo fechado e b) validação do método proposto utilizando três tratos vocais artificiais.

4.1 Dimensionamento da bancada experimental

Foi construído um tubo de aço com a terminação aberta, com a possibilidade de fechá-lo através de uma tampa (ou porta amostra). A construção do tubo fonte e análise de dados durante as medições foram baseadas na norma internacional ISO 10534-2:1998(E) [29].

O tubo construído pode ser equipado com quatro microfones, com o intuito de aumentar a faixa de frequência analisada. As suas dimensões principais, em milímetros, estão listadas na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Dimensões principais do tubo utilizado no trabalho.

Comprimento total [mm]	Diâmetro interno [mm]	Espessura da parede [mm]
1045	20	6

Fonte: elaborado pela autora.

A partir da norma, tem-se que a frequência de corte, f_{corte} , do tubo é dada por:

$$f_{\text{corte}} = \frac{0,5c_0}{d}, \quad (4.1)$$

sendo d o diâmetro interno do tubo, igual a 20 milímetros.

A velocidade do som, em função da temperatura do ambiente, é calculada como:

$$c_0 = 343,2 \sqrt{\frac{T_K}{293}}, \quad (4.2)$$

sendo T_K a temperatura do ambiente, em Kelvin.

Para o tubo em questão, a frequência de corte é de, aproximadamente, 9000 Hz.

Para o cálculo do espaçamento entre os microfones, foram analisadas três configurações distintas de microfones, a fim de abranger desde as baixas frequências, com o intuito de atender aos pré-requisitos da voz humana, até as altas frequências.

De acordo com Dalmont *et al.* [32], a relação entre a frequência máxima de análise e a discretização no espaço do *layer-peeling* é dada por:

$$\Delta L = \frac{c_0 \Delta t}{2} = \frac{c_0}{4f_{m\acute{a}x}}, \quad (4.3)$$

sendo Δt a discretização no tempo.

Nota-se, pela Equação (4.3) que a frequência máxima de análise limita a discretização no espaço do *layer-peeling*. Quanto maior a frequência de análise, mais discretizado é o *layer-peeling* e, portanto, melhores os resultados.

As frequências de análise referentes ao espaçamento entre dois microfones, disponibilizadas pela ISO 10534-2:1998(E) [29], são calculadas por:

$$f_{m\acute{i}n} > \frac{0,05c_0}{s}, \quad (4.4)$$

$$f_{m\acute{a}x} < \frac{0,45c_0}{s}, \quad (4.5)$$

sendo s o espaçamento entre dois microfones.

Com o intuito de analisar uma faixa de frequência entre, aproximadamente, 40 Hz e a frequência de corte do tubo fonte (9000 Hz), as configurações utilizadas estão descritas na Figura 4.1 e na Tabela 4.2.

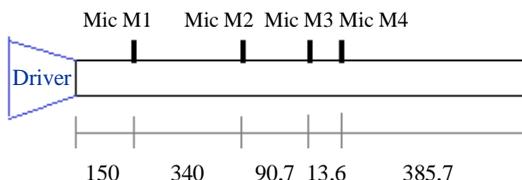


Figura 4.1 – Disposição dos microfones ao longo do tubo. Fonte: elaborado pela autora.

Tabela 4.2 – Configurações utilizadas a cada dois microfones.

		Espaçamento entre microfo- nes [mm]	Frequência mínima [Hz]	Frequência máxima [Hz]
Configuração 1	Mic M1 + Mic M4	444,3	39	347
Configuração 2	Mic M2 + Mic M4	104,3	165	1480
Configuração 3	Mic M3 + Mic M4	13,6	1261	11350

Fonte: elaborado pela autora.

Vale ressaltar que, pelo fato da frequência de corte do tubo fonte ser de, aproximadamente, 9000 Hz, esta foi a frequência máxima analisada.

4.2 Validação do sistema de medição

Esta etapa consiste em comparar os resultados experimentais em termos do coeficiente de reflexão em função da frequência, $R(\omega)$, e das Funções Resposta em Frequência (FRFs) com os resultados analíticos obtidos para uma condição de contorno simples (tubo fechado).

A etapa de validação da bancada foi feita com o tubo fechado pelo fato de se ter as expressões analíticas para as FRFs e para $R(\omega)$ nesta configuração.

Os equipamentos utilizados em todas as etapas experimentais deste trabalho foram: quatro microfones 1/4" de campo de pressão da marca B&K, modelo 4944A; um *driver* Titanium JBL D4400Ti; um analisador de sinais B&K Pulse modelo 3050-A-060 e um amplificador B&K modelo 2735.

A taxa de aquisição do equipamento foi de 32768 Hz, permitindo análises coerentes até 12800 Hz (fator de Nyquist igual 2,56).

A fim de simular uma terminação rígida, foi adicionada, na extremidade do tubo, uma tampa de aço carbono 1020 com 10 mm de espessura. Com isso, foram obtidas as FRFs analíticas para cada configuração entre microfones, descritas na Tabela 4.2, e o coeficiente de reflexão analítico para a terminação rígida do tubo.

Para o caso de ondas planas, sabe-se que a forma complexa da solução harmônica para a pressão acústica é dada por [36]:

$$P(\omega) = Ae^{jkx} + Be^{-jkx}. \quad (4.6)$$

A velocidade de partícula associada é calculada por:

$$U(\omega) = \frac{Ae^{jkx} - Be^{-jkx}}{\rho_0 c_0}, \quad (4.7)$$

sendo

x a distância do microfone em relação à origem, em metros;

A a amplitude de onda referente à parcela da pressão sonora incidente, em Pascal;

B a amplitude de onda referente à parcela da pressão sonora refletida, em Pascal.

A densidade característica do fluido é calculada a partir da Equação (4.8), fornecida pela ISO 10534-2:1998(E) [29].

$$\rho_0 = \rho \frac{p_a T_0}{p_0 T_K}, \quad (4.8)$$

sendo,

ρ a densidade característica do fluido a 20°C, em kg/m³ (igual a 1,186 kg/m³);

p_a a pressão atmosférica, em kPa;

T_0 a temperatura ambiente a 20°C, em kelvin (igual a 293 K).

Para um tubo com uma velocidade de partícula na sua entrada (fonte sonora) e com a outra extremidade fechada, tem-se as seguintes condições de contorno:

$$\text{I) para } x=0: u(0,t) = u_0 e^{-i\omega t}, \quad (4.9)$$

$$\text{II) para } x=L: u(L,t) = 0.$$

Aplicando as condições de contorno (I) e (II) acima na Equação (4.7), tem-se duas equações (uma para x igual a zero e outra para x igual a L) e duas incógnitas (A e B). As incógnitas A e B , em função das variáveis conhecidas, são dadas por [36]:

$$A = \frac{-u_0 \rho_0 c_0 e^{-jkl}}{2j \text{sen}(kl)}, \quad (4.10)$$

$$B = \frac{-u_0 \rho_0 c_0 e^{jkl}}{2j \text{sen}(kl)}. \quad (4.11)$$

O coeficiente de reflexão, R , em função da frequência, é calculado como [36]:

$$R(\omega) = \frac{A(\omega)}{B(\omega)}. \quad (4.12)$$

Já a FRF, H_{ij} , entre dois microfones é dada pela Equação (4.13), fornecida pela ISO 10534-2:1998(E) [29].

$$H_{ij}(\omega) = \frac{P_i(\omega)}{P_j(\omega)}, \quad (4.13)$$

sendo,

P_i a pressão sonora no microfone i , calculada pela Equação (4.6);

P_j a pressão sonora no microfone j , também calculada pela Equação (4.6).

Para o cálculo analítico das FRFs foram utilizados os pares de microfones descritos na Tabela 4.2, resultando em três FRFs distintas, uma para cada configuração.

Quanto à etapa experimental, obteve-se cada FRF diretamente das medições por meio do *software* Pulse Reflex 15.0. Com isso, calculou-se o coeficiente de reflexão seguindo as recomendações da ISO 10534-2:1998(E) [29], descritas passo a passo nesta seção.

O procedimento para o cálculo da FRF foi realizado separadamente para cada configuração entre microfones descrita na Tabela 4.2 (configurações 1, 2 e 3), sendo o microfone D (Figura 4.1) o microfone de referência utilizado. Com isso, foram obtidos três coeficientes de reflexão, $R(\omega)$, distintos, um para cada faixa de frequência analisada. O objetivo, ao final deste procedimento, é obter um coeficiente de reflexão resultante que englobe toda a faixa de frequência desejada (Tabela 4.2).

Primeiramente, calculou-se a função de transferência resultante, com a fase corrigida entre os microfones. Segundo a ISO 10534-2:1998(E) [29], esta função de transferência é calculada por:

$$H_{ij} = \sqrt{\frac{H_{ij}^I}{H_{ij}^{II}}}, \quad (4.14)$$

sendo,

H_{ij} a FRF corrigida entre dois microfones;

H_{ij}^I a FRF medida com os microfones na configuração original;

H_{ij}^{II} a FRF medida com os microfones na posição invertida.

Vale ressaltar que as três configurações da Tabela 4.2 foram analisadas, a fim de obter um coeficiente de reflexão resultante que abranja a faixa de frequência discutida.

Com a FRF H_{ij} calculada, é possível obter o coeficiente de reflexão para cada uma das três configurações, ou seja:

$$R = \frac{H_{ij} - H_I}{H_R - H_{ij}} e^{2jkx_i}, \quad (4.15)$$

sendo,

H_I a função de transferência considerando apenas as ondas incidentes;

H_R a função de transferência considerando apenas as ondas refletidas;

x_i a distância do microfone i de referência à terminação do tubo, em metros.

A seguinte configuração é fornecida pela ISO 10534-2:1998(E) [25], sendo a posição 1 utilizada para o microfone de referência. Esta mesma configuração foi utilizada neste trabalho para os três pares de microfones considerados.

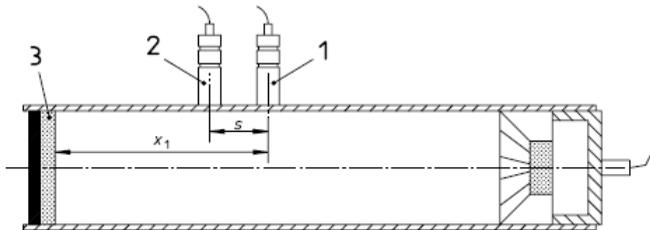


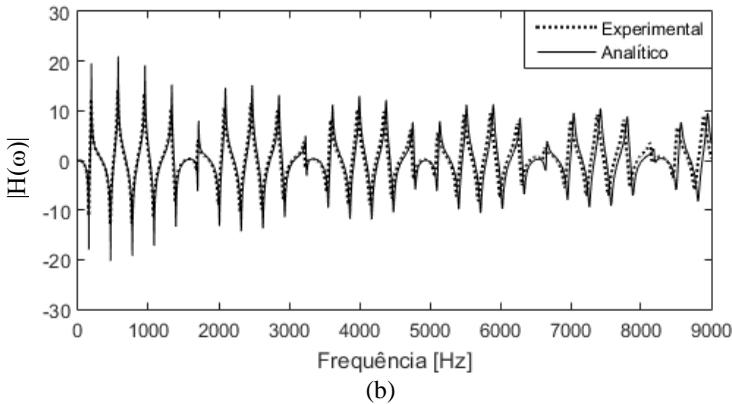
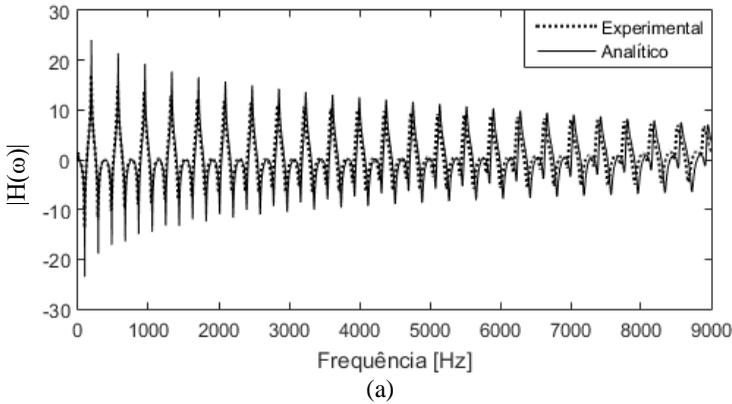
Figura 4.2 – Posição e distância de cada par de microfone considerado (Tabela 4.2). Fonte: ISO 10534-2:1998(E) [25].

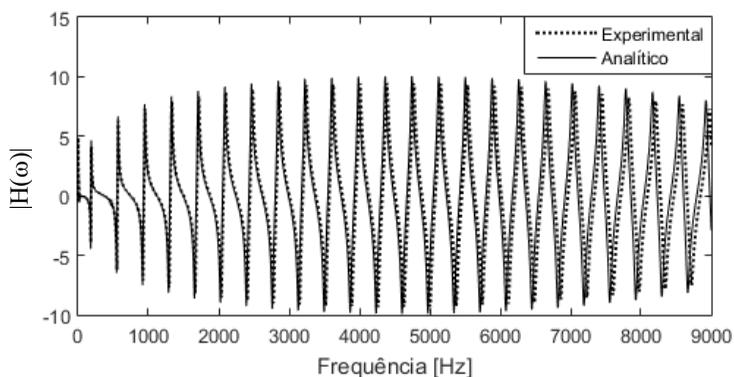
As funções de transferência H_I e H_R são calculadas de acordo com as Equações (4.16) e (4.17), respectivamente:

$$H_I = e^{-jks}, \quad (4.16)$$

$$H_R = e^{jks}. \quad (4.17)$$

Na Figura 4.3 estão plotados os módulos das funções resposta em frequência obtidas experimentalmente e já comparadas a FRF analítica para as configurações 1, 2 e 3.





(c)

Figura 4.3 – Módulo da FRF analítica e experimental: a) $s = 444,3$ mm (configuração 1); b) $s = 104,3$ mm (configuração 2); c) $s = 13,6$ mm (configuração 3).

Fonte: elaborado pela autora.

A discrepância na amplitude entre os resultados analítico e experimental, para todas as configurações analisadas, pode ser explicada pelas perdas que ocorrem no modelo experimental, como, por exemplo, a absorção do ar.

O módulo do coeficiente de reflexão obtido pelo procedimento experimental, comparado ao procedimento analítico, está ilustrado na Figura 4.4 a seguir.

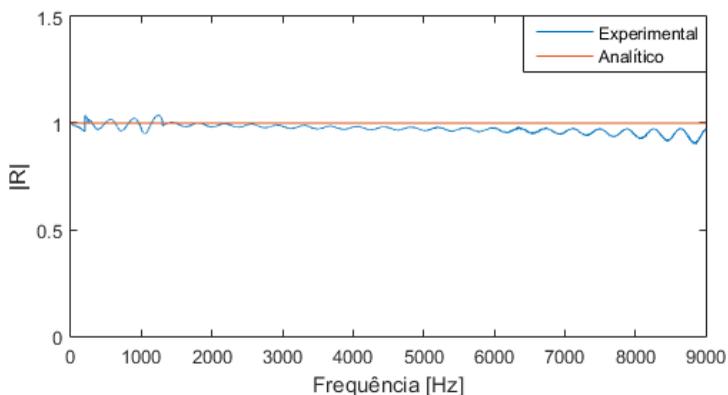


Figura 4.4 – Módulo do coeficiente de reflexão experimental e analítico. Fonte: elaborado pela autora.

Como era o esperado, o módulo do coeficiente de reflexão obtido de forma analítica para um tubo fechado (terminação rígida) é igual à unidade para todas as frequências. Já para o caso experimental, este tende a decair ao longo da frequência. Isto acontece por alguns motivos. Primeiramente, a terminação do tubo não é totalmente rígida. Apesar de ser uma terminação de aço carbono 1020 com 10 mm de espessura, sempre haverá uma absorção, mesmo que mínima, devido à parede não rígida. As pequenas ondulações no coeficiente de reflexão experimental são devidas ao vazamento de ar que ocorre nos alojadores dos microfones, colaborando, também, com o caimento do módulo do coeficiente de reflexão ao longo da frequência. Tais ondulações tendem a ser mais evidentes em altas frequências devido ao menor comprimento de onda nessas frequências. Outro motivo do caimento do coeficiente de reflexão experimental é, como mencionado anteriormente, a absorção do ar.

4.3 Validação experimental dos métodos Matriz de Transferência e *Layer-peeling*

Para realizar a etapa experimental com os pacientes, é necessário, primeiramente, validar todo o procedimento descrito no Capítulo 3. Para isto, foram utilizados três tratos vocais artificiais de diferentes dimensões, sendo que cada trato tem seção circular com variação do raio ao longo do seu comprimento. A geometria de cada trato foi obtida pelo método de *layer-peeling* para, em seguida, determinar sua respectiva matriz de transferência e, por fim, a pressão de entrada quando o trato vocal artificial é alocado entre o alto-falante e o tubo.

