

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
**ESCOLA DE ENGENHARIA**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA**  
**DE ESTRUTURAS**

**Vibração das pregas vocais em diferentes frequências:**  
**análise teórico-experimental**

**Isadora e Souza Guerci de Oliveira**

Orientador: Prof. Dr. Max de Castro Magalhães  
Co-orientadora: Profa. Dra. Ana Cristina Côrtes Gama

Belo Horizonte  
2017

Isadora e Souza Guerci de Oliveira

**Vibração das pregas vocais em diferentes frequências: análise teórico-  
experimental**

Belo Horizonte  
2017

Isadora e Souza Guerci de Oliveira

**VIBRAÇÃO DAS PREGAS VOCAIS EM DIFERENTES  
FREQUÊNCIAS: ANÁLISE TEÓRICO-EXPERIMENTAL**

.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Estruturas da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para obtenção do título de Mestre em Engenharia de Estruturas.

Orientador: Prof. Max de Castro Magalhães  
Co-orientadora: Prof. Ana Cristina Côrtes  
Gama

Belo Horizonte  
2017

O48v Oliveira, Isadora e Souza Guerci de.  
Vibração das pregas vocais em diferentes frequências [manuscrito] :  
análise teórico-experimental / Isadora e Souza Guerci de Oliveira. – 2017.  
117 f., enc.: il.

Orientador: Max de Castro Magalhães.  
Coorientadora: Ana Cristina Côrtes Gama.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais,  
Escola de Engenharia.

Anexos: f. 111-117.

Bibliografia: f. 104-110.

1. Engenharia de estruturas - Teses. 2. Voz - Teses. 3. Cordas vocais -  
Teses. 4. Conjuntos vocais - Teses. I. Magalhães, Max de Castro. II.  
Gama, Ana Cristina Côrtes. III. Universidade Federal de Minas Gerais.  
Escola de Engenharia. IV. Título.  
CDU: 624(043)

Isadora e Souza Guerci de Oliveira

**VIBRAÇÃO DAS PREGAS VOCAIS EM DIFERENTES  
FREQUÊNCIAS: ANÁLISE TEÓRICO-EXPERIMENTAL**

Dissertação apresentada ao curso de pós-graduação em Engenharia de Estruturas, área de Biomecânica da Universidade Federal de Minas Gerais.

---

Prof. Doutor Max de Castro Magalhães

DEES - UFMG

---

Profa. Doutora Ana Cristina Côrtes Gama

Departamento de Fonoaudiologia - UFMG

---

Prof. Doutor Maurílio Nunes Vieira

Departamento de Engenharia Eletrônica - UFMG

---

Doutora Iara Barreto Bassi

Fundação hospitalar do estado de Minas Gerais - FHEMIG

Belo Horizonte, 23 janeiro de 2017

*Ao meu marido, grande  
companheiro e incentivador deste  
trabalho, todo meu amor.*

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço inicialmente a Deus que é meu tudo, por me fortalecer e fazer perseverar até o final deste trabalho.

Minha gratidão grandiosa ao meu marido que foi meu grande apoiador, porto seguro e companheiro de todas às horas.

Gostaria de agradecer ao meu orientador Professor Max de Castro Magalhães por todo apoio, incentivo e orientação.

Agradeço a minha co-orientadora professora Ana Cristina Côrtes Gama pelo apoio e colaboração na construção deste trabalho.

Agradeço a Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), a Fundação de Amparo à Pesquisa de Minas Gerais (FAPEMIG) e a CAPES pelo suporte financeiro oferecido como apoio para o desenvolvimento dessa dissertação.

Agradeço aos técnicos do laboratório de biomecânica e Fonoaudiologia da UFMG unidade por todo apoio, ajuda e companheirismo.

Agradeço a Fonoaudióloga Patrícia Lopes e a Otorrinolaringologista Renata Oliveira por todo suporte e ajuda neste trabalho.

Quero agradecer a minha família por tudo que me ensinaram, por todo amor, apoio constante e incentivo, essas atitudes me sustentaram nesse percurso.

Minha gratidão ao apoio de cada um de vocês.

Isadora Guerci

## RESUMO

**Introdução:** As pregas vocais (PPVV) são conhecidas por produzirem o som vocal possuindo um papel importantíssimo na produção da voz e da fala. A oscilação das PPVV, responsável pela vocalização, é um processo complexo pois resulta de aspectos envolvendo questões aerodinâmicas, fisiológicas e biomecânicas. Devido à sua grande importância e complexidade, as PPVV têm sido fonte de muitos estudos envolvendo a junção de áreas multidisciplinares no desenvolvimento de pesquisas, envolvendo o aparelho fonador e a bioengenharia. **Objetivo:** O objetivo principal desta dissertação é a análise do comportamento das pregas vocais utilizando medições de parâmetros vocais de voluntários que foram utilizados como dados de entrada em um modelo matemático discreto massa-mola não-linear para predição dos movimentos em diferentes frequências vocais. O modelo implementado foi o IF72, desenvolvido por Flanagan e Ishizaka (1972). As simulações foram realizadas para frequências vocais habituais, graves e agudas, para compreender as diferentes configurações na estrutura da prega vocal nas diversas emissões. Espera-se que esse estudo possa colaborar para melhor compreensão do comportamento vibratório das PPVV e da configuração glótica. **Metodologia:** Foram recrutados quatro cantores profissionais convidados a participar da pesquisa como voluntários, dois do sexo masculino e dois do sexo feminino, com idades entre 18 e 55 anos. A pesquisa foi executada em duas etapas distintas: a primeira correspondeu à análise de um banco de dados contendo a gravação de quatro vozes, duas femininas e duas masculinas, emitidas em cada uma das três frequências vocais para cada avaliação. Para cada voluntário realizou-se o seguinte processo: coleta do material de voz para cada participante na emissão em frequência e intensidade habitual de fala, identificando-se a frequência emitida pelo cantor, emissão em frequência aguda e emissão em frequência grave. Essas emissões foram realizadas para as avaliações acústicas, eletroglotográfica (EGG), aerodinâmica e para a coleta de dados da avaliação laríngea. A segunda etapa consistiu na implementação do modelo proposto por Flanagan e Ishizaka (1972) não linear, no software MATLAB. Para implementação do modelo de duas massas não linear foi criado um *script* obedecendo às diretrizes e valores paramétricos utilizados na literatura (Ishizaka e Flanagan, 1972). **Resultados:** Encontrou-se relação entre os valores de frequência fundamental entre os resultados obtidos na simulação e nos métodos de

análise das pregas vocais. Observou-se concordância entre as respostas de quociente de velocidade da simulação e da videolaringoscopia de alta velocidade (HSV). Para o quociente de contato observou-se proximidade nos valores da simulação e dos valores do EGG. Analisando a área glotal notou-se diferenças importantes nos valores de área glotal máxima entre a simulação e HSV. Em relação ao fluxo glotal observou-se que este parâmetro sofreu grande influência dos valores relacionados à pressão subglótica colocados como dados de entrada na implementação deste modelo no MATLAB.

**Conclusão:** A utilização de modelos matemáticos foi útil nos estudos das características de movimento das pregas vocais. Entretanto, a dificuldade de obtenção de parâmetros reais (medidos 'in loco') para serem utilizados como dados de entrada nas simulações, podem ter influenciado as variações observadas nos resultados analisados.

Palavras chave: PPVV. Modelos vocais. Registros vocais. Modelos massa-mola-amortecedor. Vibração das pregas vocais.

## ABSTRACT

**Introduction:** The vocal folds are known to be protagonists participating in the production of vocal sound having an important role in voice production and speech. The oscillation of the vocal folds, responsible for voice production, is a complex process because it results aspects involving aerodynamics, physiological and biomechanical issues. Due to its importance and complexity, the vocal folds have been the source of many studies involving joint multidisciplinary areas in developing research involving the vocal tract and bioengineering. **Objective:** The main objective of this thesis is the analysis of the behavior of the vocal folds, using measurements of vocal parameters of volunteers who were used as input data into a mathematical model nonlinear discrete mass-spring for predicting the movements in different vocal frequencies. The IF72 model developed by Flanagan and Ishizaka (1972) was implemented. The simulations were performed for normal, low and high voice frequencies, to understand the different settings in the vocal fold structure in the various emissions. It is hoped that this study can contribute to better understanding of the vibration behavior of the vocal folds and glottal closure. **Methodology:** four professional singers were recruited to participate in the study as volunteers, two male and two female, aged between 18 and 55 years. The study was performed in two stages: the first corresponded to the analysis of a database containing the record of four voices, two female and two male, issued in each of the three voice frequencies for each evaluation. For each volunteer was held the following process: collecting the material of voice for each participant in the emission frequency and intensity of normal speech, identifying the frequency emitted by the singer, emission in high frequency and low frequency. These emissions were made for acoustical ratings, eletroglotográfica (EGG), aerodynamics and to collect Laryngeal assessment data. The second stage consisted of the implementation of the model proposed by Flanagan and Ishizaka (1972) nonlinear in MATLAB software. For implementation of the two non-linear mass model was created a script complying with the directives and parameter values used in the literature (Ishizaka and Flanagan, 1972). **Results:** A relationship was found between the fundamental frequency values of the results obtained in the simulation and analysis methods of the vocal folds. There was agreement between the speed quotient of simulation and the high speed laryngoscopy (HSV). For the contact quotient was observed nearby values of the simulation and EGG values. Analyzing glottal area was noted significant differences in maximum glottal area values between the simulation and HSV. Regarding the glottal flow it was observed that this parameter was greatly influenced by values related to subglottic pressure put as input data from the implementation model in MATLAB. **Conclusion:** The use of mathematical models was useful in studies of the motion characteristics of the vocal folds. However, the difficulty of obtaining actual parameters

(measured 'in loco') to be used as input data for simulations what were important sources of variation in the results.

Keywords: vocal folds. vocal models. vocal registers. mass-spring-damper models. Vibration of the vocal folds.