O fluxograma a seguir descreve de maneira mais clara todo o procedimento que será descrito neste capítulo. Cada etapa é explicada separadamente nas próximas seções. Vale ressaltar que na Seção 4.3 ainda não é realizado nenhum estudo com sujeitos, mas apenas a validação das técnicas por meio de experimentos realizados com o trato vocal artificial, na validação do *layer-peeling*, e com sinais da fonte conhecidos, na validação da matriz de transferência. Os testes com sujeitos serão realizados apenas no Capítulo 5.

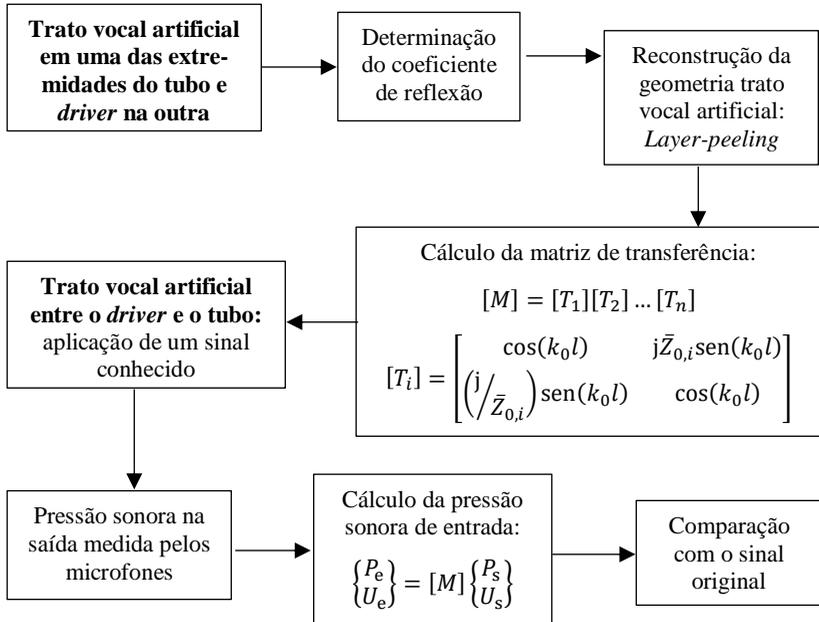


Figura 4.5 – Fluxograma do procedimento para a validação dos métodos Matriz de Transferência e *Layer-peeling*. Fonte: elaborado pela autora.

4.3.2 Reconstrução da geometria do trato vocal artificial

Nesta etapa, o trato vocal artificial é alocado em uma das extremidades do tubo e, na outra extremidade, o *driver* produz uma pressão sonora de banda larga (ruído branco). O coeficiente de reflexão entre cada trato vocal artificial e o duto, em função da frequência, foi calculado seguindo o mesmo procedimento da Seção 4.2, ou seja, utilizando o procedimento descrito na norma ISO 10534-2:1998(E) [29]. Com este parâmetro, é possível reconstruir a geometria de cada trato utilizando a teoria da Seção 3.1.

Os resultados obtidos para os três tratos vocais artificiais analisados estão na Figura 4.6. As pequenas diferenças entre as geometrias reais e experimentais dos três tratos analisados podem ser explicadas pelas perdas, anteriormente mencionadas, existentes no modelo experimental.

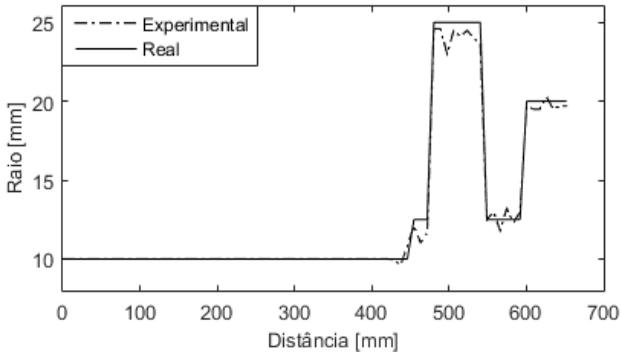
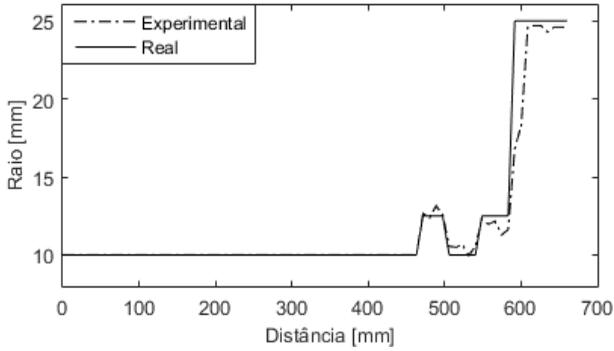
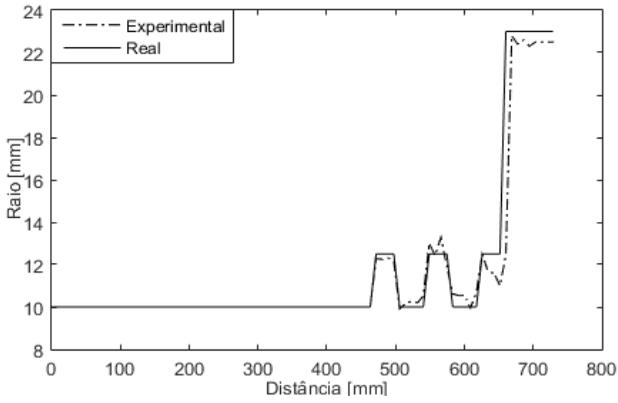


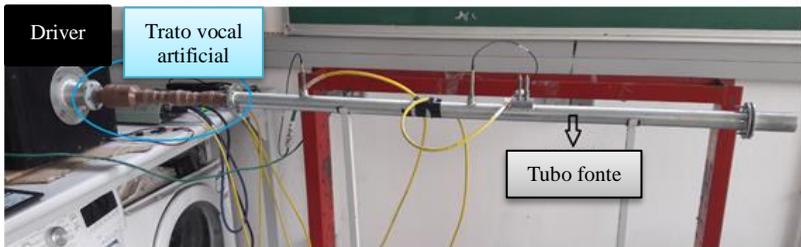
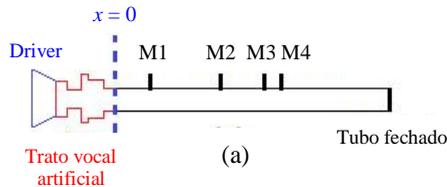
Figura 4.6 – Reconstrução da geometria do objeto. (a) Objeto 1. (b) Objeto 2. (c) Objeto 3. Fonte: elaborado pela autora.

A etapa da análise do coeficiente de reflexão resultante dos objetos, considerando todas as distâncias utilizadas entre microfones, se encontra no APÊNDICE A (exemplo para um objeto). O procedimento realizado para o cálculo da geometria dos tratos vocais artificiais pelo método do *layer-peeling* está descrito no APÊNDICE B. Ambos estão em forma de código do *software Matlab*.

4.3.3 Obtenção da forma de onda emitida pelo *driver*

Este procedimento é baseado no método da matriz de transferência, discutida na Seção 3.2. Com a geometria do trato vocal artificial, cujo raio foi determinado no tópico anterior, é possível obter uma matriz de transferência resultante que englobe todo o trato a partir das Equações (3.10), (3.11) e (3.12).

A configuração utilizada nesta etapa experimental encontra-se na Figura 4.7, sendo que a posição $x = 0$ encontra-se exatamente onde termina o trato vocal artificial e inicia o tubo fonte. O trato vocal artificial utilizado nesta etapa é o Objeto 1 (Figura 4.6.a).



(b)

Figura 4.7 – Configuração utilizada para o cálculo da pressão de entrada fornecida pelo *driver*. a) Desenho explicativo; b) Foto da bancada. Fonte: elaborado pela autora.

O objetivo principal deste procedimento é obter, a partir da teoria de matriz de transferência, a pressão sonora na entrada do sistema (pressão sonora produzida pelo *driver*) sem a influência do trato vocal artificial. Para isto, foi aplicado um sinal conhecido e, após a passagem do sinal pelo trato, a pressão sonora foi medida pelos quatro microfones alocados no tubo. Realizando a Transformada Rápida de Fourier (FFT) da pressão medida por cada microfone, tem-se que tais pressões, agora em função da frequência, são descritas pela Equação (4.6).

As constantes A e B dependem apenas da frequência. Desta maneira, a partir de duas configurações distintas, é possível encontrar os valores dessas constantes. Novamente, a fim de abranger todas as frequências desejadas, tais constantes foram obtidas para as configurações de microfones descritas na Tabela 4.2.

De uma maneira geral, tem-se:

$$B_i = \frac{P_4 - P_i e^{jk(x_4 - x_i)}}{e^{-jkx_4} - e^{jk(x_4 - 2x_i)}}, \quad (4.18)$$

$$A_i = \frac{P_i - B e^{-jkx_i}}{e^{jkx_i}}, \quad (4.19)$$

sendo P_4 a pressão sonora medida pelo microfone M4; x_4 a posição do microfone M4 a partir de $x = 0$; P_i a pressão sonora medida pelos microfones M1 (quando $i = 1$), M2 ($i = 2$) e M3 ($i = 3$) e x_i a posição de cada microfone a partir de $x = 0$.

Com as constantes A_i e B_i calculadas para cada configuração de microfone, foi determinada a resultante de cada uma dessas constantes, abrangendo a faixa de frequência desejada. Tais resultantes foram denotadas simplesmente por A e B . A partir disto, a pressão sonora na saída do sistema, P_s , foi recalculada pela Equação (4.6), reescrita a seguir, porém utilizando as variáveis para este caso.

$$P_s = A e^{jkx_4} + B e^{-jkx_4}. \quad (4.20)$$

Por fim, é possível obter a velocidade de partícula, em função da frequência, na saída do sistema, ou seja, na interface entre o trato vocal artificial analisado e o tubo fonte.

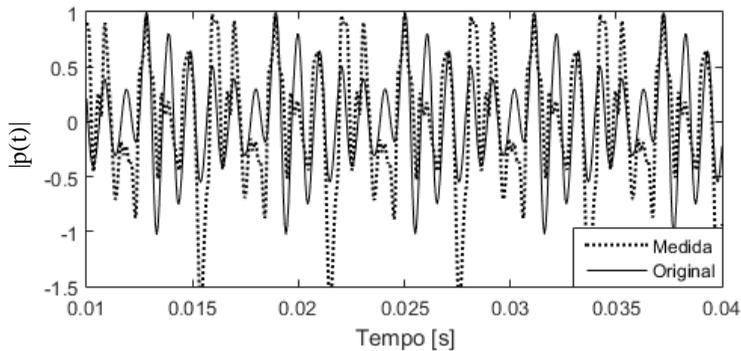
$$U_s = \frac{Ae^{jkx} - Be^{-jkx}}{\rho_0 c_0}. \quad (4.21)$$

Com P_s e U_s determinados, a saída do sistema está, portanto, totalmente definida. Finalmente, com a matriz de transferência resultante, a pressão sonora de saída e a velocidade de partícula de saída, é possível obter a pressão e a velocidade de partícula de entrada do sistema a partir da Equação (3.12), repetida a seguir:

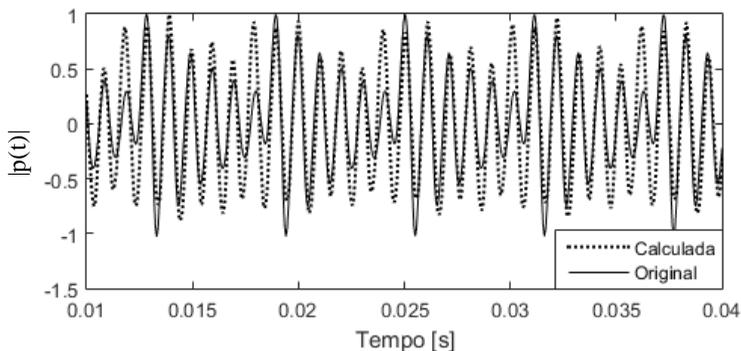
$$\begin{Bmatrix} P_e \\ U_e \end{Bmatrix} = [M] \begin{Bmatrix} P_s \\ U_s \end{Bmatrix}. \quad (4.22)$$

Novamente, a matriz de transferência resultante, $[M]$, leva em consideração cada segmento n do trato vocal. Cada variação do raio ao longo do trato vocal, calculado através do *layer-peeling*, caracteriza um pequeno segmento n de comprimento l . Cada segmento n é caracterizado por sua matriz de transferência local $[T_i]$. Após a obtenção das matrizes de transferência locais, é possível obter a matriz de transferência resultante. A matriz de transferência resultante e a matriz de transferência para um segmento n foram detalhadas na Seção 3 pelas Equações (3.13) e (3.14), respectivamente. O código desta etapa encontra-se descrito no APÊNDICE C.

Foram analisados três sinais distintos e conhecidos. Os resultados a seguir mostram, primeiramente, uma comparação entre a pressão original, ou seja, o sinal enviado pelo *driver* (conhecido), e a pressão sonora medida diretamente pelos microfones após a passagem do sinal pelo trato vocal artificial, portanto, sem a realização de nenhum cálculo. Em seguida, tem-se uma comparação entre a pressão sonora original e a pressão calculada utilizando o método da matriz de transferência. Este caso é descrito nas Figuras Figura 4.8, Figura 4.9 e Figura 4.10 para os sinais 1, 2 e 3, respectivamente. As pressões sonoras estão normalizadas pelo valor máximo encontrado em cada caso.

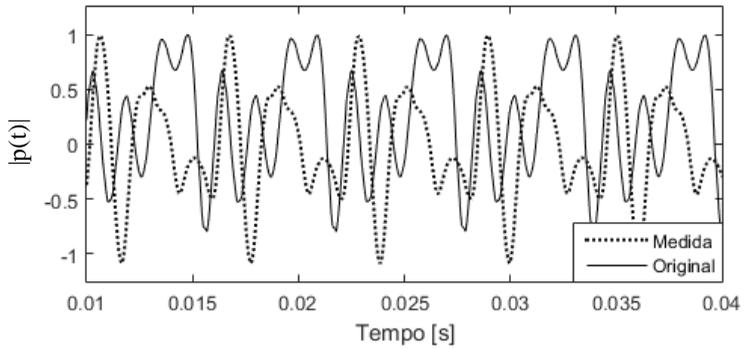


(a)

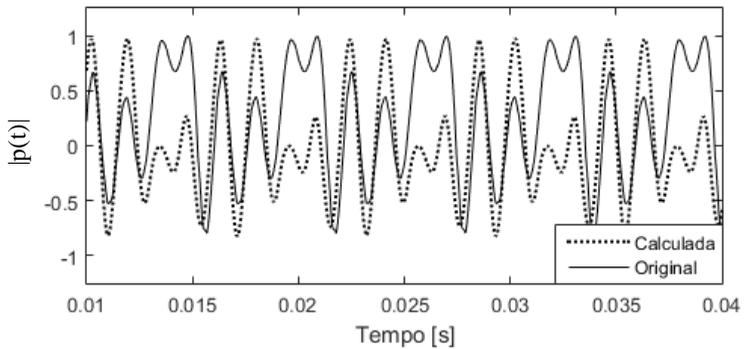


(b)

Figura 4.8 – Sinal 1. (a) Comparação entre a pressão sonora original (enviada pelo *driver*) e a pressão sonora medida. (b) Comparação entre a pressão sonora original e a pressão sonora de entrada calculada pelo método da matriz de transferência. Fonte: elaborado pela autora



(a)



(b)

Figura 4.9 – Sinal 2. (a) Comparação entre a pressão sonora original (enviada pelo *driver*) e a pressão sonora medida. (b) Comparação entre a pressão sonora original e a pressão sonora de entrada calculada pelo método da matriz de transferência. Fonte: elaborado pela autora

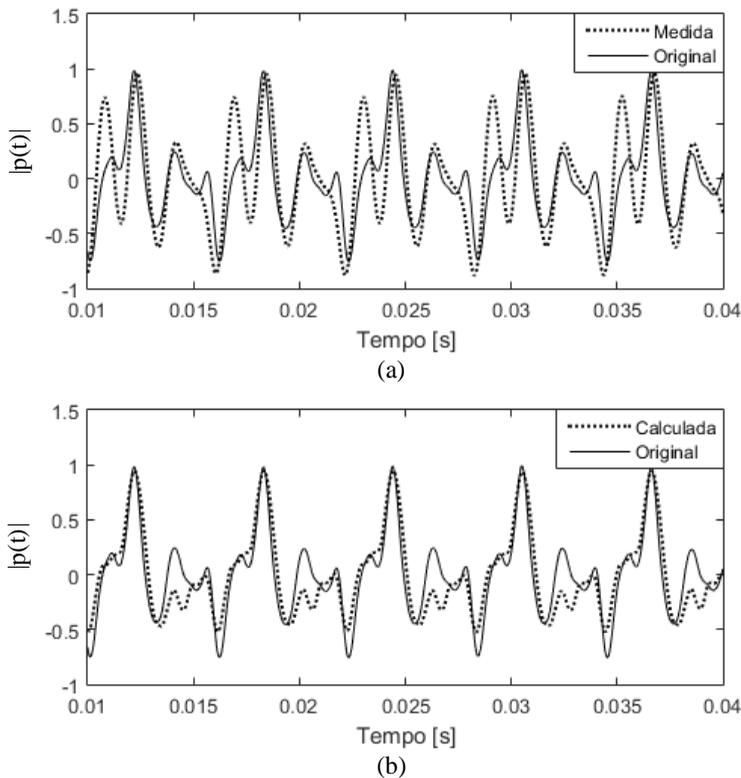
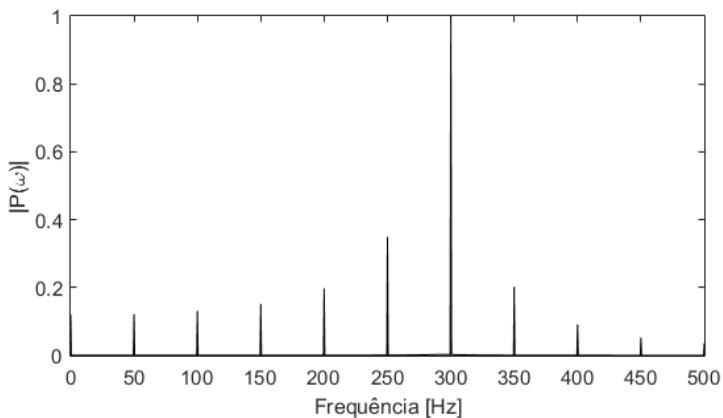


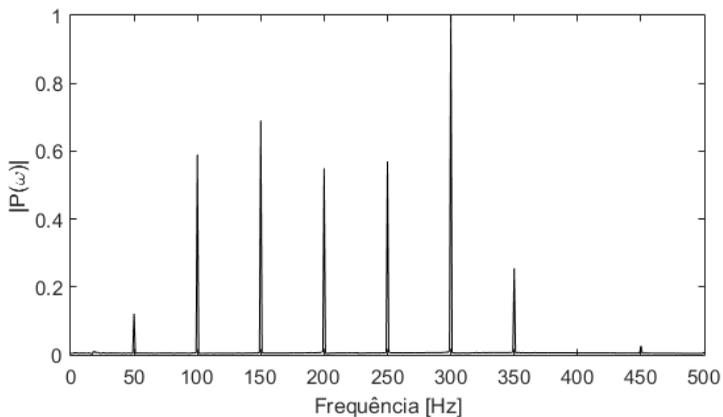
Figura 4.10 – Sinal 3. (a) Comparação entre a pressão sonora original (enviada pelo *driver*) e a pressão sonora medida. (b) Comparação entre a pressão sonora original e a pressão sonora de entrada calculada pelo método da matriz de transferência. Fonte: elaborado pela autora.

As discrepâncias encontradas entre a pressão sonora determinada pelo método da matriz de transferência e a pressão sonora original podem ser explicadas por alguns motivos, sendo um deles relacionado à limitação em frequência na fonte sonora, ou seja, o sinal gerado pelo amplificador não é exatamente aquele reproduzido pela fonte. Outro fato é que não está sendo considerado o efeito da viscosidade no *layer-peeling*, havendo pequenos erros na obtenção da geometria do trato vocal artificial. Há, ainda, a possibilidade de vazamento de ar, mesmo que mínimo, nas interfaces entre o objeto e o trato, além dos pequenos vazamentos, já discutidos, nos microfones.

Foi também analisado o espectro de cada sinal original e comparado com o espectro do sinal calculado pelo método da matriz de transferência, a fim de verificar se as frequências fundamentais, ao calcular utilizando o método da matriz de transferência, são mantidas. Nas figuras Figura 4.11, Figura 4.12 e Figura 4.13 estão as magnitudes dos espectros dos sinais 1, 2 e 3, respectivamente.



(a)



(b)

Figura 4.11 – Espectro da pressão sonora – Sinal 1. (a) Original. (b) Calculado.

Fonte: elaborado pela autora.

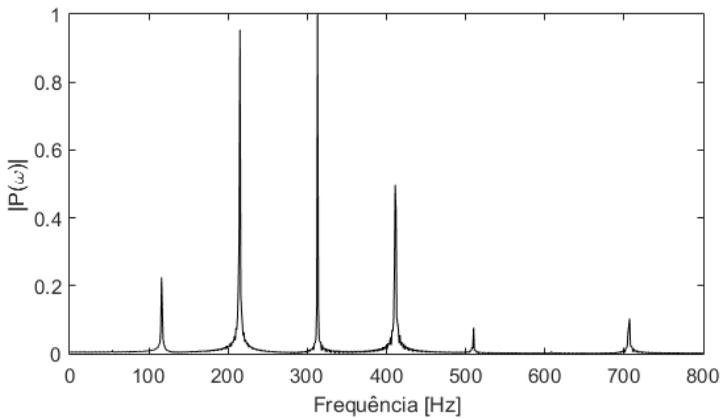
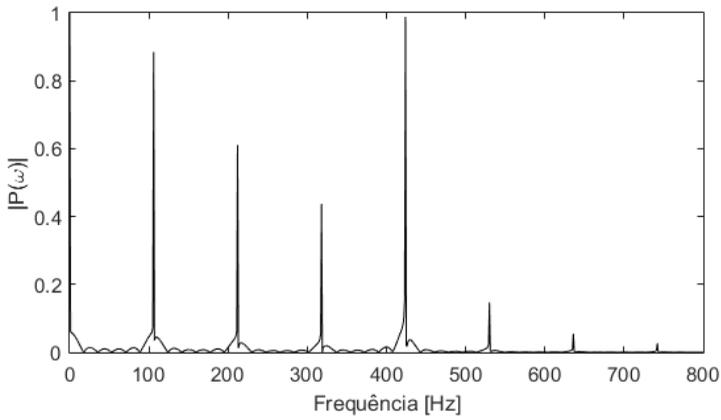
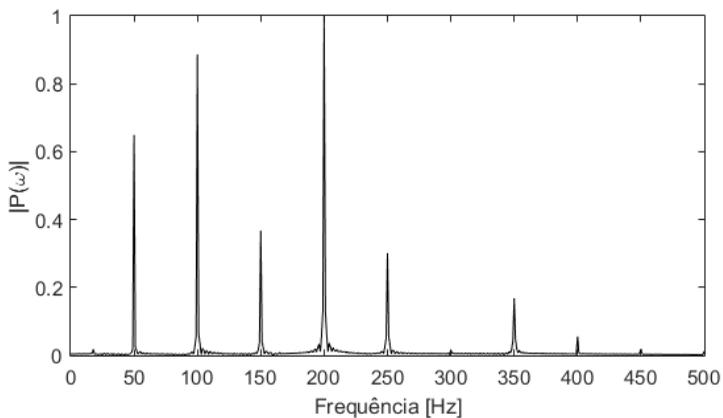
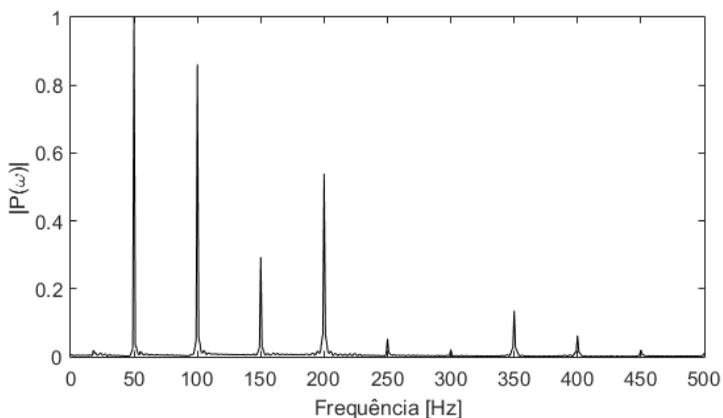


Figura 4.12 – Espectro da pressão sonora – Sinal 2. (a) Original. (b) Calculado.
Fonte: elaborado pela autora.



(a)



(b)

Figura 4.13 – Espectro da pressão sonora – Sinal 2. (a) Original. (b) Calculado.
 Fonte: elaborado pela autora.

Nota-se que há uma boa correlação entre os espectros dos sinais originais e os espectros dos sinais calculados pelo método da matriz de transferência. Apenas para o sinal 2 houve uma pequena discrepância, o que pode ser explicado pela limitação em frequência na fonte sonora.

5 OBTENÇÃO DA FORMA DE ONDA DA FONTE SONORA – TESTES COM SUJEITOS

Concluída a etapa de validação, apresentam-se agora resultados experimentais da forma de onda da fonte sonora obtida em falantes traqueoesofágicos. Todos os procedimentos realizados na validação do método para determinar a geometria do trato vocal artificial e o sinal do *driver* (Seção 4.3) foram repetidos para cada pessoa. Porém, o objeto (trato vocal artificial), neste caso, é o próprio trato vocal e, o *driver*, a glote, para o caso de falantes laríngeos, ou o segmento faringoesofágico para falantes com voz traqueoesofágica.

Vale ressaltar que todos os procedimentos são não invasivos. Além disso, para manter a higiene e não prejudicar a saúde dos voluntários, utilizou-se, para cada indivíduo, um bocal descartável, utilizado em testes de espirometria, na extremidade do tubo em que é colocada a boca, não influenciando nas medições. E, ainda, a cada troca de voluntário, a mesma extremidade do tubo era higienizada com um pano limpo e álcool em gel para posterior encaixe do próximo bocal.

Cada voluntário assinou um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, fornecido no APÊNDICE D.

A Figura 5.1 mostra um fluxograma com todas as etapas deste Capítulo.

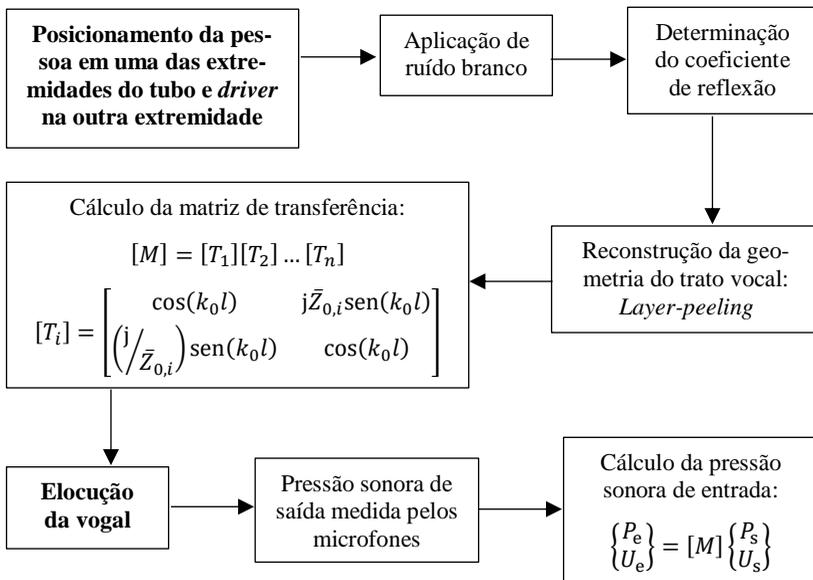


Figura 5.1 – Fluxograma do procedimento para encontrar a forma de onda da fonte sonora de pessoas submetidas ao teste. Fonte: elaborado pela autora.

Na Figura 5.2, tem-se a configuração utilizada neste procedimento.

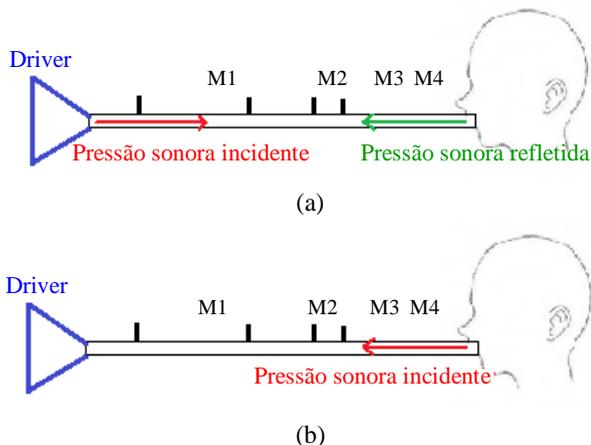


Figura 5.2 – Etapas dos procedimentos experimentais realizados com os voluntários. (a) Reconstrução do trato vocal (*layer-peeling*). (b) Fonação de uma vogal para dentro do tubo. Fonte: elaborado pela autora.

Nas próximas seções, serão detalhadas todas as etapas descritas pelo fluxograma anterior. Os procedimentos foram realizados em dois grupos distintos de indivíduos: falantes laríngeos e falantes traqueoesofágicos.

5.1 Testes experimentais em falantes laríngeos

Os procedimentos descritos nesta seção foram realizados com três participantes, sendo dois homens com idades entre 23 e 25 anos e uma mulher com 52 anos, todos não fumantes. Os testes foram realizados em uma sala de aula, sem tratamento acústico no ambiente. Os procedimentos foram realizados no mesmo dia, portanto as condições ambientes (temperatura, umidade etc.) são as mesmas para todos os sujeitos.

A cada voluntário foi dado um código, conforme a Tabela 5.1.

Tabela 5.1 – Relação dos falantes laríngeos (gênero e idade) que participaram dos procedimentos experimentais.

	Homem/Mulher	Idade
Voluntário 1L	Homem	23 anos
Voluntário 3L	Homem	25 anos
Voluntário 4L	Mulher	52 anos

Fonte: elaborado pela autora.

Analisou-se a vogal *a* devido à sua maior facilidade de fonação na posição exigida (lábios englobando o tubo) e por não ser um som nasal. Esta vogal foi utilizada em todos os testes neste trabalho que englobam sujeitos, ou seja, tanto para falantes laríngeos quanto para falantes traqueoesofágicos.

5.1.2 Reconstrução da geometria do trato vocal

A primeira etapa constituiu a reconstrução da geometria equivalente do trato vocal utilizando a teoria do *layer-peeling*. Uma das extremidades foi utilizada para o participante colocar a boca e, na outra extremidade, foi alocado o *driver*. Após isto, foi aplicado um ruído branco e,

com o coeficiente de reflexão obtido devido às mudanças repentinas de área no trato vocal, reconstruiu-se o trato vocal de cada sujeito.

David (1996) [33], Kemp (2002) [34], Kausel (2003) [35] e Dalmont (2012) [32] realizaram a reconstrução de objetos tubulares de geometria conhecida utilizando o algoritmo *layer-peeling*. A partir desta técnica, todos conseguiram realizar de maneira precisa a reconstrução de tais objetos.

Com relação à reconstrução da geometria do trato vocal de falantes laríngeos, há alguns estudos sobre este tema. Gray (2005) [9] utilizou o método *layer-peeling*, comentado no Capítulo 4 (Seção 4.3.2). Já Hanna *et al.* (2016) [37] estudaram o formato (raio e comprimento) do trato vocal utilizando uma técnica da medicina conhecida como ressonância magnética, a qual será utilizada como referência para fins de comparação neste capítulo.