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Anatomia Pulmonar .....	27
FIGURA 2 - Laringe vista anterior.....	29
FIGURA 3 - Laringe vista posterior.....	29
FIGURA 4 - Vista superior das estruturas laríngeas.....	31
FIGURA 5 - Seção coronal esquemática através das PPVV.....	32
FIGURA 6 -. Curva hipotética tensão x deformação para tecidos de PPVV humanas.....	36
FIGURA 7 - Curva da tensão-relaxamento normalizada para amostras do músculo tireoaritenóideo em quatro níveis de deformação.....	37
FIGURA 8 - Sistema massa-mola em posição vertical.....	38
FIGURA 9 - Sistema massa mola livre e amortecido.....	40
FIGURA 10 - Sistema massa mola livre e amortecido (Vibração forçada).....	40
FIGURA 11 - Sistema FL68.....	42
FIGURA 12 - Sistema IF72.....	43
FIGURA 13 - Modelo Multi massas Titze 1976.....	44
FIGURA 14 - Modelo Corpo cobertura.....	45
FIGURA 15 - Corte transversal da laringe tridimensional.....	46
FIGURA 16 - Eletrodos do EGG.....	48
FIGURA 17 - Ondas eletroglotográficas.....	49
FIGURA 18 - Videolaringoscopia de alta velocidade.....	50
FIGURA 19 - Montagem e detecção de bordas para análise da área glotal. Gráfico referente ao pulso glótico obtido por meio desta análise.....	52

FIGURA 20 - Avaliação aerodinâmica.....	54
FIGURA 21 - Modelo de duas massas IF72.....	58
FIGURA 22 - Fluxograma dos passos para implementação do modelo IF72.....	63
FIGURA 23: Gráfico do deslocamento das massas obtido pela simulação referente ao indivíduo I com emissão habitual.....	68
FIGURA 24: Gráfico do deslocamento das massas obtido pela simulação referente ao indivíduo II com emissão habitual.....	68
FIGURA 25: Gráfico do deslocamento das massas obtido pela simulação referente ao indivíduo III com emissão habitual.....	69
FIGURA 26: Gráfico do deslocamento das massas obtido pela simulação referente ao indivíduo IV com emissão habitual.....	69
FIGURA 27: Gráfico do deslocamento das massas obtido pela simulação referente ao indivíduo I com emissão grave.....	69
FIGURA 28: Gráfico do deslocamento das massas obtido pela simulação referente ao indivíduo II com emissão grave.....	69
FIGURA 29: Gráfico do deslocamento das massas obtido pela simulação referente ao indivíduo III com emissão grave.....	70
FIGURA 30: Gráfico do deslocamento das massas obtido pela simulação referente ao indivíduo IV com emissão grave.....	70
FIGURA 31: Gráfico do deslocamento das massas obtido pela simulação referente ao indivíduo I com emissão aguda.....	70
FIGURA 32: Gráfico do deslocamento das massas obtido pela simulação referente ao indivíduo II com emissão aguda.....	70
FIGURA 33: Gráfico do deslocamento das massas obtido pela simulação referente ao indivíduo III com emissão aguda.....	70
FIGURA 34: Gráfico da forma de onda da área glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo I com emissão habitual.....	71

FIGURA 35: Gráfico da forma de onda da área glotal obtido pela HSV referente ao indivíduo I com emissão habitual.....	80
FIGURA 36: Gráfico da forma de onda da área glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo II com emissão habitual.....	80
FIGURA 37: Gráfico da forma de onda da área glotal obtido pela HSV referente ao indivíduo II com emissão habitual.....	81
FIGURA 38: Gráfico da forma de onda da área glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo III com emissão habitual.....	81
FIGURA 39: Gráfico da forma de onda da área glotal obtido pela HSV referente ao indivíduo III com emissão habitual.....	82
FIGURA 40: Gráfico da forma de onda da área glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo IV com emissão habitual.....	82
FIGURA 41: Gráfico da forma de onda da área glotal obtido pela HSV referente ao indivíduo IV com emissão habitual.....	83
FIGURA 42: Gráfico da forma de onda da área glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo I com emissão Grave.....	83
FIGURA 43: Gráfico da forma de onda da área glotal obtido pela HSV referente ao indivíduo I com emissão Grave.....	84
FIGURA 44: Gráfico da forma de onda da área glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo II com emissão Grave.....	84
FIGURA 46: Gráfico da forma de onda da área glotal obtido pela HSV referente ao indivíduo II com emissão Grave.....	85
FIGURA 47: Gráfico da forma de onda da área glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo III com emissão Grave.....	85
FIGURA 48: Gráfico da forma de onda da área glotal obtido pela HSV referente ao indivíduo III com emissão Grave.....	86
FIGURA 49: Gráfico da forma de onda da área glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo IV com emissão Grave.....	86

FIGURA 50: Gráfico da forma de onda da área glotal obtido pela HSV referente ao indivíduo IV com emissão Grave.....	87
FIGURA 51: Gráfico da forma de onda da área glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo I com emissão aguda.....	87
FIGURA 52: Gráfico da forma de onda da área glotal obtido pela HSV referente ao indivíduo I com emissão aguda.....	88
FIGURA 53: Gráfico da forma de onda da área glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo II com emissão aguda.....	88
FIGURA 54: Gráfico da forma de onda da área glotal obtido pela HSV referente ao indivíduo II com emissão aguda.....	89
FIGURA 55: Gráfico da forma de onda da área glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo III com emissão aguda.....	89
FIGURA 56: Gráfico da forma de onda da área glotal obtido pela HSV referente ao indivíduo III com emissão aguda.....	90
FIGURA 57: Gráfico da forma de onda da área glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo IV com emissão aguda.....	90
FIGURA 58: Gráfico da forma de onda da área glotal obtido pela HSV referente ao indivíduo IV com emissão aguda.....	91
FIGURA 59: Gráfico da forma de onda do Fluxo glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo I com emissão habitual.....	93
FIGURA 60: Gráfico da forma de onda do Fluxo glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo II com emissão habitual.....	93
FIGURA 61: Gráfico da forma de onda do Fluxo glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo III com emissão habitual.....	94
FIGURA 62: Gráfico da forma de onda do Fluxo glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo IV com emissão habitual.....	93
FIGURA 63: Gráfico da forma de onda do Fluxo glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo I com emissão grave.....	94

FIGURA 64: Gráfico da forma de onda do Fluxo glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo II com emissão grave.....	94
FIGURA 65: Gráfico da forma de onda do Fluxo glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo III com emissão grave.....	94
FIGURA 66: Gráfico da forma de onda do Fluxo glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo IV com emissão grave.....	95
FIGURA 67: Gráfico da forma de onda do Fluxo glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo I com emissão agudo.....	95
FIGURA 68: Gráfico da forma de onda do Fluxo glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo II com emissão agudo.....	95
FIGURA 69: Gráfico da forma de onda do Fluxo glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo III com emissão agudo.....	95
FIGURA 70: Gráfico da forma de onda do Fluxo glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo IV com emissão agudo.....	95
FIGURA 71: Variação de frequência fundamental para diferentes parâmetros.....	99
FIGURA 72: Variação do deslocamento de $M_1$ e $M_2$ .....	100

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Constantes básicas do modelo IF72.....	59
TABELA 2 - Valores com as constantes do modelo IF72 no sistema internacional de medidas.....	65
TABELA 3 - Valores de Massa e rigidez modificados para cada frequência.....	67
TABELA 4 - Valores de $F_0$ para a simulação e métodos de análise das pregas vocais, HSV e EGG.....	67
TABELA 5 - Diferença entre valores de $F_0$ obtidos entre HSV e simulação e EGG e simulação.....	68
TABELA 6 - Valores de $SQ =$ Quociente de velocidade e $CQ =$ Quociente de contato para a simulação e HSV e EGG.....	74
TABELA 7 - Valores de área glotal máxima da simulação e da videolaringoscopia de alta velocidade.....	77
TABELA 8 - Valores de $P_s =$ pressão subglótica reais implementados na simulação...96	
TABELA 9 - Valores de $M_1, M_2, K_1$ e $K_2$ para as diferentes simulações.....	98

## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

HSV - Videolaringoscopia de alta velocidade

GAW - Ondas de área glotal

AG - Área glotal

PPVV - Pregas vocais

CQ - Quociente de contato

SQ - Quociente de velocidade

F0 - Frequência fundamental

IF72 - Ishizaka e Flanagan 1972

Ug - Fluxo Glotal

EGG - Eletroglotografia

## SUMÁRIO

INTRODUÇÃO.....	21
1.1. Objetivos da dissertação.....	23
Objetivo geral.....	23
Objetivos específicos.....	23
1.2. Justificativa.....	24
REVISÃO BIBLIOGRAFICA.....	26
2.1. Anatomofisiologia do sistema fonador.....	26
Fonação e trato respiratório.....	26
Laringe.....	28
O sistema fonador e as PPVV.....	31
2.2. Biomecânica da laringe.....	35
2.3. Vibração: conceitos básicos.....	38
2.4. Modelagem matemática das PPVV.....	43
2.5. Configuração da prega vocal em diferentes frequências.....	47
2.6. Métodos empregados na análise das PPVV.....	48
Eletroglotografia.....	48
Videolaringoscopia de alta velocidade.....	51
Avaliação aerodinâmica.....	54
METODOLOGIA.....	56
3.1. Modelo IF72.....	58
3.2. Implementação do modelo IF72 no MATLAB.....	61
RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	66
4.1 Frequência Fundamental.....	66
4.2 Quociente de contato e quociente de velocidade.....	73
4.3 Area Glotal.....	76

Aspectos qualitativos das ondas da área glotal da simulação e HSV.....	78
4.4 Fluxo Glotal.....	93
4.5 Análise do comportamento do modelo IF72 para variação dos parâmetros de massa e rigidez.....	97
CONCLUSÃO.....	103
5.1 Perspectiva de trabalhos futuros.....	104
BIBLIOGRAFIA.....	105
ANEXOS.....	111
7.1 Script da implementação do modelo IF72 .....	111

# 1. INTRODUÇÃO

---

As pregas vocais (PPVV) são pregas musculares responsáveis pela produção do som vocal, possuindo um papel importantíssimo na produção da voz e da fala. A oscilação das PPVV, responsável pela vocalização, é um processo complexo, pois resulta de aspectos envolvendo questões aerodinâmicas, fisiológicas e biomecânicas.

As alterações laríngeas são frequentemente associadas com características anormais de movimentos das PPVV, tais como o fechamento glótico incompleto ou a vibração reduzida da túnica mucosa, com redução da amplitude do movimento mucocondulatório. Compreender as características do aparelho fonador é crucial para a compreensão da produção vocal e pode ser útil na avaliação da saúde da laringe. Devido à sua grande importância e complexidade, as PPVV têm sido fonte de muitos estudos envolvendo a junção de áreas multidisciplinares no desenvolvimento de pesquisas, envolvendo o aparelho fonador e a bioengenharia.

Estudos visam investigar aspectos da mecânica da vibração das PPVV, sua oscilação constante induzida por fluxo e a relação do fluxo glotal e a pressão na glote. Investigações sobre a modelização da fonte glótica têm um grande significado na elaboração de sistemas de síntese de voz, e visam estudar aspectos específicos da mecânica de vibração das PPVV (Ishizaka and Flanagan, 1972; Titze, 1973, 1974; Titze, 1994; Zhang et al, 2011; Pinheiro, 2012).

As simulações utilizando modelo massa mola são as abordagens mais amplamente conhecidos para a modelagem das PPVV. Essas modelagens abordam características oscilatórias representadas por meio de simulações numéricas com base nas descrições físicas do aparelho fonador. Estes modelos objetivam fornecer informações realistas sobre os sinais de excitação que são incorporados em modelos do aparelho fonador.

Nas últimas décadas, a dinâmica das PPVV tem sido extensivamente estudada, e alguns modelos mecânicos foram desenvolvidos. Esses modelos diferem pela

representação que fazem das PPVV, vistas como sistemas mecânicos que modulam a passagem do ar.

Dentre esses modelos podemos destacar o modelo de uma única massa (Flanagan e Landgraf, 1968), modelos considerando duas massas (Ishizaka e Flanagan, 1972, 1977; Flanagan e Ishizaka, 1978; Koizumi et al, 1987), modelo considerando três massas (Titze, 1994), modelo com múltiplas massas (Titze, 1973, 1974), e modelos contínuos (Titze e Strong, 1975; Titze e Talkin, 1979; Titze, 1984).

Observa-se que a naturalidade da voz sintetizada está relacionada com o número de graus de liberdade do sistema considerado para representar a dinâmica das PPVV e a grande vantagem desses modelos é a facilidade de implementação. Como a produção da voz é caracterizada pela mudança da forma do trato vocal, pode-se esperar que um modelo mais realista de trato vocal consistiria de um tubo que variasse como uma função do tempo e da posição ao longo do eixo de propagação do som. A formulação de um modelo desse tipo de trato vocal pode ser extremamente complexo.

Um método de simplificação deste modelo é o de representar o trato vocal como uma série de tubos acústicos concatenados. Devemos destacar que não é apenas a mudança da forma do trato vocal a responsável pela produção da voz, há também fatores, como a pressão dos pulmões, entre outros. No entanto, para a modelagem tratada aqui, tomamos a pressão dos pulmões constantes.

O modelo da prega vocal de duas massas representa a dinâmica de vibração da prega vocal de forma simples, mas se torna uma maneira eficaz para capturar as características vibratórias primárias de PPVV, e tem sido utilizada com sucesso para simular a dinâmica não linear de processos vibratórios em alterações laríngeas. Muitos fenômenos, como a diferença de fase entre a borda superior e a borda inferior da prega vocal, bifurcações, teoria do caos, podem ser modelados no presente sistema teórico. No entanto, a maioria dos modelos de duas massas tradicionais têm negligenciado o processo vibratório em diferentes frequências.

Neste estudo os modelos matemáticos massa mola serão correlacionados com exames funcionais das PPVV. Serão utilizadas avaliações importantes na clínica fonoaudiológica como a videolaringoscopia de alta velocidade, que fornece valores de área glotal; a eletroglotografia; e a avaliação aerodinâmica que apresenta valores reais de

pressão subglótica e fluxos glotais. Todos os resultados dessas avaliações poderão ser correlacionados com os valores encontrados no modelo implementado.

## **1.1. Objetivos da dissertação**

### **Objetivo geral**

O objetivo principal desta dissertação é a análise do comportamento dinâmico das pregas vocais através de exames laboratoriais e um modelo matemático discreto massa-mola não-linear para predição dos movimentos e características dinâmicas em diferentes frequências vocais. O modelo a ser implementado será o IF72, desenvolvido por Flanagan e Ishizaka (1972). As simulações serão realizadas para frequências vocais habituais, graves e agudas, para compreender as diferentes configurações na estrutura da prega vocal nas diversas emissões. Esse estudo irá colaborar para melhor caracterizar o comportamento vibratório das PPVV e da configuração glótica.

### **Objetivos específicos**

- Realizar medições acústicas para se obter as frequências fundamentais (F0) correspondentes às emissões aguda, grave e habitual, para servirem como valores de referência para as F0 do modelo IF72 não-linear (Flanagan e Ishizaka, 1972).
- Realizar ensaios utilizando a Eletroglotografia (EGG) para avaliar a função vocal e obter medidas de frequência fundamental (F0) e quociente de contato para emissões aguda, grave e habitual.
- Realizar o exame laríngeo de videolaringoscopia de alta velocidade nas frequências aguda, grave e habitual para se obter os seguintes parâmetros: área glótica, área de contato entre a mucosa das PPVV e amplitude do movimento mucocondulatório.
- Medir a pressão subglótica utilizando a avaliação aerodinâmica para emissões em frequência aguda, grave e habitual.
- Implementar o modelo matemático massa-mola com dois graus de liberdade, baseado no modelo IF72 não-linear (Flanagan e Ishizaka, 1972). Será utilizado

o software Matlab, para análise matemática do comportamento da vibração da estrutura da prega vocal.

- Utilizar os resultados obtidos experimentalmente para obter parâmetros multidimensionais e reais, realizando comparação com o modelo matemático implementado, afim de se obter análises comparativas e estudo paramétrico.

## 1.2. Justificativa

Ao estudar este assunto percebe-se que há na literatura poucos estudos que utilizam a modelagem massa-mola das pegs vocais em diferentes frequências, além de não haver relação entre os resultados encontrados em achados clínicos com a implementação em um modelo massa mola de duas massas, em especial o IF72 (Ishizaka e Flanagan, 1972). Pesquisas simulam apenas sínteses de vogais em frequências habituais de fala para homens ou mulheres, ou ainda realizam uma correlação com apenas um método de análise das PPVV (Ishizaka e Flanagan, 1972, 1977; Titze, 1994; Titze 1973, 1974).

Pretende-se com esse estudo simular o comportamento vibracional das PPVV nas diferentes frequências, por meio do modelo massa mola de duas massas, que retratam fielmente a realidade oscilatória do movimento das PPVV mostrando a onda mucosa e sua diferença de fase de abertura e fechamento, e a partir dos resultados obtidos, analisar como o modelo se correlaciona com as avaliações utilizadas na clínica fonoaudiológica.

A ideia inicial de implementar um modelo matemático massa mola já existente tem a finalidade de poder representar por meio de um modelo reconhecido e maduro o movimento vibratório das PPVV o mais próximo da realidade. O modelo IF72 apesar de ser um modelo de 1972 é um estudo reconhecido e utilizado como base para diversos estudos na atualidade (Titze, 1994; Steinecke e Herzel, 1995; Zanghe, Regner, Jiang, 2011; Pinheiro, 2012). O modelo desenvolvido por Ishizaka e Flanagan mostra claramente o movimento da porção superior e inferior da prega vocal e leva em consideração questões não lineares importantes, intrínsecas a este sistema.

Posteriormente este modelo poderá ser utilizado para:

- 1) - simular diferentes alterações de PPVV, resultando em diferentes padrões vibratórios.

2) - analisar os comportamentos vibratórios das PPVV como resposta a diferentes técnicas vocais.

3) - desenvolver novas técnicas vocais, a partir da análise do comportamento das PPVV.

4) -comparar os resultados do modelo proposto com outros estudos matemáticos como os que utilizam elementos finitos.

5) - Utilizar o modelo como ferramenta didática por profissionais na área de saúde com o intuito de explicar os mecanismos anatomofisiológicos da fonação normal e alterada.

## **2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA**

---

### **2.1 Anatomofisiologia do sistema fonador**

#### **Fonação e trato respiratório**

Para que o processo fonatório ocorra é necessário que o sistema respiratório forneça fluxo aéreo e pressão subglotal suficientes para que aconteça a vibração das pregas vocais. Sem esse fluxo aéreo não existe som laríngeo. O trato respiratório compreende o início das narinas até os alvéolos pulmonares (Behlau, 2001). As narinas são importantes para controlar a qualidade da corrente respiratória, elas purificam, umedecem e aquecem o ar que inspirado e levado até os pulmões.

Alguns tecidos de conexão do sistema respiratório também são importantes, pois apoiam estruturas especiais para o processo da respiração. Estes tecidos são ossos e cartilagens presentes no tórax, como: vértebras, clavículas, costelas, escapula e osso esterno. O processo respiratório se dá por uma ação propulsora, funciona como uma bomba, produzindo fluxo e pressão aérea. Para que esta ação ocorra alguns músculos são necessários. Estes músculos são divididos em torácicos e abdominais (Behlau, 2001).

Entre músculos torácicos destacam-se o diafragma e os intercostais internos e externos. Entre os abdominais destacam-se o reto abdominal e o oblíquo interno e externo. O diafragma é o maior músculo respiratório e sua ação ao contrair determina o nível de ar que adentra os pulmões. Os músculos intercostais externos atuam na elevação das costelas no momento da inspiração. Os intercostais internos atuam durante a expiração abaixando a caixa torácica. Os músculos abdominais agem sustentando e comprimindo algumas vísceras na região abdominal (Rosa, 2003; Behlau 2001).

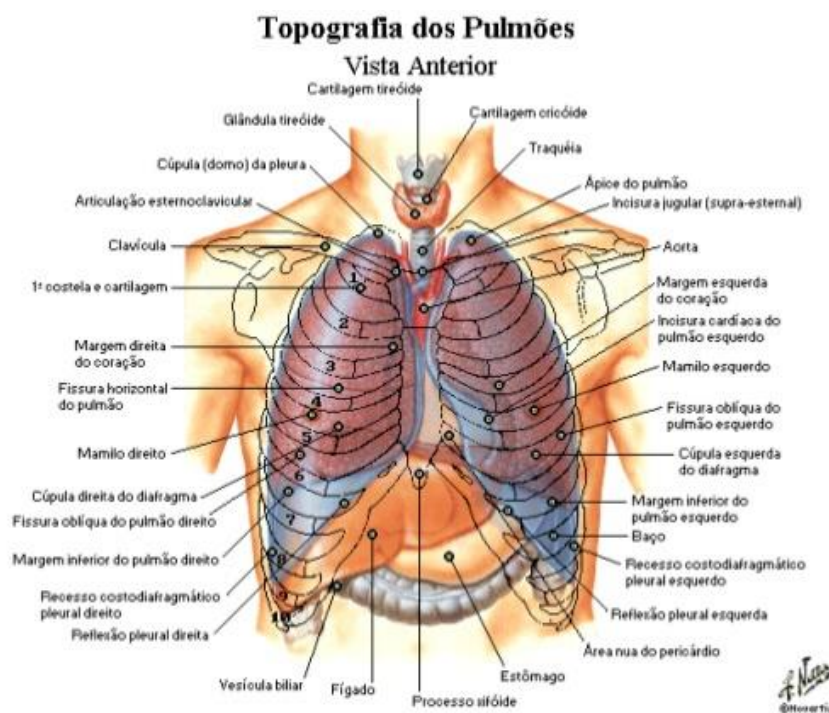
Além destes aspectos observados a maior porção do trato respiratório é o sistema pulmonar que envolve os pulmões e suas estruturas intrínsecas, a traqueia e os brônquios.

O Pulmão é um órgão esponjoso e elástico que tem como função realizar troca gasosa fornecendo ao sangue que circula em nosso corpo mais oxigênio. Por intermédio de sua interação com músculos torácicos e abdominais, na fonação, sua função é criar

condições para que a inspiração e expiração aconteçam pelo movimento em conjunto desses músculos (Netter, 2000).

Segundo Rosa (2011) para que a fala ocorra o processo de expiração é responsável por gerar energia sob forma de escoamento. Na respiração silente a fase inspiratória é três vezes maior que a expiratória (Behlau e Pontes, 1995). Na inspiração a musculatura ativa causa a expansão da caixa torácica fazendo o ar entrar pelos pulmões pela diminuição de pressão interna. A expiração é um processo passivo, pois causa o relaxamento dos músculos envolvidos. Esse relaxamento aumenta a pressão do ar e a força a sair dos pulmões. No processo de respiração silente a inspiração ocupa cerca de 40% do ciclo e a expiração 60%. A respiração para a fala é diferente do processo respiratório silente (Behlau, 2001).

Quando se tem como objetivo o processo respiratório para a fonação é necessário formar uma pressão aérea subglótica capaz de vibrar a mucosa das pregas vocais (PPVV). A fonação ocorre durante a expiração prolongada. Para a fala utiliza-se cerca de 1,2 a 1,5 litros de ar, que corresponde a 20% do volume total dos pulmões (Behlau, 2001). Em uma fonação normal cerca de 500 a 1000cm<sup>3</sup> são expelidos e a pressão pulmonar apresenta valores entre 5 e 10cm<sup>3</sup> H<sub>2</sub>O (Rosa, 2003).