Segundo Hanna *et al.*[37], o trato vocal, de maneira geral, pode ser aproximado pela seguinte configuração:

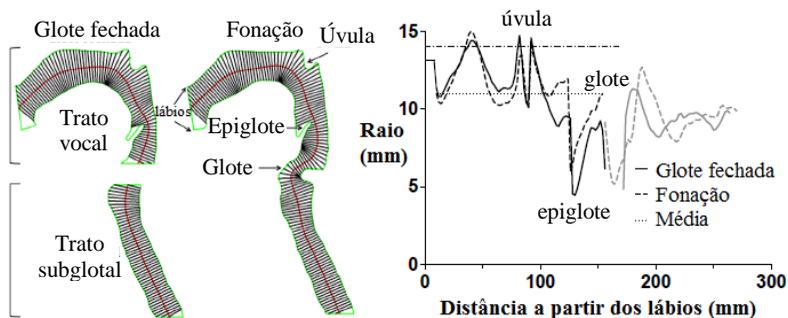
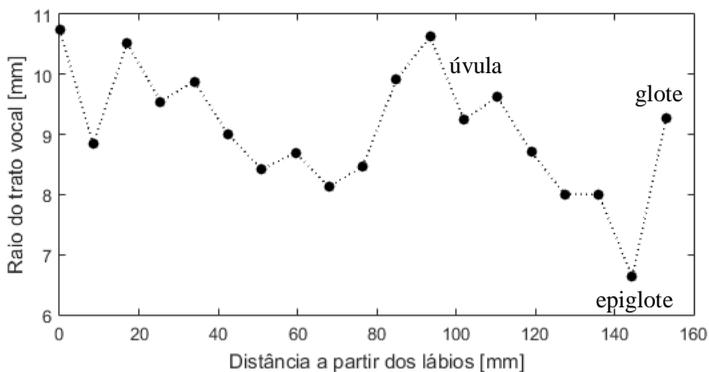


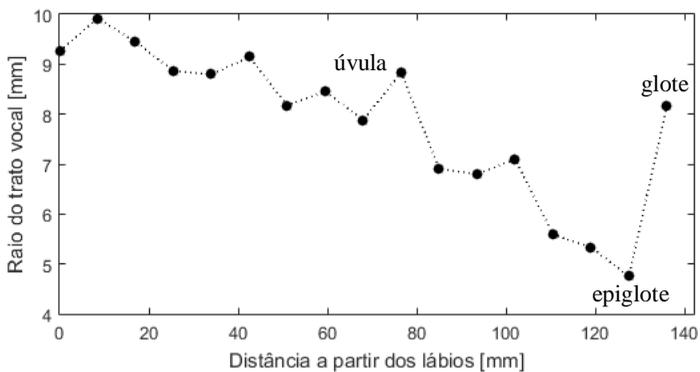
Figura 5.3 – Configuração geral do trato vocal e raio do trato vocal em função da distância a partir dos lábios de falantes laríngeos. Fonte: Hanna *et al.* (2016) [37] – adaptado pela autora.

A reconstrução do trato vocal de cada sujeito foi, portanto, baseada neste estudo, ou seja, a posição da epiglote encontra-se no ponto com menor raio, definindo, assim, o tamanho do trato vocal de cada um dos voluntários.

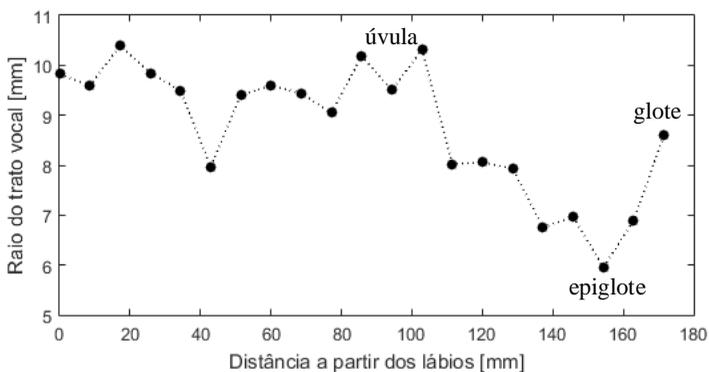
As reconstruções em questão encontram-se na Figura 5.4.



(a)



(b)



(c)

Figura 5.4 – Raios do trato vocal de falantes laríngeos. (a) Voluntário 1L. (b) Voluntário 2L. (c) Voluntário 3L. Fonte: elaborado pela autora.

Nota-se uma semelhança entre a geometria equivalente encontrada do trato vocal dos três participantes com a geometria equivalente fornecida nos estudos de Hanna *et al.* Ou seja, o trato vocal de um falante laríngeo tem um comprimento total de, aproximadamente, 150 milímetros, podendo haver pequena variação de acordo com as características anatômicas de cada pessoa.

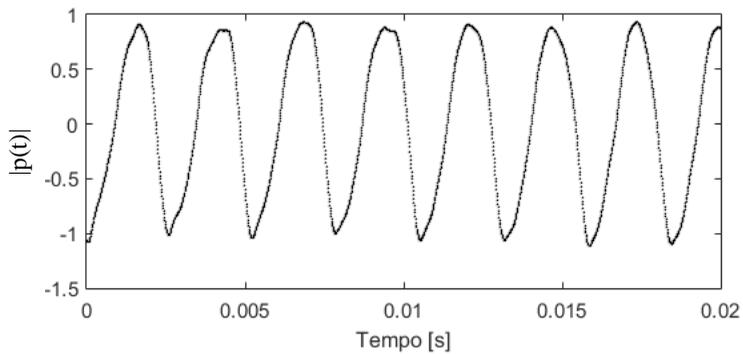
Com a reconstrução da geometria do trato vocal de cada sujeito, é possível obter a matriz de transferência para cada situação utilizando as Equações (3.13) e (3.14) da Seção 3.2.

5.1.3 Obtenção da forma de onda da fonte sonora

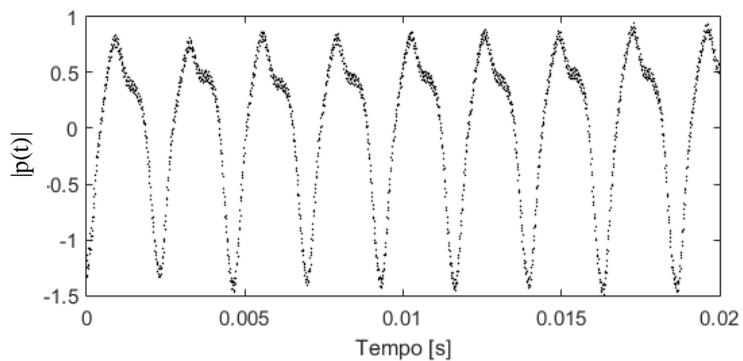
Apresentam-se aqui os resultados experimentais da forma de onda glotal obtida para cada sujeito, de acordo com a técnica apresentada na Seção 4.3.3. Cada participante realizou a fonação da vogal *A* para dentro do tubo e a pressão sonora foi medida pelos quatro microfones alocados ao longo do mesmo.

Para o cálculo da pressão sonora na glote de cada sujeito, foi utilizada a Equação (3.12), onde P_e e U_e referem-se, respectivamente, à pressão e velocidade na glote, P_s e U_s , à pressão e velocidade medidas pelos microfones, sem nenhum tratamento, e a matriz $[M]$ é a matriz de transferência que descreve o trato vocal de cada um, sendo todas as variáveis em função da frequência. Busca-se, portanto, encontrar as variáveis P_e e U_e . Vale ressaltar que as pressões sonoras foram medidas por qualquer um dos quatro microfones, já que o tempo de medição, neste caso, é inferior ao tempo de propagação de ida e volta da onda sonora. Portanto, só existe a componente da onda incidente durante o intervalo de tempo considerado. Desta maneira, a pressão sonora medida por qualquer um dos quatro microfones é similar.

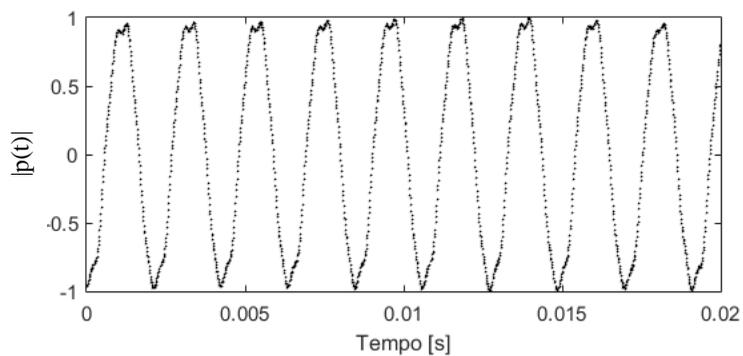
Os resultados obtidos com este procedimento encontram-se na Figura 5.5, sendo as pressões sonoras normalizadas. Na Figura 5.6 estão os espectros normalizados destas pressões.



(a)



(b)



(c)

Figura 5.5 – Pressão sonora normalizada de entrada de falantes laríngeos ao realizar a elocução da vogal *a*. a) Voluntário 1L; b) Voluntário 2L; c) Voluntário 3L. Fonte: elaborado pela autora.

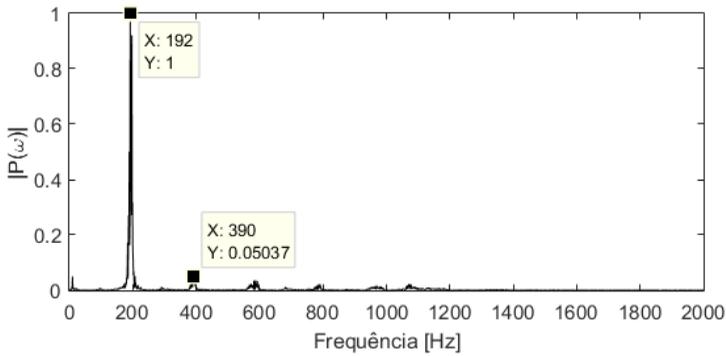
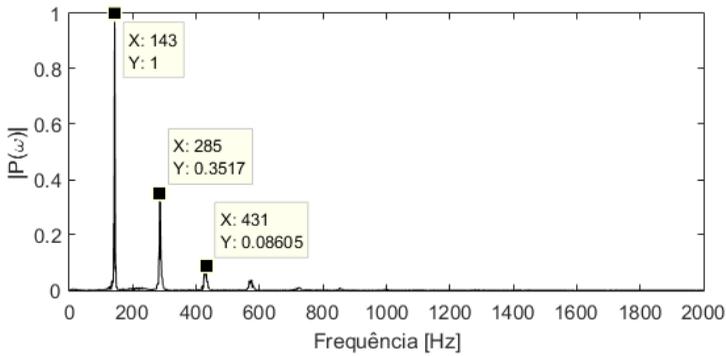
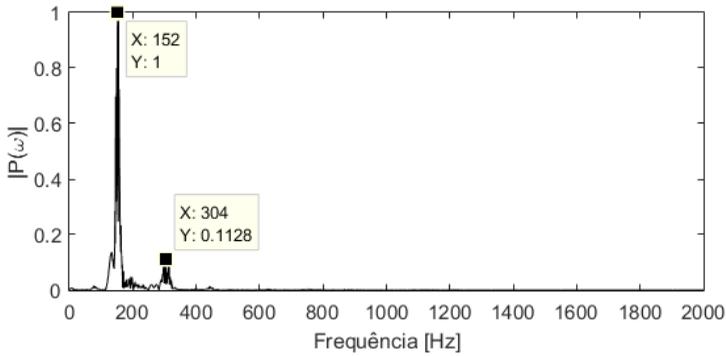


Figura 5.6 – Espectro normalizado da pressão sonora de entrada de falantes laríngeos ao realizar a elocução da vogal *a*. a) Voluntário 1L; b) Voluntário 2L; c) Voluntário 3L. Fonte: elaborado pela autora.

A fim de avaliar a periodicidade dos sinais anteriores, foi realizado o seguinte procedimento: dividiu-se a pressão sonora em um determinado instante somado um período à frente pela pressão sonora naquele instante considerado. Para sinais periódicos, esta divisão irá resultar em um valor unitário ao longo de todo o sinal.

Matematicamente, tem-se:

$$\rho_{xx} = \frac{p[n + T]}{p[n]}. \quad (5.1)$$

A relação fornecida pela Equação (5.1) para os voluntários 1L, 2L e 3L, estão na Figura 5.7. A partir disto, é possível observar que o sinal da fonte sonora de falantes laríngeos, ou seja, o sinal na glote destes sujeitos, tem uma tendência periódica. A relação analisada resultou em valores próximos à unidade, com poucas variações. Estas variações podem ser devido às variáveis deste experimento como, por exemplo, o tubo alocado na boca da pessoa, podendo interferir de alguma maneira ao realizar a fonação, e pequenas desafinações da voz ao realizar a elocução da vogal por um certo período de tempo.

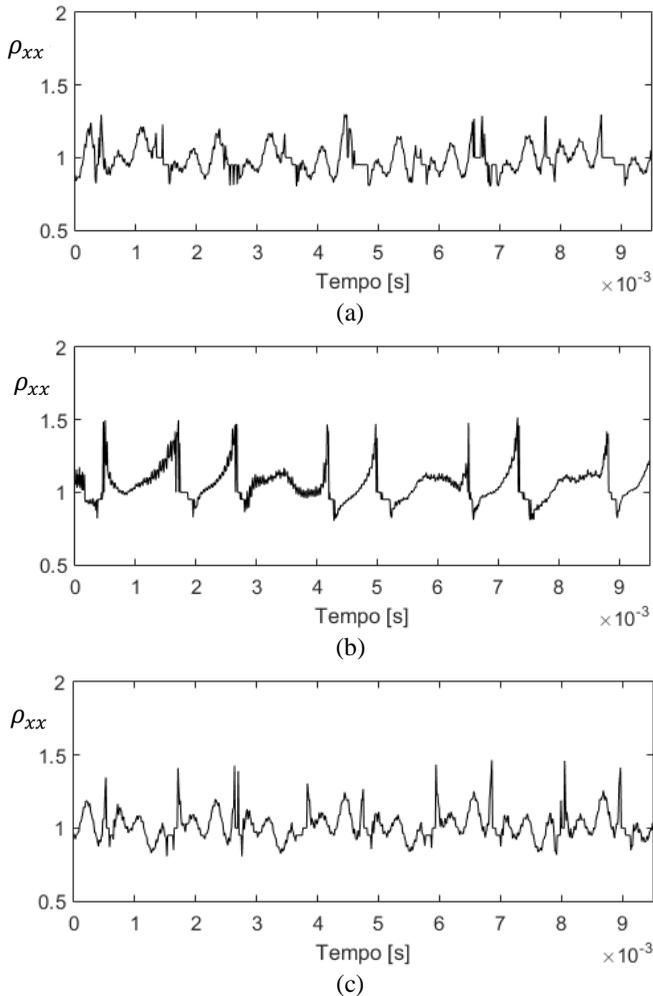


Figura 5.7 – Autocorrelação dos sinais da fonte sonora de falantes laríngeos, em função do tempo. (a) Voluntário 1L. (b) Voluntário 2L. (c) Voluntário 3 L.

Fonte: elaborado pela autora.

Para melhor compreender os resultados, as frequências fundamentais de falantes laríngeos encontradas pelos autores citados na Seção 2.2 (Tabela 2.1) foram aqui reescritas, a fim de realizar uma comparação com as frequências fundamentais obtidas pelos três sujeitos deste capítulo. Na

Tabela 5.2 estão os dados encontrados na literatura e, na Tabela 5.3, os dados obtidos nos testes realizados com os três falantes laríngeos.

Nota-se que as frequências fundamentais de falantes laríngeos obtidas experimentalmente pelo método da matriz de transferência se assemelham àquelas encontradas na literatura.

Tabela 5.2 – Frequências fundamentais de falantes laríngeos encontrados na literatura.

	Média de f_0	Variação de f_0	Desvio padrão	Homem/ Mulher
[25]	102,8 Hz	-	12,7 Hz	Homens
[26]	119,5 Hz	112 – 131 Hz	4,4 Hz	Homens
[10]	131,9 Hz	-	27,3 Hz	Homens e mulheres
[27]	147,33 Hz	109 – 198 Hz	17,53 Hz	Homens
[7]	144,04 Hz	-	-	-
[28]	103,92 Hz	79 – 128,6 Hz	18,2 Hz	Homens

Fonte: elaborado pela autora.

Tabela 5.3 – Frequências fundamentais de falantes laríngeos obtidas experimentalmente pelo método da matriz de transferência.

Voluntário 1L	Voluntário 2L	Voluntário 3L
152 Hz	143 Hz	192 Hz

Fonte: elaborado pela autora.

5.2 Testes experimentais em falantes com voz traqueoesofágica

Nesta seção, o mesmo procedimento utilizado na seção anterior foi empregado para a obtenção da forma de onda do segmento faringoesofágico em sujeitos laringectomizados totais com voz traqueoesofágica.

Os testes foram realizados com quatro sujeitos, todos do sexo masculino com aproximadamente 50 anos de idade. Estes experimentos foram conduzidos no mesmo dia e em uma sala sem tratamento acústico. Dos

resultados obtidos, os resultados de um voluntário não foram satisfatórios, resultando em um trato vocal reconstruído com raios elevados. O motivo pode ser pela sua maior dificuldade em lidar com a prótese, ocorrendo vazamento excessivo de ar através da prótese, vazamento de ar na interface tubo e boca e outros erros ocorridos durante o procedimento. Portanto, neste capítulo serão analisados apenas os resultados das medições com os outros 3 voluntários, cujos dados estão na Tabela 5.4.