**Figura 1:** Anatomia Pulmonar (Netter, 2011)

## Laringe

A laringe é um órgão situado no pescoço, sendo conectado na extremidade superior da traqueia e em sua porção excedente abre-se na faringe. O seu esqueleto é constituído por cartilagens, músculos, membranas e mucosa. A fonação é uma função secundária deste órgão. A laringe divide-se em três porções: A supraglote, a glote e a infraglote. O espaço supraglótico compreende as estruturas acima da glote, entre elas o ventrículo laríngeo, tendo como limite o ádito da laringe. A glote é o espaço entre as pregas vocais. A infraglote tem como limite inferior a traqueia e inicia-se abaixo da glote (Behlau, 2001; Rosa 2003)

A estrutura laríngea possui nove cartilagens. A cartilagem tireóidea, cricóidea e aritenóideas são consideradas as mais importantes, situadas em uma região de grande mobilidade laríngea. Essas estruturas são compostas principalmente de fibras colágenas e elásticas.

A laringe possui dois grupos musculares denominados: músculos intrínsecos e extrínsecos. A musculatura intrínseca é aquela que possui origem e inserção na própria laringe. Esse conjunto de músculos intrínsecos tem como função a adução e abdução das pregas vocais (PPVV), a tensão das PPVV, além do esfíncter de proteção das vias aéreas e a própria fonação. Os músculos intrínsecos são: O tireoaritenóideo (TA), o cricoaritenóideo posterior (CAP), o cricoaritenóideo lateral (CAL), o aritenóideo (A), o cricotireóideo (CT), o ariepiglótico (AE) e o Tireoepiglótico (TE).

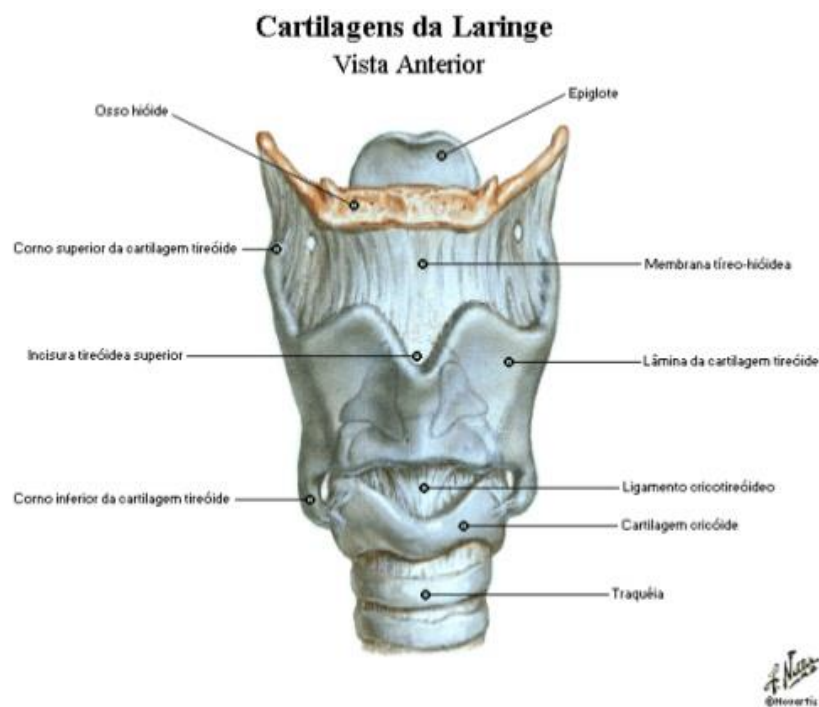
Os músculos extrínsecos possuem apenas uma de suas inserções na laringe e a outra em estruturas próximas como tórax, crânio e mandíbula (Behlau, 2001). Esse grupo muscular não interfere diretamente na fonação, porém possuem ação indireta, pois atuam no controle da frequência vocal quando elevam ou abaixam a laringe pela sua ação muscular. A musculatura extrínseca é dividida em supra-hióidea e infra-hióidea. Os músculos supra-hióideos tem como função a elevação laríngea e são eles: estilo-hióideo, digástrico, milo-hióideo, gênio-hióideo, genioglosso e hioglosso. Os músculos infra-hióideos têm a função de abaixar a laringe e são eles: esterno-hióideo, esternotireóideo, tireo-hióideo e o omo-hióideo.

A laringe também possui ligamentos que também são divididos em intrínsecos e extrínsecos. Os ligamentos intrínsecos ligam as cartilagens da laringe umas às outras. Os

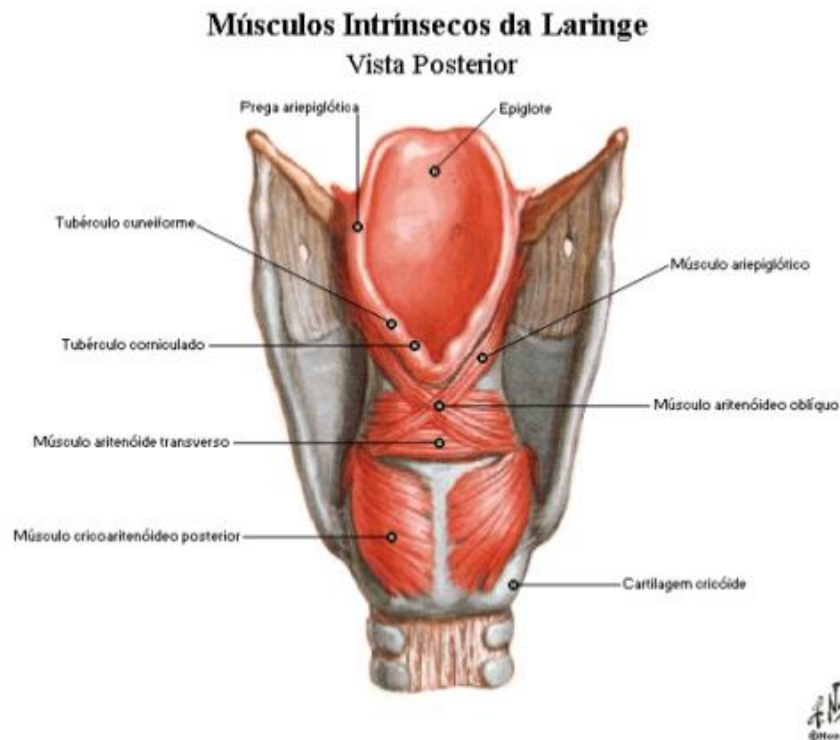
ligamentos extrínsecos ligam as cartilagens tireóidea e a epiglote no osso hióide, e a traqueia a cartilagem cricóide.

A laringe possui ainda estruturas membranosas como a membrana fibroelástica que divide-se em membrana quadrangular e cone elástico. A membrana quadrangular recobre a porção interna e superior da laringe. O cone elástico é uma estrutura que recobre toda parede interna laríngea e tem sua origem na superfície interna do arco cricóide, inserindo-se no ligamento vocal (Behlau, 2001; Perelló, 1973).

Na laringe encontram-se ainda estruturas como as pregas vestibulares que também é chamada de falsa prega e são duas massas proeminentes com aparência flácida e consistência macia, essa estrutura é recoberta por mucosa constituída de tecido conjuntivo e fibras musculares provenientes do músculo tireoaritenóideo e possui superfície maior do que a das PPVV verdadeiras (Perelló, 1973).



**Figura 2:** Laringe vista anterior (Netter, 2011)



**Figura 3:** Laringe vista posterior (Netter, 2011)

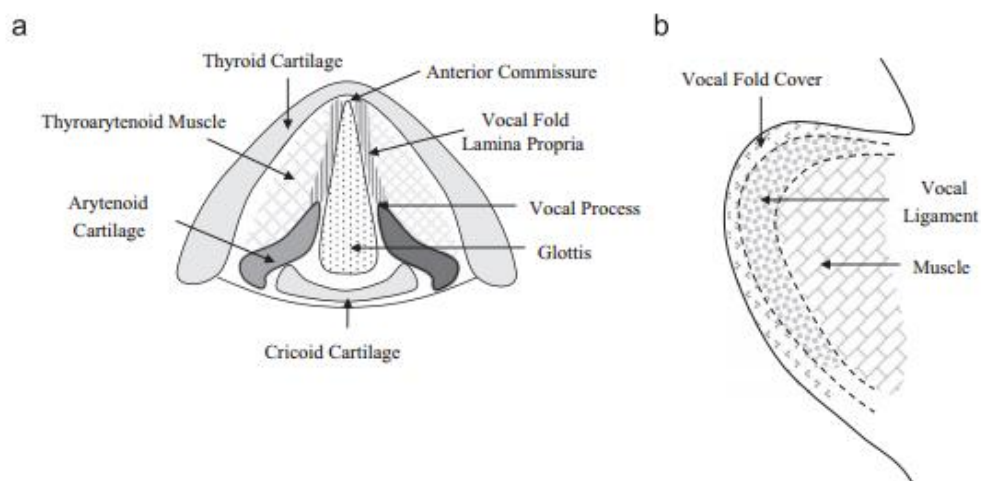
## O sistema Fonador e as PPVV

A prega vocal é uma estrutura muscular situada na região posterior da cartilagem tireóideia e se estendem horizontalmente na laringe. Possui um papel essencial no processo da fonação, pois ondas mecânicas são formadas em sua superfície. Essas ondas são provocadas pelas características anatômicas e mecânicas dos tecidos que compõem a prega vocal e pelo fluxo aéreo glotal. Para a fonação é importante salientar que as PPVV são estruturas multilaminadas e cada camada apresenta uma propriedade mecânica diferenciada (Behlau, 2001).

As PPVV podem ser divididas em três níveis: mucosa, ligamento vocal e músculo vocal. A sua complexa anatomofisiologia permite a camada de mucosa vibrar livremente sobre as estruturas mais rígidas das camadas inferiores. A mucosa divide-se em epitélio escamoso que possui uma espessura bastante reduzida quando comparada às outras estruturas e camadas histológicas. A lâmina própria é altamente especializada para realizar a sua função vibratória e subdivide-se em três camadas: a superficial, a intermediária e a profunda. Essa divisão se dá pela diferença de fibras existentes denominadas fibras elásticas e colágenas. A camada intermediária é composta por fibras

elásticas em sua maioria e a profunda por fibras colágenas, essas camadas constituem o ligamento vocal. Quanto mais próximo do músculo vocal maior o número de fibras colágenas e menor a quantidade de fibras elásticas, tornando a porção próxima ao músculo vocal (músculo tireoaritenóideo) mais densa. A lâmina própria possui suas fibras paralelas a borda livre das PPVV favorecendo o movimento vibratório. O músculo vocal (Músculo tireoaritenóideo) que compõe basicamente o corpo da PPVV é a camada mais rígida na estrutura da prega vocal, pois quando contrai funciona como um feixe elástico bastante rígido e assim como alguns músculos esqueléticos, é um músculo longo e cilíndrico.

A tensão do músculo vocal e seus movimentos de abertura, fechamento, alongamento e encurtamento são comandados de forma neurológica. A estrutura das PPVV também foi organizada nos componentes Corpo-cobertura (Hirano, 1975). O epitélio, e a camada superficial da prega vocal constituem a cobertura. O corpo é constituído pelas camadas intermediária, profunda e pelo músculo vocal.



**Figura 4:** a) Vista superior das estruturas laríngeas. b) Corte coronal da prega vocal. (Kelehher ET al, 2011)

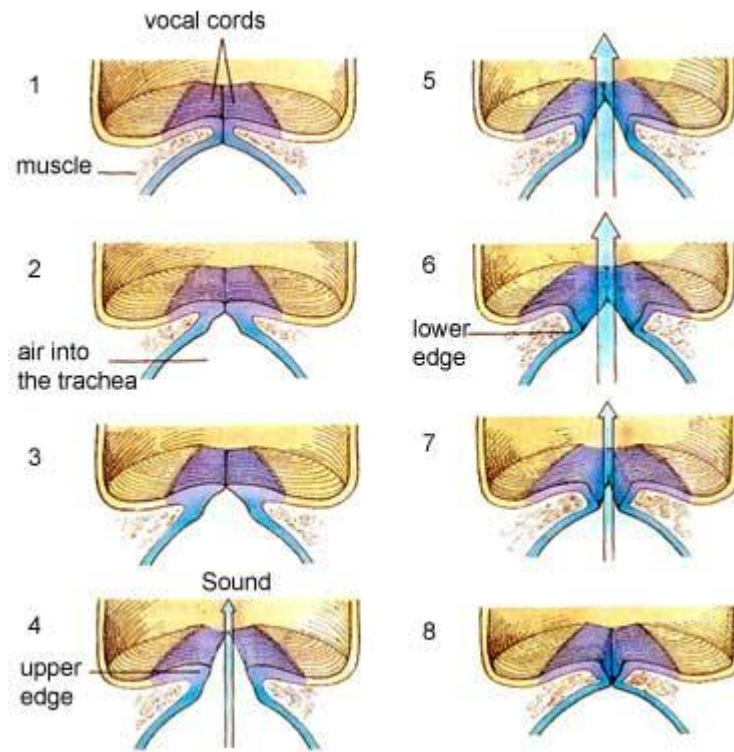
Para melhor entendimento da fisiologia da voz e do processo vibratório das PPVV, muitos pesquisadores têm utilizado de simulações matemáticas para explicar esses aspectos da mecânica das vibrações das estruturas da prega vocal. Nesta dissertação o estudo será limitado aos modelos matemáticos massa mola.

Ao trabalhar com modelos matemáticos é importante definir características viscoelásticas dessa estrutura. A laringe é o órgão responsável pela fonação humana e participa de funções como a respiração e proteção das vias aéreas. Quando pensamos em emitir algum som, ou desejamos falar, o cérebro envia comandos, impulsos elétricos para a musculatura laríngea. Os impulsos que regem os movimentos laríngeos são gerados no bulbo raquidiano onde se encontra o núcleo de origem do X par de nervos cranianos - o nervo Vago. Este nervo possui ramificações que vão inervar a laringe, controlando a mobilidade dos músculos ligados diretamente a ela. Das ramificações específicas que inervam a laringe, o nervo vago separa-se em dois: o nervo laríngeo superior e o nervo laríngeo inferior ou recorrente. O nervo laríngeo recorrente é responsável pela mobilidade de todos os músculos laríngeos intrínsecos, com exceção do músculo cricotireóideo, que é inervado pelo nervo laríngeo superior.

Estes impulsos elétricos movimentam toda a musculatura laríngea em especial a prega vocal, que é uma das estruturas responsáveis diretamente pela produção da voz.

Para a produção vocal (RUSSO & BEHLAU 1993), a literatura evidencia que a teoria que melhor descreve o som laríngeo é a teoria mio-elástica-aerodinâmica de Van Den Berg (1958) que considera a fonação como a inter-relação entre forças físicas aerodinâmicas da respiração e forças elásticas dos tecidos musculares da laringe. Durante a fonação a energia aerodinâmica gerada pelo fluxo expiratório é convertida em energia acústica pela vibração das PPVV. A abdução ocorre pela pressão subglótica, enquanto a elasticidade da prega vocal e o efeito Bernoulli constituem as principais forças de adução glótica.

Para a teoria de Bernoulli (Bernoulli 1758) temos que: a velocidade do fluxo é alta para uma região de estreitamento (pregas em adução), criando queda de pressão perpendicular à parede dessa região que “aspira” as PPVV. Quando o ar é expelido para fora da glote estreita, ocorre neste ponto uma pressão negativa que aduz as PPVV. A mobilidade da prega vocal influi neste mecanismo. Quanto maior a mobilidade da mucosa maior a eficácia do efeito Bernoulli (TITZE 2000).



**Figura 1:** Seção coronal esquemática através das PPVV (McKinney, 1994)

Portanto o ar passa pelas PPVV vibrando esta estrutura e produzindo um som. Este som é produzido pela fragmentação do ar expirado, pelos ciclos de abertura e fechamento das PPVV. A frequência fundamental gerada pela vibração das PPVV diferencia-se entre os sexos. Os homens têm frequência fundamental em torno de 80 a 150Hz e as mulheres de 150 a 250Hz segundo classificação descrita para falantes do português brasileiro (BEHLAU 1995). Para produzir fonação, o som glótico, rico em harmônicos, é amplificado pelas caixas de ressonância que são: o trato vocal, cavidade orofaríngea e cavidade nasal. Esses sons tomam forma com os órgãos fonoarticulatórios como palato mole, língua, lábios e dentes, produzindo os sons da fala.

Para compreender o conceito viscoelástico dos tecidos da prega vocal, será utilizado o conceito de Corpo cobertura (Hirano; Kakita 1985) que afirma que as PPVV são divididas em duas camadas teciduais com diferentes propriedades mecânicas. A cobertura consiste em tecido mucoso que envolve a camada do corpo, este é composto pelas fibras rígidas do músculo tiroaritenóideo e fibras colágenas e elásticas dos componentes do ligamento vocal.

Ao se definir as estruturas é importante considerar as constantes elásticas e viscosas que definirão como o tecido reage à tensão e tração aplicadas sobre sua estrutura, que afetam de forma direta a vibração das PPVV. Avaliando-se de forma linear a relação tensão-deformação define-se como esses materiais reagem à compressão e tração e cisalhamento nas direções transversal e longitudinal. As direções de cisalhamento se relacionam com a extensão da prega vocal. Ao pensar em constantes de cisalhamento observa-se que a prega vocal é composta por fibras o que a torna mais resistente ao cisalhamento do que a compressão e distensão.

Autores como Titze e Talkin (1979) realizaram um estudo que visava compreender as propriedades mecânicas e elásticas dos tecidos das PPVV. Para isso foi necessário propor um modelo de controle muscular laríngeo que buscou prever as consequências acústicas ao ocorrer a contração de alguns músculos intrínsecos da laringe. Para obter resultados relacionados à mecânica, elasticidade e propriedades acústicas das PPVV foi necessário fazer alguns refinamentos na forma como estudaram estes aspectos, por exemplo consideraram linear o cálculo de elasticidade dos tecidos musculares das PPVV para tensão-deformação. Estes aspectos não são lineares pois ao aumentar a deformação muscular este vai se tornando mais rígido, isto é observado em tecidos musculares humanos e também nas modelagens matemáticas das pregas vocais propostas por Flanagan e Ishizaka (1972)

Ao avaliar questões relacionadas a viscoelasticidade das PPVV Titze e Talkin (1979) sugeriram que o corpo é dez vezes mais rígido, o ligamento seria quatro vezes, e a cobertura duas vezes mais rígida. Hirano (1975) sugeriu que o corpo é dez vezes mais rígido que a cobertura.

Outro componente importante a ser considerado é a viscosidade que esta ligada ao amortecimento. A viscosidade é a resistência que um fluido ou tecido apresenta ao escoamento, ocasionado pelo movimento de partes, porções teciduais. A determinação deste componente é dada pela análise da atenuação ou propagação de ondas geradas pela vibração da prega vocal. Parte da energia acumulada ou dissipada pelas componentes elásticos do tecido é liberada em forma de calor (Rosa, 2003).

## 2.2. Biomecânica da laringe

A biomecânica é o estudo relacionado ao movimento dos diversos tecidos (músculos, tendões, ossos, cartilagens) em movimento quando submetidos a uma força. Quando o alvo deste estudo é um órgão como a laringe alguns aspectos específicos são levados em consideração como a massa, a rigidez e a viscosidade. A laringe é um órgão que apresenta um grau de dificuldade maior ao ser estudada em experimentos, pois ela é imprescindível para o processo respiratório.

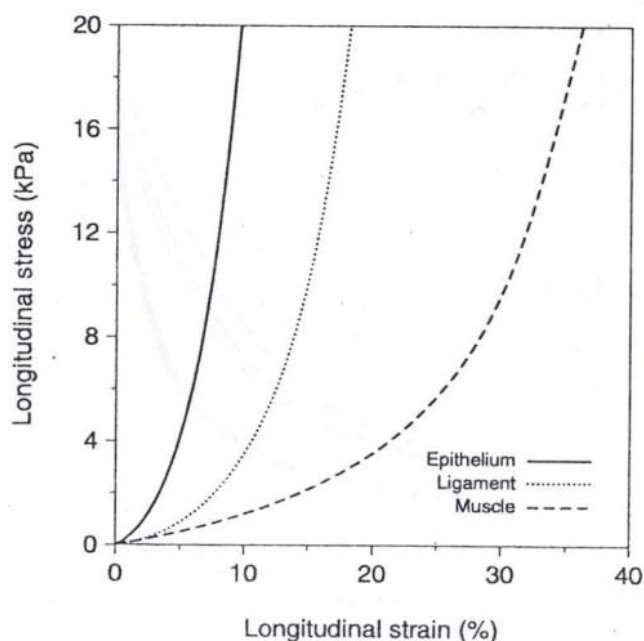
A massa das pregas vocais é inversamente proporcional a frequência fundamental. A contração do músculo cricotireóideo causa um alongamento das pregas vocais, em consequência um decréscimo na distribuição da massa ao longo das PPVV e um aumento na F0. É possível perceber a diferente configuração dos tecidos das pregas vocais ao observar as diversas emissões, como exemplo o falsete onde ocorre o alongamento das pregas vocais, há um fechamento glótico incompleto e um maior fluxo aéreo glotal. Neste exemplo o tecido da PPVV foi submetido a um estado de tensão, ocorrendo uma deformação que foi o alongamento longitudinal da PPVV, pode ocorrer ainda encurtamento no caso de emissões em regiões graves causando um espessamento das PPVV e conseqüentemente um aumento da amplitude do movimento das pregas vocais e uma diminuição na frequência fundamental (Titze, 2000; Sataloff e Beninger, 2016).

Ao analisar os aspectos de rigidez dos tecidos das PPVV é possível verificar sua relação com a tensão e mudanças ocasionadas na F0. A tensão das PPVV são controladas por meio da contração muscular e características histológicas dos tecidos das pregas vocais que possuem fibras elásticas e colágenas em sua composição, especificamente no ligamento vocal e músculo tireoaritenóideo. Quando o músculo cricotireóideo contrai ocorre um aumento da rigidez da mucosa da PPVV e uma menor extensão do corpo. Ao ocorrer à contração do músculo tireoaritenóideo ocorre um aumento da rigidez do corpo e um decréscimo na mucosa (Titze, 1994; Sataloff e Beninger, 2016).

Aspectos das tensões como: compressão, tração e cisalhamento podem ser observados nas pregas vocais. Quando há colisão entre as PPVV observa-se compressão. A tração é observada quando acontece o efeito Bernoulli, o cisalhamento é a tensão que menos acomete as PPVV devido a distribuição das fibras celulares nos tecidos das PPVV,

porém o cisalhamento ocorre na vibração quando uma dobra da PPVV encosta na outra (Titze, 1994).