Tabela 5.4 – Relação dos falantes traqueoesofágicos (sexo e idade) que participaram dos procedimentos experimentais.

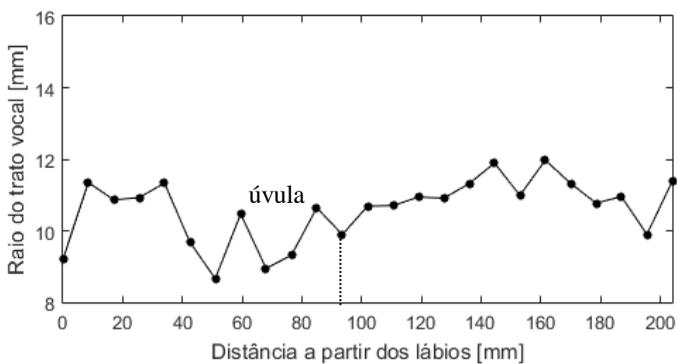
	Homem/Mulher	Idade
Voluntário 1T	Homem	50 anos
Voluntário 2T	Homem	52 anos
Voluntário 3T	Homem	54 anos

Fonte: elaborado pela autora.

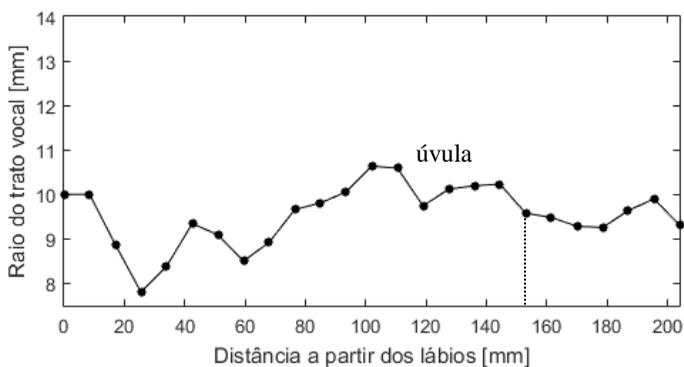
5.2.2 Reconstrução da geometria do trato vocal

A relação entre o raio do trato vocal e a distância a partir dos lábios de cada sujeito submetido ao experimento encontra-se na Figura 5.8.

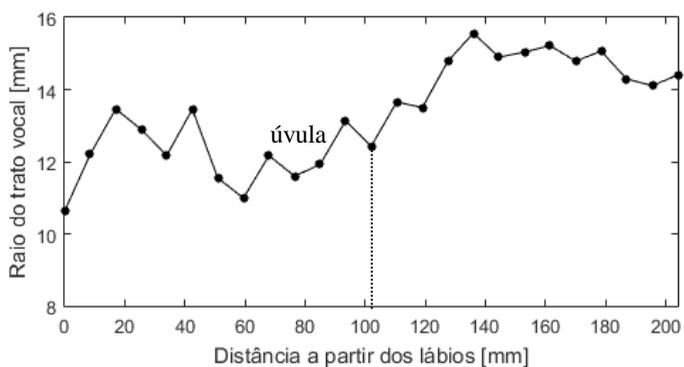
Nota-se que, neste caso, há uma dificuldade em identificar exatamente a região de vibração do segmento faringoesofágico, pois, para todos os falantes traqueoesofágicos submetidos a este procedimento, a geometria equivalente do trato vocal resultou em uma geometria distinta daquela encontrada em falantes laríngeos. Devido à laringectomia total, a região em que se encontra a epiglote e a glote na Figura 5.3 não existe mais em sujeitos traqueoesofágicos. Portanto, a região de vibração do segmento faringoesofágico foi considerada após a região em que se encontra a úvula.



(a)



(b)



(c)

Figura 5.8 – Relação entre raio do trato vocal e distância a partir dos lábios de falantes traqueoesofágicos utilizando a técnica layer-peeling. (a) Voluntário 1T. (b) Voluntário 2T. (c) Voluntário 3T. Fonte: elaborado pela autora.

O comprimento encontrado do trato vocal de cada sujeito submetido aos testes deste trabalho se encontra na Tabela 5.5.

Tabela 5.5 – Média do comprimento do trato vocal de falantes laríngeos e de falantes traqueoesofágicos

Voluntário	Comprimento do trato vocal	
Falantes laríngeos	1L	153 mm
	2L	136 mm
	3L	171,5 mm
Falantes traqueoesofágicos	1T	93,5 mm
	2T	153 mm
	3T	102 mm

Fonte: Elaborada pela autora.

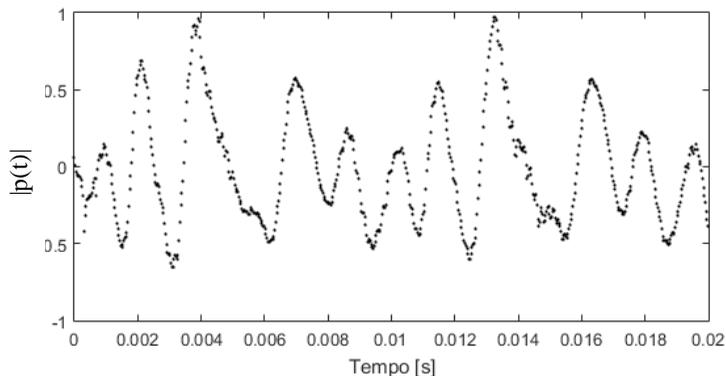
Notou-se, de maneira geral, um trato vocal mais curto para o caso de falantes traqueoesofágicos com relação aos falantes laríngeos, mas com pouca diferença. Esta diferença é considerada pequena para qualquer conclusão devido ao número restrito de voluntários nestes testes. De qualquer maneira, o encurtamento pode ser explicado devido ao procedimento cirúrgico conduzido na laringectomia total, o qual tende a suturar o segmento faringoesofágico em uma região acima daquela onde existiam as pregas vocais.

5.2.3 Obtenção da forma de onda da fonte de voz

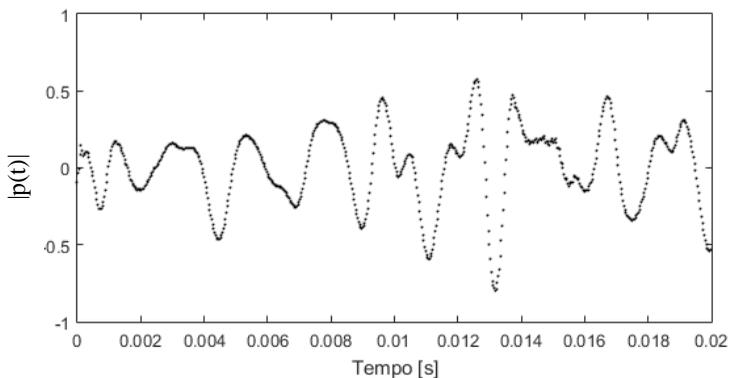
Durante a realização destes experimentos, os resultados do voluntário 3T ficaram fora do esperado em termos de frequência fundamental, tendo ocorrido algum erro durante as medições com este sujeito. Por ser um experimento rápido e por ser uma etapa em que as análises são realizadas apenas depois de todos os experimentos, a fim de ocupar o mínimo de tempo de cada pessoa, infelizmente não foi possível prosseguir com os

dados obtidos do sujeito 3T. Desta forma, as análises a seguir mostram apenas os resultados encontrados para os voluntários 1T e 2T.

A pressão sonora normalizada na entrada do sistema, ou seja, no segmento faringoesofágico em falantes traqueoesofágicos, considerando cada trato vocal encontrado na seção anterior, está plotada na Figura 5.9.



(a)



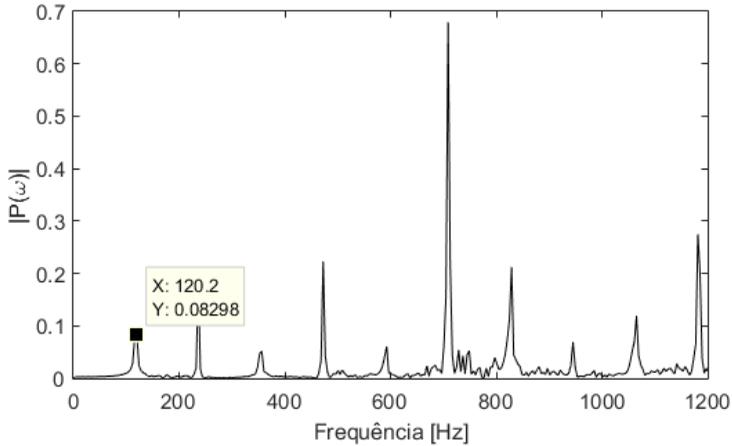
(b)

Figura 5.9 – Pressão sonora de entrada (segmento faringoesofágico) de falantes traqueoesofágicos. (a) Voluntário 1T; (b) Voluntário 2T. Fonte: elaborado pela autora.

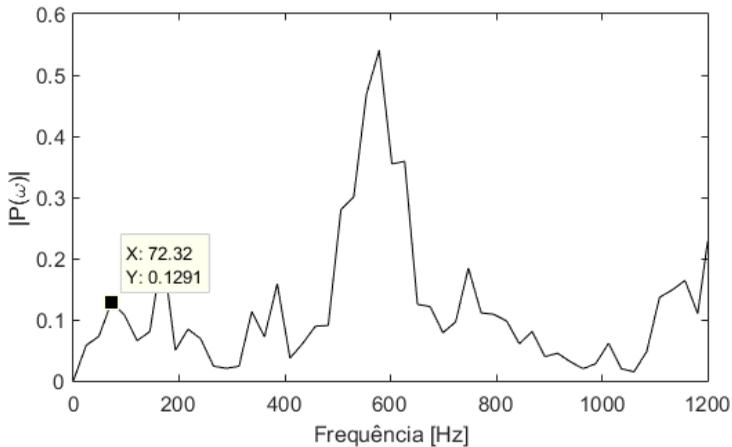
Nota-se uma grande discrepância nas pressões sonoras encontradas nos falantes laríngeos (Figura 5.5) e nos falantes traqueoesofágicos (Figura 5.9). A pressão sonora de entrada no segmento faringoesofágico tem

uma tendência aperiódica, já discutida por alguns autores [10], diferente daquela encontrada na glote (falantes laríngeos), a qual seguiu um padrão periódico.

Também foi analisado o espectro da pressão sonora dos voluntários 1T e 2T, mostrados na Figura 5.10.



(a)



(b)

Figura 5.10 – Espectro normalizado da pressão de entrada de falantes traqueoesofágicos. a) Voluntário 1T; b) Voluntário 2T. Fonte: elaborado pela autora.

Foi realizada uma comparação entre as frequências fundamentais encontradas na literatura (Tabela 2.1) e as frequências fundamentais obtidas pelo método da matriz de transferência (Figura 5.10).

Tabela 5.6 – Frequências fundamentais de falantes traqueoesofágicos encontrados na literatura.

	Média de f_0	Varição de f_0	Desvio padrão	Homem/ Mulher
[25]	101,7 Hz	-	54,6 Hz	Homens
[26]	89,3 Hz	60 – 120 Hz	18,6 Hz	Homens
[10]	86 Hz	-	27,2 Hz	Homens e mulheres
[27]	85,48 Hz	54 – 127 Hz	18,82 Hz	Homens
[7]	110,31 Hz	-	-	-
[28]	92,74 Hz	87,68– 110,4 Hz	8,82 Hz	Homens

Fonte: elaborado pela autora.

Tabela 5.7 – Frequências fundamentais de falantes traqueoesofágicos obtidas experimentalmente pelo método da matriz de transferência.

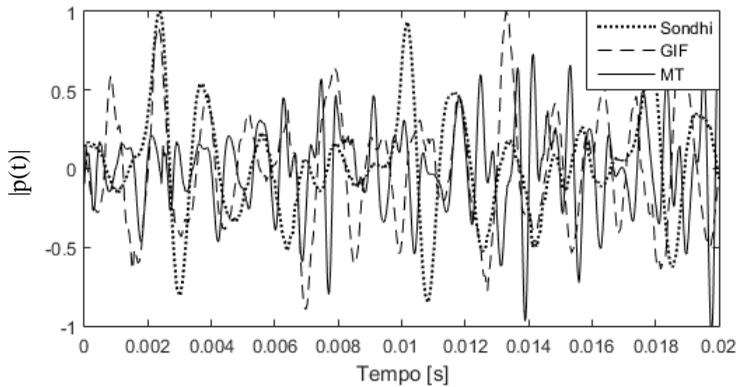
Voluntário 1T	Voluntário 2T
120,2 Hz	72,32 Hz

Fonte: elaborado pela autora.

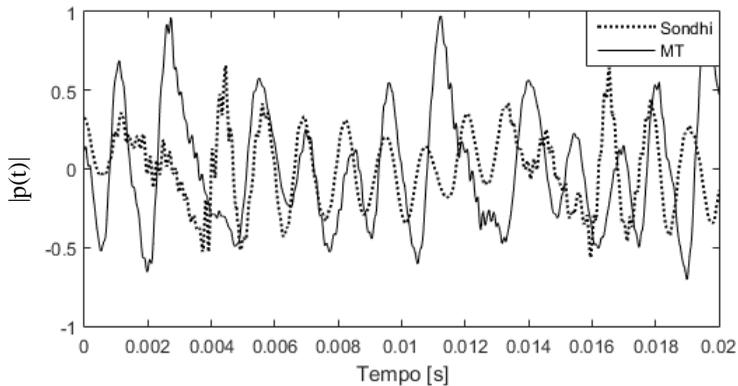
Analisando as Tabelas Tabela 5.6 e Tabela 5.7, nota-se que as frequências fundamentais de falantes traqueoesofágicas utilizando o método da matriz de transferência estão na mesma ordem de grandeza que aqueles repostados na literatura. Além disso, é possível observar que as frequências fundamentais de falantes traqueoesofágicos (Tabela 5.7) estão abaixo daquelas encontradas em falantes laríngeos (Tabela 5.3), estando, portanto, dentro do esperado.

6 COMPARAÇÃO ENTRE AS TÉCNICAS MATRIZ DE TRANSFERÊNCIA, TUBO SONDHI E GIF

Os testes com os falantes traqueoesofágicos foram também realizados utilizando os outros dois métodos experimentais não invasivos comentados neste trabalho: tubo de Sondhi e GIF. Infelizmente houve erros de medição para o caso do método GIF no voluntário 1T. Desta maneira, para este voluntário, será realizada uma comparação apenas entre as técnicas tubo Sondhi e Matriz de Transferência. Na Figura 6.1 estão os resultados destes estudos.



(a)



(b)

Figura 6.1 – Comparação entre as técnicas para a obtenção da forma de onda na entrada (segmento faringoesofágico) de falantes traqueoesofágicos. (a) Voluntário 1T. (b) Voluntário 2T. Fonte: elaborado pela autora.

Analisando a Figura 6.1, nota-se que todos os métodos utilizados resultaram em sinais aperiódicos. Outro detalhe importante é que os resultados obtidos entre as técnicas analisadas diferem entre si. Esta diferença pode ser explicada pelas características de cada método. No caso do GIF, a característica aperiódica do sinal induz a um erro significativo no algoritmo de predição linear do modelo do trato vocal. Desta forma, a filtragem inversa do trato vocal, promovida por este método, torna-se errônea. Já para o tubo Sondhi, o erro se dá por reflexões excessivas na terminação do duto. Em outras palavras, a utilização de uma cunha anecoica ao final do tubo não garante que toda a pressão sonora transmitida seja absorvida pelo material, tornando ainda mais crítico nas baixas frequências associadas à voz traqueoesofágica.

A fim de comparar as frequências fundamentais obtidas entre os métodos analisados, foram calculados os espectros referentes às pressões encontradas em cada caso. As figuras Figura 6.3 e Figura 6.2 ilustram este caso para os voluntários 1T e 2T, respectivamente.