A figura 6, demonstra que ao analisar um tecido de PPVV humanas obtém-se resultados diferentes relacionados a tensão, apesar dos valores de deformação longitudinal aplicados serem iguais para o epitélio, ligamento vocal e músculo tireoaritenóideo. Isso ocorre pois as características mecânicas de cada tecido é diferente, assim como suas histologia (Titze, 1994).



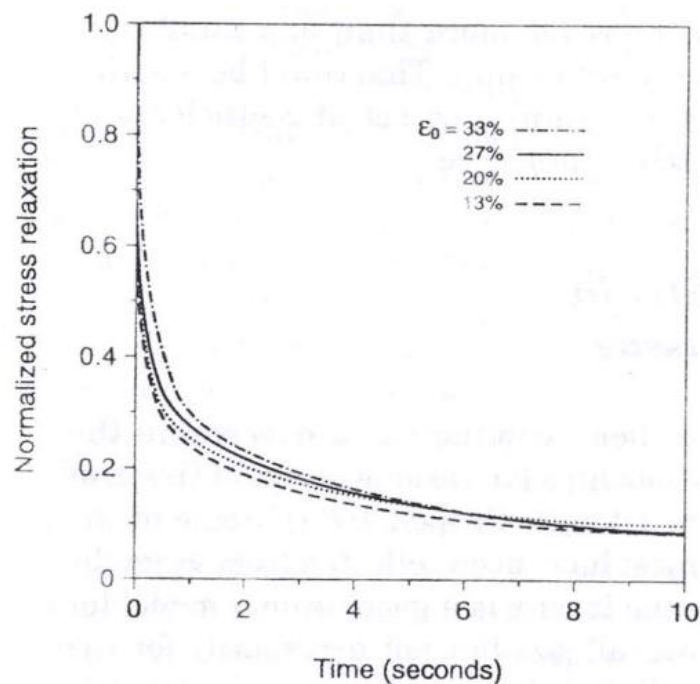
**Figura 6:** Curva hipotética tensão x deformação para tecidos de PPVV humanas. (Titze, 1994)

A viscoelasticidade dos tecidos das pregas vocais afetam o processo vibratório e podem ser quantificados por uma curva tensão X deformação. Essas curvas determinam os diferentes níveis de tensão e tração no alongamento dos tecidos. Para analisar esta relação é necessário observar os aspectos de tensão e relaxamento dos tecidos da PPVV. O alongamento sofrido pelo tecido revela características não lineares relacionadas a tensão e tração.

Alguns aspectos relacionados a viscoelasticidade dos tecidos da PPVV são importantes como o relaxamento e a fluência. No relaxamento ocorre uma diminuição da

tensão quando o tecido mantém um mesmo alongamento. A fluência ocorre quando há aumento da deformação entrando em um valor constante de tensão.

Na figura 7 observa-se o relaxamento em função do tempo. Neste caso o músculo tireoaritenóideo sofre um alongamento e quatro diferentes níveis de deformações. No gráfico é possível observar inicialmente um rápido alongamento seguido de uma diminuição da tensão lentamente até sua eliminação. Ao acabar este estado de tensão as propriedades histológicas formadas pelas fibras do tecido assumem um novo comprimento (Titze, 1994).



**Figura 7:** Curva da tensão-relaxamento normalizada para amostras do músculo tireoaritenóideo em quatro níveis de deformação. (Titze, 1994)

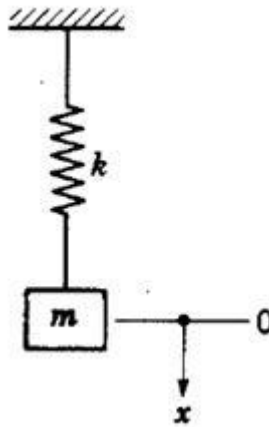
### 2.3. Vibração: conceitos básicos

O mecanismo de vibração pode ser observado na maioria das atividades que são desenvolvidas pelo ser humano. A capacidade de ouvir é inerente ao sistema de audição e está associada à vibração da nossa membrana timpânica. Da mesma forma, a fala está associada aos movimentos oscilatórios da língua (Titze, 1994). O termo vibração ou

oscilação representa qualquer movimento que se repete após um intervalo de tempo (Rao, 2009). Para que ocorra vibração de um determinado sistema (estrutura), é necessário a presença de pelo menos uma massa, uma mola (elasticidade) e um mecanismo de excitação (Titze, 1994). Um sistema vibratório inclui uma maneira de armazenar energia potencial na mola, outra forma para armazenar energia cinética na massa e um meio para perder energia, representado pelos amortecedores (Rao, 2009). O número de graus de liberdade de um sistema mecânico é definido como sendo o número de coordenadas independentes necessárias para se descrever o movimento deste sistema. Os sistemas mecânicos podem ser modelados por um ou vários graus de liberdade (Magalhães, 2009). Os sistemas que possuem número finito de graus de liberdade são denominados sistemas discretos e aqueles com número infinito de graus de liberdade são chamados de contínuos (Rao, 2009).

As vibrações podem ser classificadas como: livres e forçadas. Vibração livre ocorre quando um sistema vibra na sua frequência natural devido à um distúrbio inicial e nenhuma força exterior atua sobre este sistema após o distúrbio (Magalhães, 2009). Na prática a amplitude do movimento diminui com o tempo devido à resistência oferecida pelo meio. Os sistemas vibratórios também são divididos em com amortecimento e sem amortecimento. As vibrações não amortecidas ocorrem quando nenhuma energia é dissipada em função do atrito ou resistência e as vibrações amortecidas ocorrem quando qualquer energia é perdida por algum desses motivos (Rao, 2009). A vibração forçada ocorre quando o sistema sofre a ação de forças externas durante o movimento.

A mola a massa e o amortecedor compõem os elementos básicos que formam um sistema oscilatório simples. A Figura 10 representa esse sistema sujeito ao movimento de translação, o simples modelo abaixo apresenta um grau de liberdade, uma vez que somente a coordenada ( $x$ ) determina a posição da massa em qualquer instante de tempo. O sistema é considerado livre devido a não aplicação de nenhuma força.



**Figura 8:** Sistema massa-mola em posição vertical (Rao, 2009)

Na Figura 8, o sistema apresenta um grau de liberdade,  $m$  é a massa,  $k$  representa a rigidez e  $x$  o deslocamento.

As equações do movimento que representam o sistema massa-mola livre e não amortecido são:

$$m\ddot{x} + kx = 0 \quad (2.1)$$

$$\ddot{x} + \frac{k}{m}x = 0 \quad (2.2)$$

$$\ddot{x} + \omega_n^2 x = 0 \quad (2.3)$$

Onde  $m$  é a massa,  $k$  e a rigidez,  $x$  representa o deslocamento da matriz e  $\ddot{x}$  a aceleração.

Assumindo que  $\omega_n^2 = \frac{k}{m}$  é a frequência natural do sistema apresentado (Magalhães, 2009). Quando ocorre um deslocamento máximo de  $m$ , tem-se energia potencial máxima e velocidade igual a zero. Quando a massa retorna à sua posição inicial, o deslocamento é nulo e a velocidade (energia cinética) máxima. A energia potencial de uma mola com rigidez  $k$  é:

$$E_p = \frac{1}{2}kx_2 \quad (2.4)$$

Se considerarmos uma solução harmônica para cada coordenada, as equações do movimento resultam em uma equação que gera o número de frequências naturais

correspondentes ao número de coordenadas do sistema, ou número de graus de liberdade (Rao, 2009).

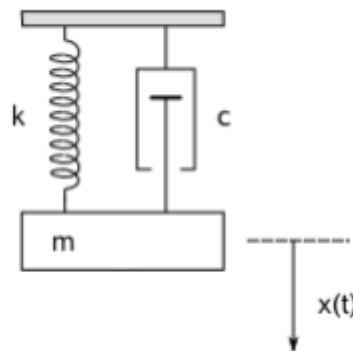
Assumindo que se tenha uma oscilação harmônica simples,  $x = A\sin(\omega_n t)$ , temos:

$$\dot{x} = \omega_n A \cos(\omega_n t) \quad (2.5)$$

$$\dot{x}_{max} = \omega_n x_{max} \quad (2.6)$$

Assim substituindo a equação de energia potencial onde,  $kx_{max}^2 = m\omega_n^2 x_{max}^2$ , tem-se, portanto  $\omega_n^2 = \frac{k}{m}$ .

A Figura 9 abaixo representa um sistema massa-mola com um grau de liberdade, livre, mas amortecido. Na Figura 11,  $m$  representa a massa,  $k$  a rigidez,  $x$  o deslocamento e  $c$  o amortecimento.



**Figura 9:** Sistema massa mola livre e amortecido (Rao, 2009)

A equação do movimento é:

$$m\ddot{x} = c\dot{x} + kx = 0 \quad (2.8)$$

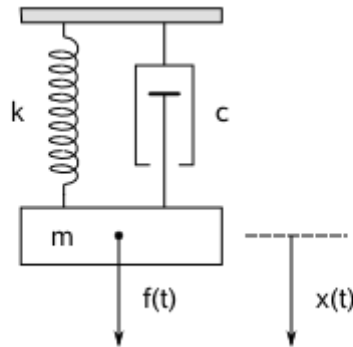
Os termos da equação temos,  $m$  representa a massa,  $c$  o amortecimento e  $k$  a constante de rigidez. O termo  $x$  é relacionado a posição de  $m$ , onde  $x$  é o deslocamento,  $\ddot{x}$  é a aceleração e  $\dot{x}$  é a velocidade desse sistema.

$$x = \vec{X}e^{j\omega t} \quad (2.9)$$

$$\ddot{x} = -\omega^2 \vec{X}e^{j\omega t} \quad (2.10)$$

$$\dot{x} = j\omega \vec{X}e^{j\omega t} \quad (2.11)$$

Para as vibrações forçadas em um sistema com um grau de liberdade, figura 10, observa-se que o sistema oscila na mesma frequência da força de excitação.



**Figura 10:** Sistema massa mola livre e amortecido (Vibração forçada)

(Rao, 2009)

A equação do movimento é dada por:

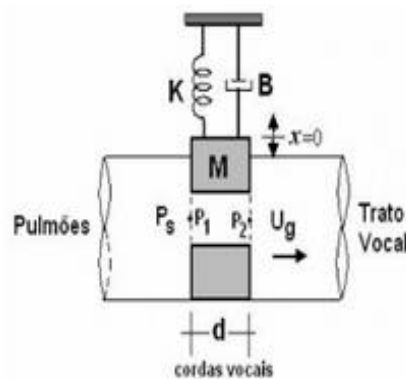
$$m\ddot{x} + c\dot{x} + kx = f(t) \quad (2.12)$$

Observando a equação 2.12 que representa a equação do movimento livre amortecido e submetido a uma força  $f(t)$ . Nesta equação onde  $m$  é a massa,  $c$  é o amortecimento,  $k$  e a rigidez,  $x$  representa o deslocamento,  $\ddot{x}$  a aceleração,  $\dot{x}$  a velocidade e  $f(t)$  uma força externa aplicada em cada massa. Caso seja aplicado uma excitação arbitrária ao sistema de vibração livre e a frequência natural coincidir com a força aplicada o sistema entrará em ressonância (Rao, 2009). Cada frequência natural do sistema está relacionada a um modo natural de vibração ou modo normal (Rao, 2009). Sendo assim, um sistema com uma quantidade determinada de graus de liberdade, terá a mesma quantidade de frequências naturais.