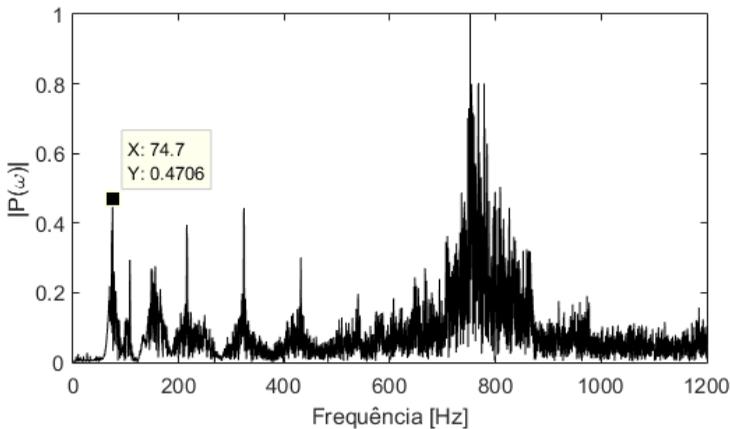
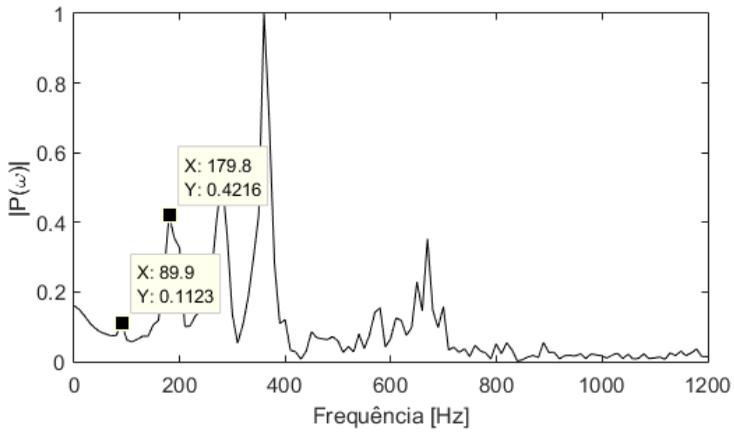
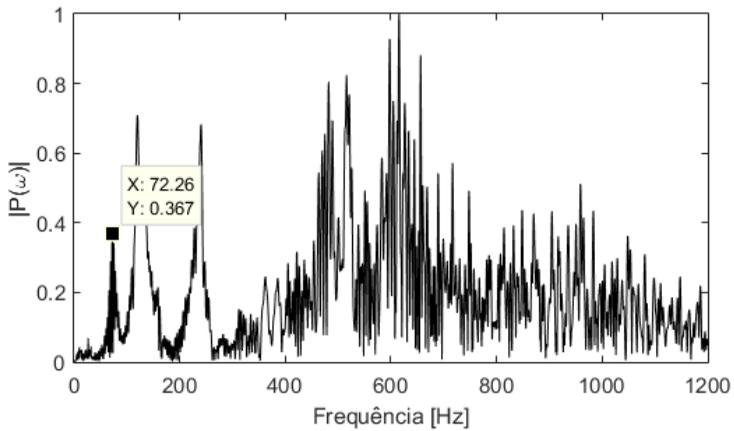


Figura 6.2 – Voluntário 1T: Espectro normalizado da pressão de entrada para o método tubo Sondhi. Fonte: elaborado pela autora.



(a)



(b)

Figura 6.3 – Voluntário 2T: Espectro normalizado da pressão de entrada para os métodos GIF e tubo Sondhi. a) GIF; b) Tubo Sondhi. Fonte: elaborado pela autora.

Os resultados obtidos das frequências fundamentais para cada sujeito laringectomizado total, considerando os diferentes métodos utilizados, estão na tabela a seguir.

Tabela 6.1 – Comparação entre os métodos experimentais (MT, GIF e tubo Sondhi com relação às frequências fundamentais de falantes traqueoesofágicos.

	MT	GIF	Tubo Sondhi
Voluntário 1T	120,2	-	74,7
Voluntário 2T	72,32	89,9	72,26

Fonte: elaborado pela autora.

As frequências fundamentais encontradas entre os métodos divergem um pouco entre si, principalmente com relação ao voluntário 1T quanto às técnicas MT (Figura 5.10a) e tubo Sondhi (Figura 6.2). Esta diferença pode ser explicada, primeiramente, pelo fato de que as medições foram realizadas em instantes distintos. Ou seja, para cada método houve um experimento diferente, podendo haver alguma variação quanto à fonação. Ao analisar as diferenças entre os resultados, deve-se, também, levar em consideração as restrições das técnicas GIF e tubo Sondhi, discutidas na Seção 2.1. Outro detalhe importante é que a maneira como o sujeito irá pronunciar a vogal difere um pouco entre cada método. Por exemplo, não é utilizado um tubo no método GIF, diferente das técnicas tubo Sondhi e Matriz de Transferência. Isto pode, portanto, influenciar na maneira como o sujeito realiza elocução da vogal (abertura da boca, por exemplo), modificando a frequência fundamental.

7 CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

7.1 Conclusões

A partir das validações realizadas neste trabalho, foi possível desenvolver um método que tem como objetivo encontrar a forma de onda da fonte sonora de sujeitos laringectomizados totais, ou seja, de sinais com característica aperiódica. Nesta técnica, realiza-se, primeiramente, a reconstrução da geometria equivalente do trato vocal de cada sujeito utilizando o *layer-peeling*. Em seguida, encontra-se a pressão de entrada (no segmento faringoesofágico) a partir do método da Matriz de Transferência, possibilitando a retirada da influência das ressonâncias que ocorrem no trato vocal.

Os testes foram conduzidos em falantes laríngeos (2 homens e 1 mulher) e em falantes traqueoesofágicos (3 homens). Para o caso de falantes laríngeos, o sinal de entrada é aquele capturado na glote, resultando em uma característica periódica para todos os sujeitos deste grupo submetidos aos testes. A frequência fundamental, neste caso, foi de 152 Hz e 143 Hz para os homens, cada um com 23 e 25 anos, respectivamente, e 192 Hz para a mulher de 52 anos.

Quanto aos falantes traqueoesofágicos, o sinal de entrada é aquele capturado no segmento faringoesofágico, o qual resultou em uma característica aperiódica. As frequências fundamentais encontradas para este grupo foram de 120,2 Hz e 72,32 Hz, sendo cada um com 50 e 52 anos, respectivamente. É importante ressaltar que a frequência fundamental de sujeitos com voz traqueoesofágica tende a ser menor do que a frequência fundamental de falantes laríngeos. Isto se deve à diferença entre as fontes de som destes dois grupos, o qual aquele é dado pelo segmento faringoesofágico, enquanto este é caracterizado pelas pregas vocais. Além disso, notou-se, nos experimentos realizados, que, durante a entonação, há dificuldade do controle do segmento faringoesofágico e, também, alguns sujeitos ainda não estavam adaptados à prótese traqueoesofágica. Todos estes fatores dificultam o controle das frequências fundamentais dos falantes deste grupo.

Com relação à reconstrução da geometria equivalente do trato vocal, encontrou-se tratos vocais com comprimentos de 153 mm e 136 mm para os dois falantes laríngeos homens e 171,5 mm para a mulher deste grupo. No caso dos sujeitos com voz traqueoesofágica, houve uma dificuldade em encontrar a região exata de vibração do segmento faringoesofágico, pelo fato de haver poucos estudos que relatem sobre isto e por ser

uma geometria que, de acordo com os resultados dos testes, difere da geometria equivalente do trato vocal de falantes laríngeos. A região de vibração do segmento faringoesofágico dos sujeitos com voz traqueoesofágica foi, portanto, considerada logo após a úvula, resultando em um trato vocal equivalente com comprimentos de 93,5, 153 e 102 mm para três sujeitos submetidos aos testes. Esta região depende da localização da sutura no esfôfago feita pelo cirurgião durante a laringectomia total, explicando a variação de paciente para paciente.

Realizou-se, também, uma comparação entre as técnicas não invasivas encontradas na literatura para a obtenção da forma de onda da fonte de voz. São elas: GIF e tubo Sondhi. Estas mesmas técnicas foram comparadas com o método da Matriz de Transferência utilizado neste trabalho. A forma de onda do segmento faringoesofágico em sujeitos laringectomizados totais e as frequências fundamentais encontradas em cada método foram comparadas, a fim de verificar se há convergência entre os resultados. Observou-se ondas com comportamento aperiódico para todas as técnicas. Porém, as frequências fundamentais divergiram entre si. Esta diferença pode ser explicada pelas características de cada método. No caso do GIF, utiliza-se um algoritmo de predição linear do modelo do trato vocal, conduzindo, portanto, a erros ao utilizar um sinal aperiódico. Já para o tubo Sondhi, a utilização de uma cunha anecoica ao final do tubo não garante que toda a pressão sonora transmitida seja absorvida pelo material, tornando ainda mais crítico nas baixas frequências associadas à voz traqueoesofágica. Deve-se ainda levar em consideração que a fonação com a boca em um tubo possui algumas diferenças com relação à fonação natural, ou seja, o tubo atrapalha de alguma maneira durante a elocução de uma vogal. Este é um ponto importante no momento de comparação entre os métodos Matriz de Transferência (fonação em um tubo), tubo Sondhi (fonação em um tubo) e GIF (fonação natural).

Quanto ao método da Matriz de Transferência, mesmo que não se tenha conhecimento da geometria do sistema em questão e que não seja possível obter tal geometria de maneira trivial, foi possível criar uma ferramenta efetiva para encontrar a pressão de entrada destes sistemas, podendo ser utilizado em muitas outras áreas, não apenas na medicina. Suas vantagens, em relação às técnicas citadas anteriormente (GIF e tubo Sondhi) se dá ao fato de que não há limitação quanto à aperiodicidade do sinal. Além disso, a partir da geometria equivalente do trato vocal, obtido pela matriz de transferência, é possível cancelar a sua influência na pressão sonora medida durante a fonação. Ainda, a reconstrução da geometria do sistema, utilizando *layer-peeling*, fornece resultados interessantes com relação ao formato e tamanho do trato vocal de cada sujeito.

Por outro lado, algumas dificuldades foram encontradas ao aplicar este método em sujeitos. Tais dificuldades estão listadas a seguir:

1) Dificuldade em garantir a vedação total entra a boca do voluntário e o tubo, podendo haver algum vazamento de ar nesta região.

2) Para a etapa de reconstrução (*layer-peeling*) do trato vocal, onde o driver emite um ruído branco em direção à boca do sujeito, este deve simular um trato vocal de tal maneira que fique igual ao àquele da fonação de uma vogal (neste caso, vogal A). Porém, ele não pode realizar nenhuma fonação enquanto o ruído é emitido em sua direção. Em outras palavras, não é algo trivial simular um trato vocal similar àquele durante a fonação da vogal em questão. Além disto, não é fácil manter o trato vocal completamente imóvel durante os segundos de medição.

7.2 Sugestões para trabalhos futuros

A seguir, são apresentadas algumas sugestões para trabalhos futuros:

1) Comparar uma população maior de falantes laríngeos e pacientes laringectomizados totais;

2) Diminuir o tempo de medição;

3) Utilizar a técnica para a análise de pacientes com outras alterações vocais, como, por exemplo, pacientes com nódulos nas pregas vocais e que apresentam algum grau de estenose.

REFERÊNCIAS

- [1] **Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva.** Disponível em < <http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposde-cancer/site/home/laringe> >. Acesso em: 07 de setembro de 2018.
- [2] VERKERKE, G. J.; THOMSON, S. L. **Sound-producing voice prostheses: 150 years of research.** Annual Review of Biomedical Engineering, 2014, Vol. 16. 215-245.
- [3] MARQUES, V. **Câncer de Laringe – Laringectomizados.** Notas de aula. Disponível em < <http://www.fonovim.com.br/arquivos/d7057cb71f17f5708826306e28e883b9-4-C--NCER-DE-LARINGE-Laringectomizados-Traqueo-Disfagia.pdf> >. Acesso em: 27 de agosto de 2018.
- [4] **Laryngectomy. Head & neck cancer guide.** Disponível em: <<https://headandneckcancerguide.org/adults/cancer-diagnosis-treatments/surgery-and-rehabilitation/cancer-removal-surgeries/laryngectomy/>>. Acesso em: 19 de setembro de 2017.
- [5] BELLANDESE, M. H. **Fundamental frequency and gender identification in standard esophageal and tracheoesophageal speakers.** Journal of Communication Disorders, 2009, Vol. 42. 89-99.
- [6] REIS, N. dos. **Medidas acústicas e julgamentos perceptivos de tensão e de agradabilidade em fonação alaríngea com prótese traqueoesofágica.** Revista Intercâmbio. Especial Expressividade, 2017, Vol XXXVI, São Paulo, 66-85.
- [7] DEORE, N. *et al.* **Acoustic analysis of tracheo-oesophageal voice in male total laryngectomy patients.** Head and Neck Oncology, 2011, Vol. 93. 523-527.
- [8] MECHEL, F. P. **Formulas of acoustics.** 2nd ed. New York: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2008, 1275 p.
- [9] GRAY, C. D. **Acoustic pulse reflectometry for measurement of the vocal tract with application in voice synthesis.** 2005. 272 p. Thesis (Doctor of Philosophy) – University of Edinburgh.
- [10] QI, Y.; WEINBERG, B. **Characteristics of voicing source waveforms produced by esophageal and tracheoesophageal speakers.** Journal of Speech and Hearing Research, 1995, Vol. 38, 536-548.

- [11] ALKU, P. **Glottal inverse filtering analysis of human voice production – A review of estimation and parameterization methods of the glottal excitation and their applications.** Official Journal of the Indian Academy of Sciences, 2011, Vol. 36, Part 5, 623-650.
- [12] SONDHI, M. **Measurement of the glottal waveform.** The Journal of the Acoustical Society of America, 1975, Vol. 57, No. 1, 228-232.
- [13] NÍ CHASAIDE, A., GOBL, C. **Voice Source Variation.** From KELLER, E. **The Analysis of Voice Quality in Speech Processing.** In Nonlinear Speech Modeling. 2005, 54-73.
- [14] AIRAS, M. **TTK aparat: An environment for voice inverse filtering and parameterization.** Logopedics Phoniatrics Vocology, 2008, Vol. 33, 49-64.
- [15] MILLER, R. L. **Nature of the vocal cord wave.** The Journal of the Acoustical Society of America, 1959, Vol. 6, 667-677.
- [16] GOOS, G.; HARTMANIS, J.; LEEUWEN, J. V. **Progress in non-linear speech processing.** Springer Berlin Heidelberg, 2007, 268 p.
- [17] MAKHOUL, J. **Linear prediction: A tutorial review.** In: International Conference on Intelligent Transportation Systems, 1975. Vol. 63, No. 4, 561-580.
- [18] JAVKIN, H. R.; ANTOÑANZAS-BARROSO, N.; MADDIESIN, I. **Digital inverse filtering for linguistic research.** Journal of Speech and Hearing Research, 1987, Vol. 30, 122-129.
- [19] LEE, M.; CHILDERS, D. G. **Manual glottal inverse filtering algorithm.** In: International Conference on Signal and Image Processing, 1996, Orlando, Florida, 34-37.
- [20] BROOKES, M. **Voicebox: Speech processing toolbox for Matlab.** 2005.
- [21] KREIMAN, J.; GERRATT, B. R.; ANTOÑANZAS-BARROSO, N. **Analysis and synthesis of pathological voice quality.** 2007.
- [22] MONSEN, R. B.; ENGBRETSON, A. M. **Study of variations in the male and female glottal wave.** The Journal of the Acoustical Society of America, 1977, Vol. 62, No. 4, 981-993.
- [23] TANABE, M.; ISSHIKI, N.; KITAJIMA, K. **Application of reflectionless acoustic tube for extraction of the glottal waveform.** 1978, 31-38.

- [24] BAGGS, T. W.; PINE, S., J. **Acoustic characteristics: tracheoesophageal speech.** Journal of Communication Disorders, 1983, Vol. 16, 299-307.
- [25] ROBBINS, J.; FISHER, H. B. **A comparative acoustic study of normal, esophageal, and tracheoesophageal speech production.** Journal of Speech and Hearing Disorders, 1984, Vol. 29, 202-210.
- [26] BLOOD, G. W. **Fundamental frequency and intensity measurements in laryngeal and alaryngeal speakers.** Journal of Communication Disorders, 1984, Vol. 17, 319-324.
- [27] MOST, T.; TOBIN, Y.; MIMRAN, R. C. **Acoustic and perceptual characteristics of esophageal and tracheoesophageal speech production.** Journal of Communication Disorders, 2000, Vol. 33, 165-181.
- [28] MARUTHY, S.; MALLET, M. K.; BELLUR, R. **Comparison of esophageal and tracheoesophageal speech modes in dual-mode alaryngeal speakers.** Journal of Laryngology and Voice, 2014, Vol. 4, 6-11.
- [29] CAMPA, G.; CAMPOREALE, S. M. **Application of the Transfer Matrix Method in Acoustics.** Proceedings of the COMSOL Conference, 2010, Paris.
- [30] GENTEMANN, M. G. *et al.* **Acoustic transfer matrix reconstruction and analysis for ducts with sudden change of area.** 9th AIAA/CEAS Aeroacoustics Conference and Exhibit. Hilton Head, South Carolina, May 2003, 12-14.
- [31] ISO 10534-2 – **Acoustics – Determination of sound absorption coefficient and impedance in impedance tubes. Part 2: Transfer-function method).** Part 2: Transfer-function method. 1998. First edition. 27 p.
- [32] DALMONT, J.; CURTIT, M.; YAHAYA, A. F. **On the accuracy of bore reconstruction from input impedance measurements: Application to bassoon crook measurements.** The Journal of the Acoustical Society of America, 2012, Vol. 131, No. 1, 708-714.
- [33] SHARP, D. B. **Acoustic pulse reflectometry for the measurement of musical wind instruments.** 1996. 192 p. Thesis (Doctor of Philosophy) – University of Edinburgh.