Contudo, quando o número de graus de liberdade aumenta, a solução característica da equação fica cada vez mais complexa.

## 2.4. Modelagem matemática das PPVV

Modelos matemáticos foram propostos ao longo do tempo, variando a sua complexidade e facilitando a compreensão do funcionamento das PPVV. O primeiro modelo massa mola da prega vocal foi apresentado por Flanagan e Landgraf, (1968), denominado modelo FL68. Nele as PPVV são consideradas um sistema massa-mola amortecedor, sendo,  $m$  a massa que representa as PPVV,  $k$  a constante da mola que remete a elasticidade e rigidez dos tecidos das PPVV e  $b$  a constante do amortecedor, e  $F(t)$  é considerada a força que excita o sistema. Essa força é resultado da ação da pressão do ar subglotal pela área da superfície glotal (Cataldo ET al, 2004; Rosa, 2011; Andrade, 2013). O sistema é representado abaixo na figura 11.



**Figura 11:** Sistema FL68 (Cataldo ET al. 2004)

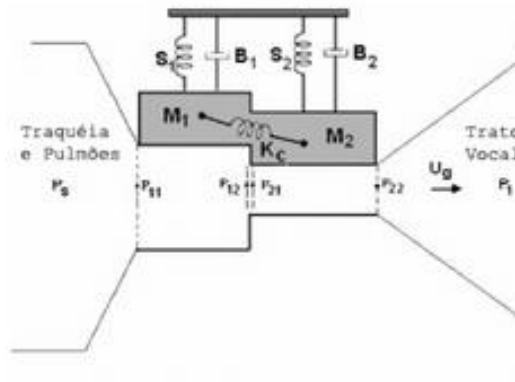
Para o modelo FL68 a equação que demonstra a dinâmica do sistema proposto é:

$$m\ddot{x}(t) + b\dot{x}(t) + kx(t) = F(x, t) \quad (2.13)$$

$x(t)$  na equação representa a posição da massa  $m$ . Para este estudo temos que  $F(t)$  é a força que excita o sistema, considerando-se pressões de entrada e saída do fluxo aéreo multiplicadas pela área de contato na superfície da prega vocal. O modelo FL68 é um modelo simples que contempla propriedades básicas do movimento vibratório das PPVV. O aumento da pressão subglotal ocasiona uma pressão negativa ( $P_2$ ) que forma-se

superiormente a superfície das pregas vocais, aproximando-as. No fechamento das pregas vocais a pressão ( $P_2$ ) chega a zero e uma única força age na massa  $m$  e a retrai, causando o afastamento das PPVV. Um modelo que estende o modelo proposto em 1968 é o modelo IF72 proposto por Ishizaka e Flanagan em 1972.

O modelo IF72 apresenta a prega vocal como um sistema com dois graus de liberdade, duas massas são ligadas as paredes laríngeas por duas molas não lineares  $s_1$  e  $s_2$  que são interligadas por uma mola linear  $k_c$ . As forças  $F_1$  e  $F_2$  possuem relação direta com as pressões aéreas subglóticas, com o fluxo glótico e a área glotal. O movimento das massas  $m_1$  e  $m_2$  é transversal e as PPVV são consideradas simétricas (Flanagan e Ishizaka, 1972). O sistema é representado na figura 12 abaixo:



**Figura 12:** Sistema IF72 (Flanagan e Ishizaka, 1972)

$x_j(t)$  representa o deslocamento das massas como ilustra a equação abaixo:

$$m_1 \ddot{x}_1 + s_1(x_1) + b_1(\dot{x}_1) + k_c(x_1 - x_2) = F_1 \quad (2.14)$$

$$m_2 \ddot{x}_2 + s_2(x_2) + b_2(\dot{x}_2) + k(x_2 - x_1) = F_1 \quad (2.15)$$

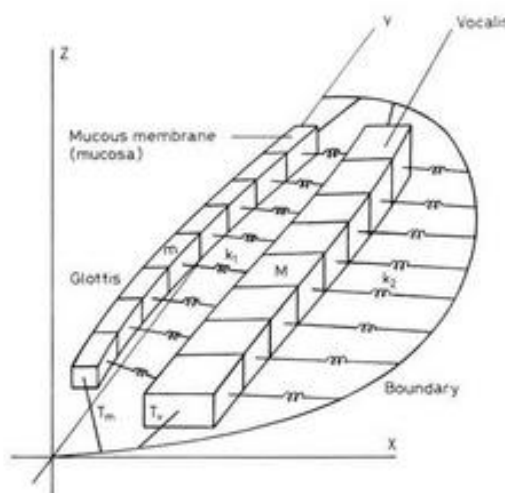
O modelo IF72 apresenta a diferença de fase do ciclo glótico na vibração das PPVV. O modelo de Flanagan e Ishizaka apresenta não linearidades importantes relacionadas a rigidez e amortecimento presentes nos tecidos das PPVV.

Algumas variações do modelo IF72 foram realizadas. Um modelo teórico experimental utilizando como base o modelo IF72 foi estudado (Zanghe, Regner, Jiang, 2011) visando implementar como dado de entrada um alongamento longitudinal das

PPVV. Neste estudo os autores utilizaram avaliações usadas na clínica otorrinolaringológica como a videolaringoscopia de alta velocidade. Utilizou-se também laringes excisadas de cães para os experimentos para elucidar o processo vibratório das PPVV ao serem alongadas.

Um modelo importante foi proposto por Titze (1973 denominado de modelo de múltiplas massas, onde são dispostas 16 massas compostas de duas linhas contendo oito massas cada uma, onde a superior representa à mucosa e a linha inferior os ligamentos e o músculos tireoaritenóideo (TA), uma aproximação da divisão corpo-cobertura proposta por Hirano (1975). Esse modelo objetivou demonstrar uma movimentação vertical das pregas vocais mais suave, e um maior grau de liberdade no movimento das massas. A fileira anterior (corpo) foi fixada rigidamente por um conjunto de molas, e a fileira mais posterior (cobertura) foi fixada sobre as molas do corpo que representa a porção mais rígida das PPVV estruturada pelo músculo TA. Todas essas molas apresentaram respostas não-lineares (Titze, 1973, 1974; Rosa, 2011).

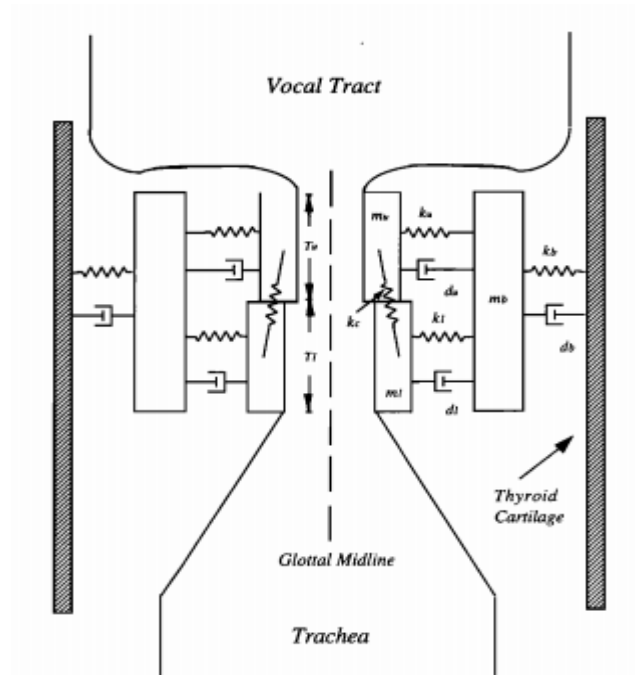
Observando a figura 13 é possível perceber a disposição vertical das massas  $M$  representando o ligamento e músculo TA e  $m$  a porção mucosa das PPVV. Na figura 13 abaixo é possível visualizar o modelo.



**Figura 13:** Modelo Multi massas (Titze 1973)

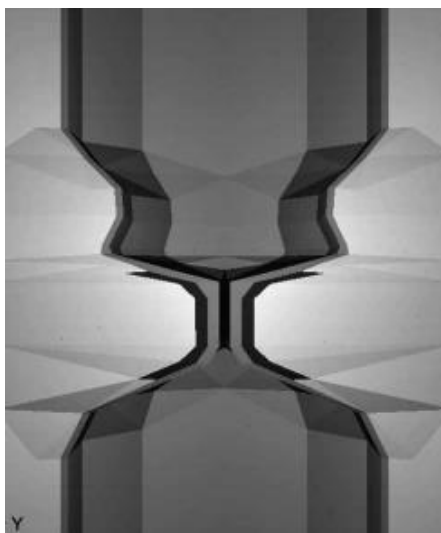
Em 1994 apresenta-se o modelo Corpo-cobertura proposto por Titze (1994) que é muito importante e foi desenvolvido para demonstrar o movimento da mucosa da PPVV. O modelo corpo-cobertura é baseado no conceito corpo-cobertura (Hirano; Kakita 1985)

já descrito na introdução deste estudo. Este modelo possui três massas  $m_1$ ,  $m_2$  e  $m_3$ , são permitidas a essas massas apenas movimentos perpendiculares ao tubo vocal  $x_1$ ,  $x_2$  e  $x_3$ . As massas  $m_1$  e  $m_2$  são acopladas por uma mola linear  $k_c$  e representam a cobertura. As molas não lineares  $s$ ,  $s_1$  e  $s_2$  representam a tensão, rigidez nas PPVV. O corpo por sua vez está acoplado a parede laríngea por uma mola e um amortecedor.



**Figura 14:** Modelo corpo-cobertura (Titze, 1994)

Um modelo mais atual e tridimensional da laringe foi proposto, (Rosa et al., 2003), no qual as equações relacionadas ao processo vibratório dos tecidos laríngeos foram resolvidas pelo método dos elementos finitos. A Figura 16 mostra um trecho da laringe tridimensional simulada. Pode-se notar os diferentes tecidos representados por diferentes tons de cinza (Rosa, 2011). A laringe nesse caso foi dividida em uma série de tetraédros necessários para aplicar o método dos elementos finitos.



**Figura 15:** Corte transversal da laringe tridimensional (Rosa, 2011)

## **2.5. Configuração da prega vocal em diferentes frequências**

Ao estudar os modelos matemáticos associados à produção de diferentes frequências, será possível observar as modificações existentes na mobilidade da prega vocal de acordo com cada configuração dessa estrutura nas frequências graves e agudas.

As emissões em frequências graves e agudas são caracterizadas pelas diferenças de configuração das PPVV, amplitude do movimento mucocondulatório e número de ciclos glóticos. Nas frequências graves as PPVV ficam mais curtas e sua cobertura mais solta, além de apresentarem uma onda de mucosa com maior amplitude e uma menor velocidade de vibração das PPVV, decorrentes da grande contração do músculo tireoaritenóideo (Hirano & Bless, 1997). A frequência aguda tem como características a grande ação de dois músculos tensores. Ocorre um relaxamento do músculo vocal (tireoaritenóideo), com estiramento do ligamento vocal e bordas livres das PPVV, além de alta atividade do músculo cricótireóideo. Esta frequência caracteriza-se por uma maior velocidade de vibração das PPVV, com menor contato da glote (Behlau e Pontes, 1995).