- [34] KEMP, J. A. **Theoretical and experimental study of wave propagation in brass musical instruments.** 2002. 231 p. Thesis (Doctor of Philosophy) – University of Edinburgh.
- [35] KAUSEL, W. **Bore reconstruction of tubular ducts from its acoustic input impedance curve.** IEEE Instrumentation and Measurement. Technology Conference. Vail, Colorado, United States. May 20-22, 2003.
- [36] KINSLER, L. E. *et al.* **Fundamentals of acoustics.** 4th ed. New York: John Wiley & Sons, 2000.
- [37] HANNA, N. *et al.* **How long is a vocal tract? Comparison of acoustic impedance spectrometry with magnetic resonance imaging.** Proceedings of the 22nd International Congress on Acoustics, Buenos Aires, 2016.

APÊNDICE A – CÓDIGO UTILIZADO NO CÁLCULO DO COEFICIENTE DE REFLEXÃO RESULTANTE DO OBJETO

```
clear all
close all
clc

%% Dados iniciais
c0 = 343;           % Velocidade do som no ar [m/s]
raio = 10/1000;    % Raio do tubo [m]
T = 25;            % Temperatura [°C]

% AD
s1 = 0.4446; % Distância entre microfones A e D [m]
x1 = 0.89527; % Distância do microfone mais distante (referência) à terminação [m]

% BD
s2 = 0.0907; % Distância entre microfones B e D [m]
x2 = 0.55527;

% CD
s3 = 0.0136; % Distância entre microfones C e D [m]
x3 = 0.4646;

%% Importando os dados

% Frequência
data = readuff('FRF_CD_pos1.UFF');
dados = cell2mat(data(:,2));
H = {dados.x};
freq = cell2mat(H);
freq = freq';
clear data
clear H
clear dados

% Número de onda complexo
k0_real = 2*pi*freq/c0; % Número de onda real
alpha = (2.87e-5)*(1 +0.0016*T)*(sqrt(freq))./raio;
% Perdas a serem adicionadas no número de onda
```

```
k0 = k0_real + alpha - 1j*alpha; % Número de onda
complexo

% FRF posição AD
data = readuff('FRF_AD_Pos1.UFF');
dados = cell2mat(data(:,2));
H = {dados.measData};
H_pos1_1 = cell2mat(H);
clear data
clear H
clear dados

% FRF microfones invertidos: posição AD
data = readuff('FRF_AD_Pos2.UFF');
dados = cell2mat(data(:,2));
H = {dados.measData};
H_pos2_1 = cell2mat(H);
clear data
clear H
clear dados

% FRF posição BD
data = readuff('FRF_BD_Pos1.UFF');
dados = cell2mat(data(:,2));
H = {dados.measData};
H_pos1_2 = cell2mat(H);
clear data
clear H
clear dados

% FRF microfones invertidos: posição BD
data = readuff('FRF_BD_Pos2.UFF');
dados = cell2mat(data(:,2));
H = {dados.measData};
H_pos2_2 = cell2mat(H);
clear data
clear H
clear dados

% FRF posição CD
data = readuff('FRF_CD_Pos1.UFF');
dados = cell2mat(data(:,2));
```

```

H = {dados.measData};
H_pos1_3 = cell2mat(H);
clear data
clear H
clear dados

% FRF microfones invertidos: posição CD
data = readuff('FRF_CD_Pos2.UFF');
dados = cell2mat(data(:,2));
H = {dados.measData};
H_pos2_3 = cell2mat(H);
clear data
clear H
clear dados

%% Cálculos: posição AD

% FRF com correção de fase
H12_1 = (sqrt(H_pos1_1)./sqrt(H_pos2_1));
Hi_1 = exp(-1i.*k0*s1);
Hr_1 = exp(1i.*k0*s1);

modulo1 = abs(1./H12_1);
fase1 = angle(H12_1);
H12_1 = modulo1.*exp(1i.*fase1);

% Coeficiente de reflexão
R1 = ((H12_1 - Hi_1)./(Hr_1 - H12_1));

% Correção para baixas frequências
x = [0 40 80 120 160 200];
y = [1 0.99 0.985 0.98 0.97 0.960936690400069];
xx = linspace(min(x),max(x),200);
yy = spline(x,y,xx);

abs_R1 = zeros(length(R1),1);
abs_R1(1:200,1) = yy;
abs_R1(201:end,1) = abs(R1(201:end));
angle_R1 = angle(R1);

x_fase = [0 63];
y_fase = [0 angle_R1(63)];

```

```

xx_fase = linspace(min(x_fase),max(x_fase),63);
yy_fase = spline(x_fase,y_fase,xx_fase);
R1_fase = zeros(length(R1),1);
R1_fase(1:63) = yy_fase;
R1_fase(64:end) = angle_R1(64:end);

R1 = abs_R1.*exp(1i.*R1_fase);

% Plot FRF
figure(1)
plot(freq,10*log10(abs(H12_1)))
title('Função resposta em frequência: s = 444,6
mm')
set(gca,'FontSize',15)
xlabel('Frequência [Hz]')
ylabel('H(\omega)')
xlim([0 12000])

% Plot coeficiente de reflexão
figure(2)
plot(freq,abs(R1))
title('Coeficiente de reflexão: s = 444,6 mm')
set(gca,'FontSize',15)
xlabel('Frequência [Hz]')
ylabel('|R|')
ylim([0 1.5])
xlim([0 12000])

%% Cálculos: posição BD

% FRF com correção de fase
H12_2 = (sqrt(H_pos1_2)./sqrt(H_pos2_2));
Hi_2 = exp(-1i.*k0*s2);
Hr_2 = exp(1i.*k0*s2);

modulo2 = abs(1./H12_2);
fase2 = angle(H12_2);
H12_2 = modulo2.*exp(1i.*fase2);

% Coeficiente de reflexão
R2 = ((H12_2 - Hi_2)./(Hr_2 - H12_2));
% Plot FRF

```

```

figure(4)
plot(freq,10*log10(abs(H12_2)))
title('Função resposta em frequência: s = 104,3
mm')
set(gca,'FontSize',15)
xlabel('Frequência [Hz]')
ylabel('H(\omega)')
xlim([0 12000])

```

```

% Plot coeficiente de reflexão
figure(5)
plot(freq,abs(R2))
title('Coeficiente de reflexão: s = 104,3 mm')
set(gca,'FontSize',15)
xlabel('Frequência [Hz]')
ylabel('|R|')
ylim([0 1.5])
xlim([0 12000])

```

```

%% Cálculos: posição CD

```

```

% FRF com correção de fase
H12_3 = (sqrt(H_pos1_3)./sqrt(H_pos2_3));
Hi_3 = exp(-1i.*k0*s3);
Hr_3 = exp(1i.*k0*s3);

```

```

modulo3 = abs(1./H12_3);
fase3 = angle(H12_3);
H12_3 = modulo3.*exp(1i.*fase3);

```

```

% Coeficiente de reflexão
R3 = ((H12_3 - Hi_3)./(Hr_3 - H12_3));

```

```

% Plot FRF
figure(7)
plot(freq,10*log10(abs(H12_3)))
title('Função resposta em frequência: s = 13,6 mm')
set(gca,'FontSize',15)
xlabel('Frequência [Hz]')
ylabel('H(\omega)')
xlim([0 12000])

```

```
% Plot coeficiente de reflexão
figure(8)
plot(freq,abs(R3))
title('Coeficiente de reflexão: s = 13,6 mm')
set(gca,'FontSize',15)
xlabel('Frequência [Hz]')
ylabel('|R|')
ylim([0 1.5])
xlim([0 12000])

% Relacionando todas as configurações
fmax = 10000; % Frequência máxima analisada [Hz]

% Coeficiente de reflexão resultante
R_objeto = zeros(fmax+1,1);
R_objeto(1:250) = R1(1:250);
R_objeto(251:1300) = R2(251:1300);
R_objeto(1301:fmax+1) = R3(1301:fmax+1);

% Coeficiente de absorção resultante
alpha = 1 - (abs(R_objeto).^2);

% Plot coeficiente de reflexão resultante
figure(10)
plot(freq(1:fmax+1),abs(R_objeto))
title('Coeficiente de reflexão resultante')
set(gca,'FontSize',15)
xlabel('Frequência [Hz]')
ylabel('|R|')
ylim([0 1.5])
xlim([0 fmax+1])

save('R_objeto')
```

APÊNDICE B – CÓDIGO UTILIZADO NO *LAYER-PEELING*

```
clear all
close all
clc

load('R_objeto')

R_objeto = R_objeto';
Rref = conj(fliplr(R_objeto(2:end)));
R = [R_objeto 0 Rref]; % Coeficiente de reflexão
espelhado (em função da frequência)
r = ifft(R); % Coeficiente de reflexão em função do
tempo
r = r';
f_max = 10000; % Frequência máxima analisada [Hz]
dt = 1/(2*f_max); % Discretização no tempo [s]
t_max = N*dt; % Tempo máximo analisado [s]
tempo = 0:dt:t_max-dt; % Vetor de tempo [s]
tempo = tempo';
N = 7000; % Tamanho do vetor

figure(2)
plot(tempo(1:N),r(1:N))
title('Coeficiente de reflexão em função do tempo')
xlabel('Tempo [s]', 'FontSize',10)
ylabel('r(t)', 'FontSize',10)

Raio = zeros(N,1); % Vetor com os raios de cada
segmento a serem calculados
Raio(1,1) = 10/1000; % Raio inicial [m]
Area = pi*(Raio(1,1)^2); % Área inicial [m^2]

% Pressões na direção positiva
input_real = zeros(N,1);
input_real(1,1) = 1; % Impulso unitário no instante
de tempo inicial

% Pressões na direção negativa
reflec_real = zeros(N,1);
reflec_real(:,1) = real(r(1:N,1));
for i = 1:N
```

```

coef = reflac_real(1,1)/input_real(1,1);

A_anterior = Area;
Area = Area*(1-coef)/(1+coef);

if Area < 0
    Area = A_anterior;
end

Raio(i,1) = sqrt(Area/pi);

for j = 1:N

    temp_value = input_real(j,1);
    input_real(j,1) = (input_real(j,1) -
coef*reflac_real(j,1))/(1-coef);
    reflac_real(j,1) = (reflac_real(j,1) -
coef*temp_value)/(1-coef);

end

for j = 1:N-1
    reflac_real(j,1) = reflac_real((j+1),1);
end

reflac_real(N-1) = 0;

end

save('Raio')

dL = c0/(4*f_max);
L_max = N*dL;
vec_L = 0:dL:L_max-dL;
vec_L = vec_L*1000; % Distância em mm
vec_L = vec_L';
Raio = Raio*1000; % Raio em mm

%% Comparação com o real
L1 = (385.73+65)/1000;
N1 = round(L1/dL);

```

```

v1 = zeros(N1,1);
v1(:,1) = 10;

L2 = 23/1000;
N2 = round(L2/dL);
v2 = zeros(N2,1);
v2(:,1) = 12.5;

L3 = 70/1000;
N3 = round(L3/dL);
v3 = zeros(N3,1);
v3(:,1) = 25;

L4 = 50/1000;
N4 = round(L4/dL);
v4 = zeros(N4,1);
v4(:,1) = 12.5;

L5 = 58/1000;
N5 = round(L5/dL);
v5 = zeros(N5,1);
v5(:,1) = 20;

vec_real = [v1; v2; v3; v4; v5];
N_real = length(vec_real);

figure(2)
plot(vec_L(1:N_real),Raio(1:N_real))
hold on
plot(vec_L(1:N_real),vec_real)
title('Reconstrução do objeto')
xlabel('Distância [mm]', 'FontSize',10)
ylabel('Raio [mm]', 'FontSize',10)
legend('Experimental', 'Real')

```


APÊNDICE C – CÓDIGO UTILIZADO NOS CÁLCULOS DA PRESSÃO DE ENTRADA

```
clear all
close all
clc

load('Raio')
load('zout_config1') % Sinal conhecido aplicado
zout = zout(1:10000);
Z_out = fft(zout);
Z_out = Z_out';

%% IMPORTANTANDO OS DADOS

% Tempo
data = readuff('Pressao_pos2_A.UFF');
dados = cell2mat(data(:,1));
H = {dados.x};
tempo2 = cell2mat(H);
tempo2 = tempo2';
clear data
clear H
clear dados

% Pressão: Mic A
data = readuff('Pressao_pos2_A.UFF');
dados = cell2mat(data(:,1));
H = {dados.measData};
pressao_A = cell2mat(H);
clear data
clear H
clear dados

pressao_A = pressao_A(1:length(zout));
pressao_A = pressao_A./max(pressao_A); % Pressão
normalizada

% Pressão: Mic B
data = readuff('Pressao_pos2_B.UFF');
dados = cell2mat(data(:,1));
H = {dados.measData};
```

```

pressao_B = cell2mat(H);
clear data
clear H
clear dados

pressao_B = pressao_B(1:length(pressao_A));
pressao_B = pressao_B./max(pressao_B);
pressao_B(36:end-43) = pressao_B(79:end);

% Pressão: Mic C
data = readuff('Pressao_pos2_C_T2.UFF');
dados = cell2mat(data(:,1));
H = {dados.measData};
pressao_C = cell2mat(H);
clear data
clear H
clear dados

pressao_C = pressao_C(1:length(pressao_A));
pressao_C(36:end-126) = pressao_C(162:end);
pressao_C = pressao_C./max(pressao_C);

% Pressão: Mic D
data = readuff('Pressao_pos2_D_T2.UFF');
dados = cell2mat(data(:,1));
H = {dados.measData};
pressao_D = cell2mat(H);
clear data
clear H
clear dados

pressao_D = pressao_D(1:length(pressao_A));
pressao_D = pressao_D./max(pressao_D);
pressao_D(36:end-43) = pressao_D(79:end);

%% DADOS INICIAIS
c0 = 343;      % Velocidade do som no ar [m/s]
rho = 1.2;    % Densidade do ar [kg/m^3]
Z0 = rho*c0; % Impedância característica do ar;

```

```

% Frequência e tempo
dt = tempo2(2,1) - tempo2(1,1); % Discretização no
tempo [s]
tempo = tempo2(1:length(pressao_D));
df = 1; % Discretização na frequência [Hz]
f = 0:df:df*length(tempo)-df;
f = f';
k = 2*pi*f/c0; % Vetor com os números de onda

% Posições dos microfones
xA = 0.150; % Posição mic A [m]
xB = 0.490; % Posição mic B [m]
xC = 0.58067; % Posição mic C [m]
xD = 0.59427; % Posição mic D [m]

%% CÁLCULO DA MATRIZ DE TRANSFERÊNCIA
N = length(Raio); % Quantas vezes a área do objeto
varia
Area = pi.*(Raio.^2); % Vetor com a área da seção
transversal de cada segmento [m^2]
Area = Area';

% Vetor de impedâncias
Z = zeros(N,1);

for i = 1:N
    Z(i,1) = Z0/(Area(i,1));
end

% Matriz de transferência inicial
M = zeros(2*N,2,length(f));

for i = 1:N
    for j = 1:length(f)
        M((2*i-1):(2*i),:,j) = [cos(k(j,1)*l(i,1))
1i*Z(i,1)*sin(k(j,1)*l(i,1));

(li/Z(i,1))*sin(k(j,1)*l(i,1))
cos(k(j,1)*l(i,1))];
    end
end
end

```

```

% Matriz de transferência resultante
T = zeros(2,2,length(f)); % Matriz de transferência
resultante
T(:, :, :) = M(1:2, :, :); % Iniciando a matriz de
transferência com valores do primeiro segmento

for i = 1:length(f)
    for j = 2:N
        T(:, :, i) = T(:, :, i)*M((2*j-1):(2*j), :, i);
    end
end

%% CÁLCULO DA PRESSÃO DE ENTRADA
PA_saida = fft(pressao_A); % Pressão Mic A
PB_saida = fft(pressao_B); % Pressão Mic B
PC_saida = fft(pressao_C); % Pressão Mic C
PD_saida = fft(pressao_D); % Pressão Mic D

%% VELOCIDADE: POSIÇÃO AD

% Cálculo das constantes A e B
B1 = (PD_saida - PA_saida.*exp(1j*k*(xD-
xA)))/(exp(-1j*k*xD) - exp(1j*k*(xD-2*xA)));
A1 = (PA_saida - B1.*exp(-
1j*k*xA))/(exp(1j*k*xA));

A1(1,1) = 0;
B1(1,1) = 0;

% Velocidade de partícula na saída
UA_saida = (A1.*exp(1j*k*xA) - B1.*exp(-
1j*k*xD))/(rho*c0);
UA_saida = UA_saida';

%% VELOCIDADE: POSIÇÃO BD

% Cálculo das constantes A e B
B2 = (PD_saida - PB_saida.*exp(1j*k*(xD-
xB)))/(exp(-1j*k*xD) - exp(1j*k*(xD-2*xB)));
A2 = (PB_saida - B2.*exp(-
1j*k*xB))/(exp(1j*k*xB));

```

```

A2(1,1) = 0;
B2(1,1) = 0;

% Velocidade de partícula na saída
UB_saida = (A2.*exp(1j*k*xB) - B2.*exp(-
1j*k*xD))/(rho*c0);
UB_saida = UB_saida';

%% VELOCIDADE: POSIÇÃO CD

% Cálculo das constantes A e B
B3 = (PD_saida - PC_saida.*exp(1j*k*(xD-
xC)))/(exp(-1j*k*xD) - exp(1j*k*(xD-2*xC)));
A3 = (PC_saida - B3.*exp(-
1j*k*xC))/(exp(1j*k*xC));

A3(1,1) = 0;
B3(1,1) = 0;

% Velocidade de partícula na saída
UC_saida = (A3.*exp(1j*k*xC) - B3.*exp(-
1j*k*xD))/(rho*c0);
UC_saida = UC_saida';

%% RESULTANTE
A_res = zeros(length(f),1);
A_res(1:330) = A1(1:330);
A_res(331:1300) = A2(331:1300);
A_res(1301:length(A_res)) = A3(1301:length(A_res));

B_res = zeros(length(f),1);
B_res(1:330) = B1(1:330);
B_res(331:1300) = B2(331:1300);
B_res(1301:length(B_res)) = B3(1301:length(B_res));

% Pressão resultante
P_res = A_res + B_res;
p_saida = ifft(P_res);
p_saida = real(p_saida);

% Velocidade resultante
U_res = (A_res - B_res)/(rho*c0);

```

```

u_saida = ifft(U_res);
u_saida = real(u_saida);

%% CÁLCULO DA ENTRADA DO SISTEMA
Saida = [P_res U_res];
Saida = Saida';
Entrada = zeros(2,length(P_res)); % Linha 1 = Pressão; Linha 2 = Velocidade de partícula; Coluna =
frequência

for i = 1:length(P_res)
    Entrada(:,i) = T(:, :, i)*Saida(:,i);
end

P_entrada = Entrada(1,:); % Pressão de entrada em
função da frequência
pressao_entrada = ifft(P_entrada); % Pressão de en-
trada em função do tempo
pressao_entrada = real(pressao_entrada);
U_entrada = Entrada(2,:); % Velocidade de partícula
de entrada em função da frequência
veloc_entrada = ifft(U_entrada); % Velocidade de
partícula de entrada em função do tempo

P_res = P_res./max(P_res);
P_entrada = P_entrada./max(P_entrada);
pressao_entrada = pressao_entrada.
/max(pressao_entrada);
p_saida = p_saida./max(p_saida);
Z_out = Z_out./max(Z_out);
zout = real(zout);
zout = zout./max(zout);

dz = 2*dt;
tempo_zout = 0:dz:dz*length(zout)-dz;

%% PLOTS

% Calculada X Original, em função do tempo
figure(1)
plot(tempo(1:length(zout)),pressao_en-
trada(1:length(zout)))

```

```
hold on
plot(tempo_zout(1:length(zout)),zout)
title('Calculada X Original, em função do tempo')
set(gca,'FontSize',15)
xlabel('Tempo [s]')
ylabel('Pressão [Pa]')
legend('Pressão calculada','Pressão original')

% Medida X Original, em função do tempo
figure(2)
plot(tempo(1:length(zout)),pres-
sao_A(1:length(zout)))
hold on
plot(tempo_zout,zout)
title('Medida X Original')
set(gca,'FontSize',15)
xlabel('Tempo [s]')
ylabel('Pressão [Pa]')
legend('Pressão medida','Pressão original')
```


APÊNDICE D – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Convidamos o (a) Sr (a) para participar da pesquisa **Desenvolvimento de Prótese de Voz Tráqueo-Esofágica para Pacientes Laringectomizados**, sob a responsabilidade do pesquisador Andrey Ricardo da Silva, o qual pretende desenvolver uma nova prótese fonatória que possibilite o reestabelecimento da voz, a partir de uma válvula posicionada entre traquéia e esôfago de pacientes adultos, acima de 18 anos, provenientes do Centro de Pesquisas Oncológicas (CEPON) em Florianópolis, que foram submetidos ao procedimento cirúrgico de retirada da laringe incluindo pregas vocais, denominado laringectomia total.

Sua participação é voluntária e se dará por meio de um experimento dividido em duas etapas. Na primeira etapa, você falará uma vogal para dentro de um tubo que lhe permite respirar livremente. Na segunda etapa, ocorrerá a emissão de um som que se propaga do tubo em direção à sua boca e garganta. Todo o procedimento será capturado por quatro microfones que serão acoplados ao longo do tubo. Os testes levarão em torno de 30 minutos e serão realizados no Centro de Pesquisas Oncológicas (CEPON). Será utilizado material descartável e higienizado no local de contato com a boca. O objetivo é determinar as características físicas dos tecidos da garganta de cada paciente para obtenção das características ideais de uma prótese de voz, de tal maneira que a qualidade vocal possa ser restabelecida nos padrões habituais e da forma mais natural possível.

Os riscos decorrentes de sua participação na pesquisa são mínimos, como por exemplo o deslocamento até o local da pesquisa, incidentes durante o trajeto e/ou incidentes no CEPON como: cansaço ou desconforto durante o teste. Entretanto durante os procedimentos de coleta de dados você estará sempre acompanhado pelo pesquisador responsável e por uma Fonoaudióloga vinculada ao projeto, que lhe prestará toda a assistência necessária ou que acionará pessoal competente, caso você tenha alguma intercorrência.

Se você aceitar participar, estará contribuindo para o maior conhecimento sobre os mecanismos de geração de voz e no desenvolvimento de próteses fonatórias mais efetivas que se adequem as características fisiológicas de cada paciente. Além disso autoriza o uso de informações adicionais coletadas em prontuários e/ou dados demográficos.

Se depois de consentir em sua participação o Sr (a) desistir de continuar participando, tem o direito e a liberdade de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, seja antes ou depois da coleta dos dados, independente do motivo e sem nenhum prejuízo a sua pessoa.

O (a) Sr (a) não terá nenhuma despesa e também não receberá nenhuma remuneração advinda da sua participação na pesquisa, uma vez que a legislação brasileira não permite qualquer compensação financeira, mas você será ressarcido nas despesas de transporte e alimentação pelos pesquisadores nos termos descritos no projeto. Caso alguma despesa extraordinária associada à pesquisa venha a ocorrer, você será ressarcido nos termos da lei.

Caso você tenha algum prejuízo material ou imaterial em decorrência da pesquisa poderá solicitar indenização, de acordo com a legislação vigente. Os resultados da pesquisa serão analisados e publicados, porém sua identidade não será divulgada, sendo guardada em sigilo.

Para qualquer outra informação, o (a) Sr (a) poderá entrar em contato com o pesquisador no Laboratório de Vibrações e Acústica, Depto. de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, Bairro Trindade - Florianópolis – Brasil Fone: (48) 37219227 ramal 228, ou pelo email andrey.rs@ufsc.br, ou ainda, com o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da UFSC, localizado no Prédio Reitoria II, 4º andar, sala 401, localizado na Rua Desembargador Vitor Lima, 222, Trindade, Florianópolis- SC CEP 88040-900. Telefone para contato: 3721-6094.

O pesquisador responsável, que também assina esse documento, se compromete a conduzir a pesquisa de acordo com o que preconiza a Resolução 466/12 de 12/12/2012, que trata dos preceitos éticos e da proteção aos participantes da presente pesquisa.

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, _____,
RG _____ fui informado sobre o que o pesquisador quer fazer e porque precisa da minha colaboração, e entendi a explicação. Por isso, eu concordo em participar do projeto, sabendo que não vou ganhar nada e que posso sair quando quiser. Este documento é emitido em duas

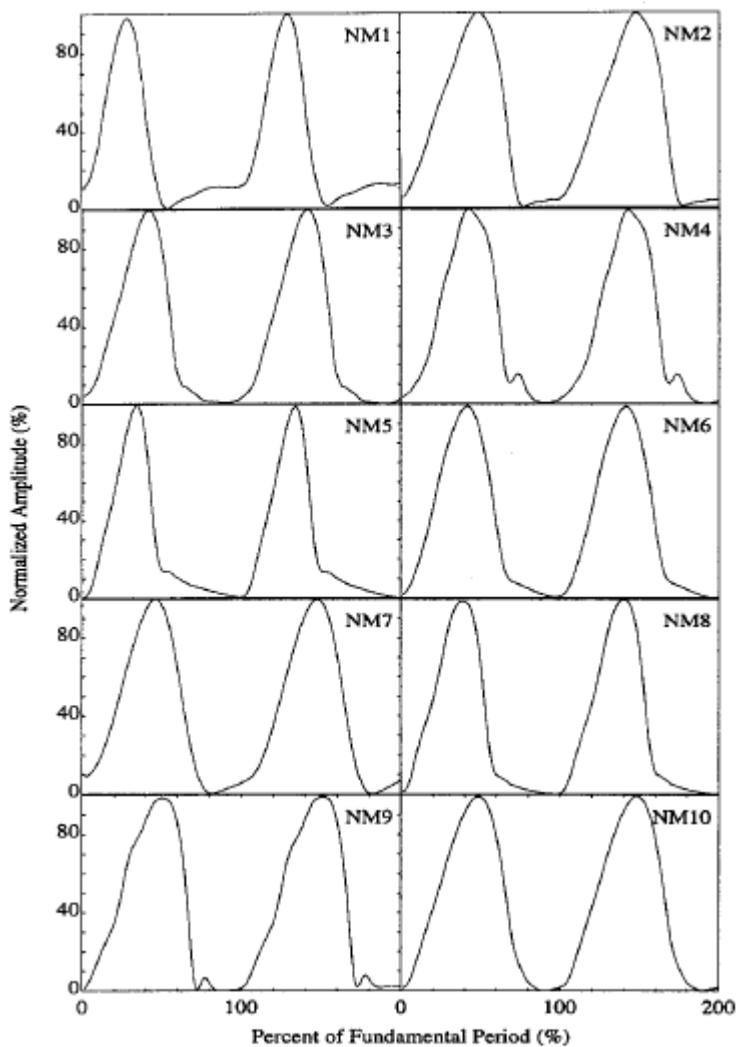
vias que serão ambas assinadas por mim e pelo pesquisador, ficando uma via com cada um de nós.

Assinatura do participante

Data: ___/ ___/ ____

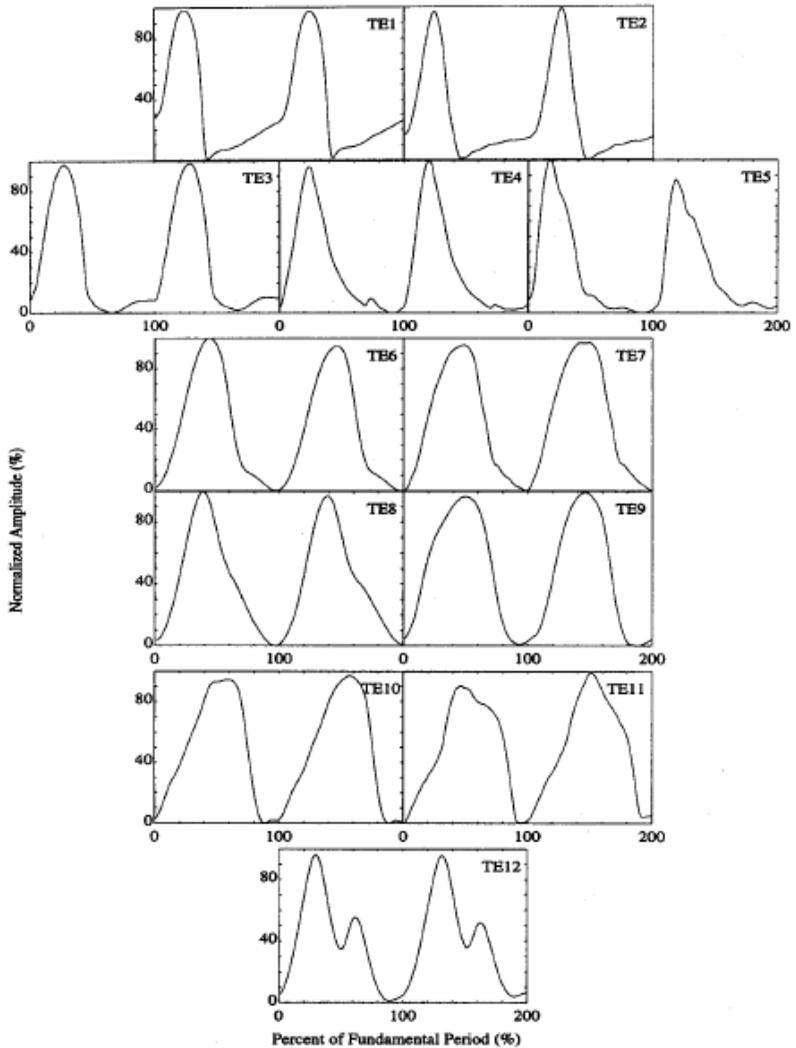
Assinatura do Pesquisador Responsável

ANEXO A – FORMAS DE ONDA DA FONTE SONORA PARA SUJEITOS COM VOZ LARÍNGEA



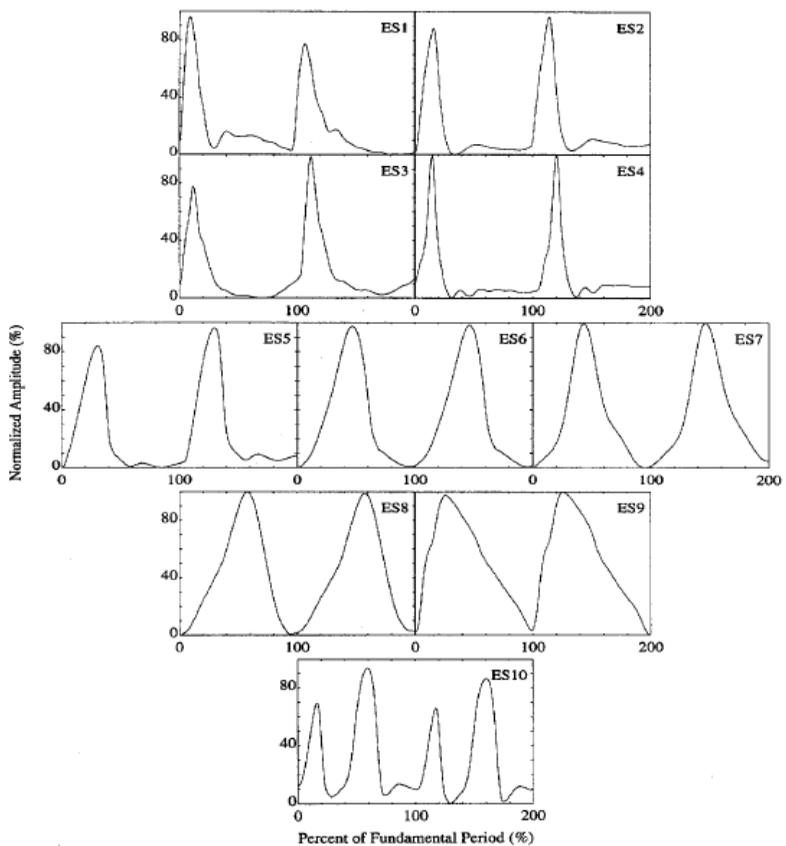
Fonte: Qi e Winberg [10].

ANEXO B – FORMAS DE ONDA DA FONTE SONORA PARA SUJEITOS COM VOZ TRAQUEOESOFÁGICA



Fonte: Qi e Winberg [10]

ANEXO C – FORMAS DE ONDA DA FONTE SONORA PARA SUJEITOS COM VOZ EOSOFÁGICA



Fonte: Qi e Winberg [10]