Ao associar a modelo massa mola da prega vocal nas diferentes frequências, a compreensão do modo vibratório e da configuração glótica durante a emissão ficará mais

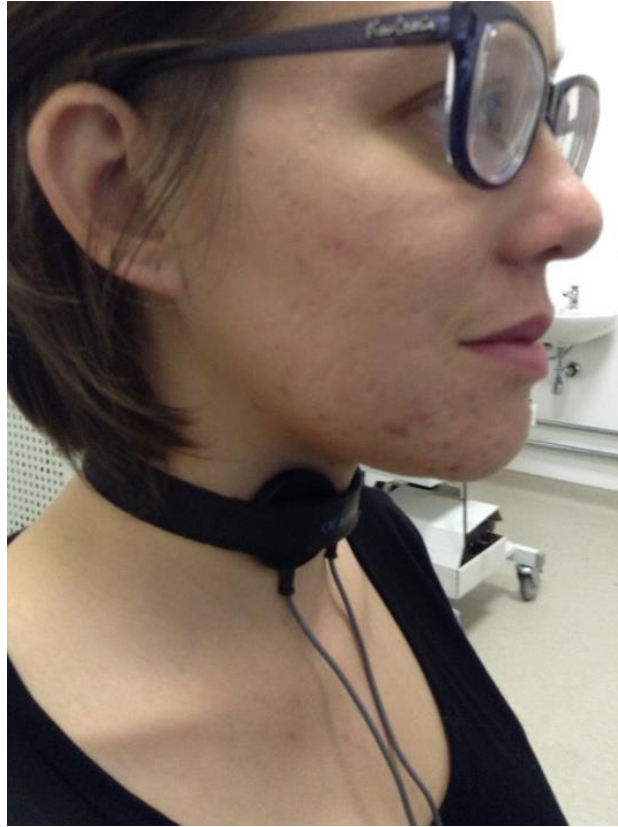
explícita, auxiliando no entendimento da dinâmica vocal e laríngea na produção da voz humana.

## **2.6. Métodos empregados na análise das PPVV**

### **Eletroglotografia**

A eletroglotografia (EGG) é um método não invasivo que possibilita observar a movimentação das PPVV.

O principal atrativo da eletroglotografia é a disponibilidade desse dispositivos ter um baixo custo e ser de fácil utilização para a obtenção de um sinal relacionado com o mecanismo de fonação. A técnica é não-invasiva e pode ser usado em execução no discurso. Além disso, o sinal eletroglotográfico (EGG) sofre pouca influência de ressonâncias do trato vocal, sendo especialmente útil para obtenção da frequência fundamental (Vieira et al, 1996). Para sua realização são utilizados dois eletrodos que são colocados um de cada lado da cartilagem tireóidea de forma superficial na pele (figura 16). Os sinais eletroglotográficos permitem certa especulação sobre as configurações da glote durante a fonação e os efeitos gerados por lesões nas PPVV durante a fonação. A eletroglotografia é utilizada nos estudos da produção vocal, na avaliação dos distúrbios da voz e como um auxiliar de feedback visual durante o tratamento das disfonias (Vieira et al, 1996).



**Figura 16:** Eletrodo do EGG

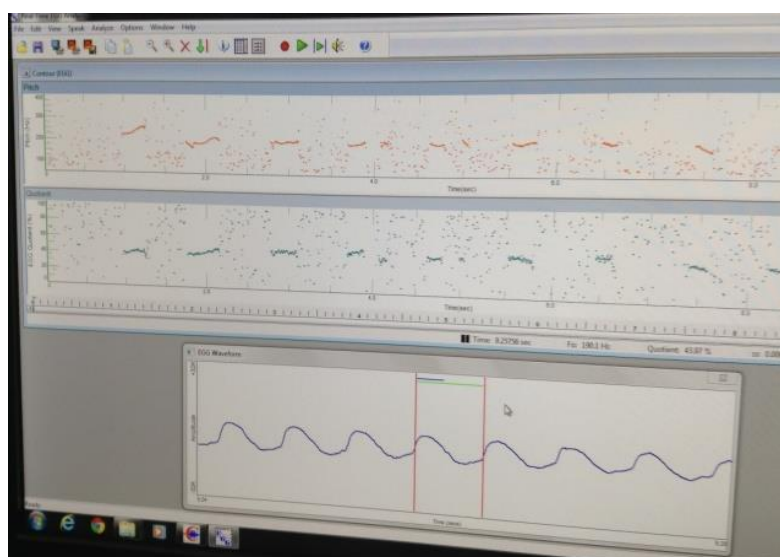
Durante o processo fonatório a eletroglotografia estima a variação da área de contato entre as PPVV (Colton e Conture, 1990; Henrich, 2001) e vem sendo usado a décadas para fins clínicos e de pesquisa.

A avaliação eletroglotográfica em sua forma de onda mede as variações da impedância elétrica ao nível da laringe causadas pela variação da área de contato entre as PPVV em sua vibração. Essa onda mede a variação do contato da mucosa das PPVV em função do tempo no sentido posterior-anterior e inferior-superior da borda livre (Mourão, Bassi e Gama, 2011). Enquanto o contato entre as PPVV aumenta, essa impedância diminui (Baken, 1992).

O traçado da onda eletroglotográfica permite obter medidas do comportamento glótico permitindo observar se as PPVV estão aduzidas de forma firme, sendo seu contato regular (Orlikoff, 1988). O método eletroglotográfico descreve, portanto, o ciclo vibratório das PPVV representados em quatro fases: o fechamento glótico que descreve a fase de fechamento da área glotal máxima até zero. Fase de fechamento máximo das

PPVV. Fase de abertura, quando as PPVV separam-se de forma gradual e fase aberta (Baken, 1992).

A amplitude do sinal aumenta com o aumento de contato entre as PPVV. O movimento de abertura das PPVV em laringes saudáveis é mais lento que o movimento de fechamento. O aumento do contato entre as PPVV leva a um platô (fase fechada) na forma de onda (Vieira et al, 1996). No fechamento das PPVV, há uma baixa impedância à passagem da corrente elétrica. Na abertura das PPVV, devido ao fluxo aéreo que passa por elas a impedância é alta (Pulakka, 2005).

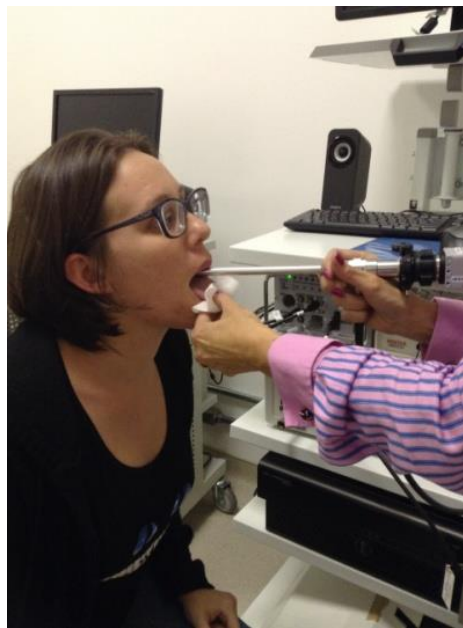


**Figura 17:** Ondas eletroglotográficas

A onda do EGG em sua avaliação possui uma etapa prévia que propõe uma classificação semi-automática para extrair medidas de frequência fundamental ( $F_0$ ), perturbação, coeficiente de fechamento e índice de velocidade (Vieira, 1997). Após esta avaliação dados registrados pelo EGG foram avaliados. Dentre os registros encontrados neste contexto têm destaque as medidas de  $F_0$ , valores relacionados ao intervalo do ciclo de vibração das PPVV, o coeficiente de contato, o índice de velocidade, cálculo da duração das fases de abertura e fechamento do ciclo glotal e suas diferenças. Além destes aspectos a extração do EGG (Vieira, 1997; Camargo, 2002). Obtendo essas informações, percebe-se o quanto a avaliação EGG revela a eficiência do contato das PPVV, avaliando a dinâmica do ciclo vibratório.

## Videolaringoscopia de alta velocidade

Métodos objetivos são necessários para mensurar e entender melhor o parâmetro de vibração das PPVV. A videolaringoscopia de alta velocidade (Figura 18) também denominada *High speed vídeo (HSV)*, é um importante instrumento para entender melhor a dinâmica de vibração das PPVV pois é capaz de capturar os movimentos reais das PPVV que ocorrem em média cerca de 100 a 400 vezes por segundo durante o processo de fonação (Baravieira, 2011).



**Figura 18:** Videolaringoscopia de alta velocidade

A videolaringoscopia de alta velocidade é composta por uma câmera ultra-rápida que consegue captar cerca de 4.000 quadros por segundo das PPVV (Kaszuba, 2007).

Quando a laringoscopia de alta velocidade surgiu em 1930 as imagens eram dadas em preto e branco, com baixa resolução, e um dos primeiros a desenvolver essa tecnologia foram os laboratórios *Bell*, que posteriormente deram seguimento à tecnologia digital (Deliyski e Petrushev, 2003). Em 2003 Richard Wolf desenvolveu a primeira HSV colorida (Deliyski, 2008), com melhor resolução e qualidade de imagem e medidas mais precisas.

Com melhores recursos, a demanda por este tipo de avaliação foi crescendo e vários estudos principalmente em busca de esclarecimentos sobre o processo de fonação

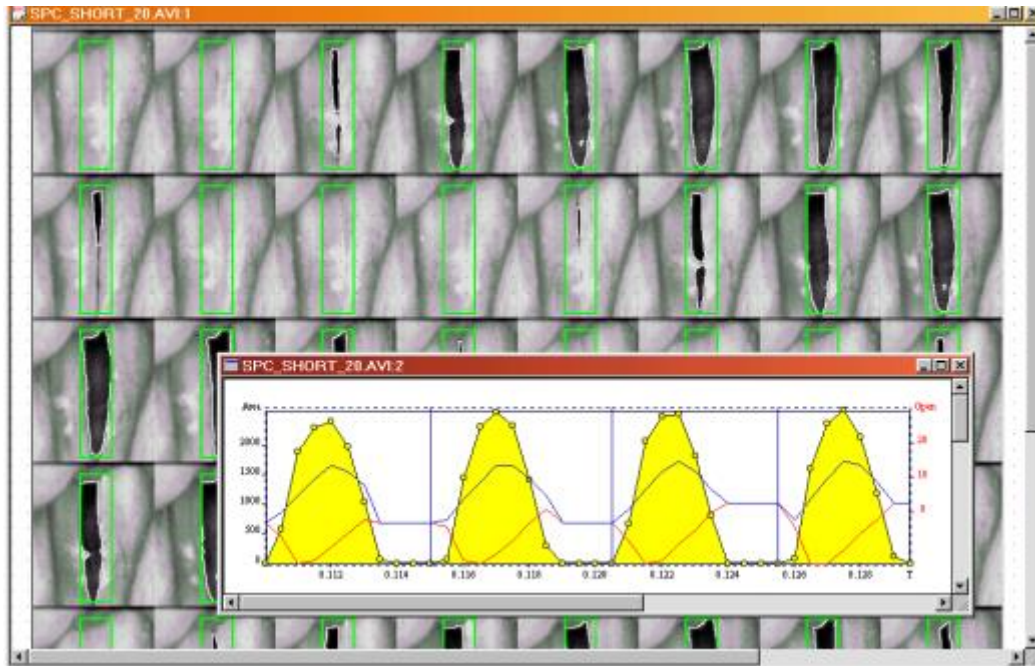
têm surgido utilizando essa ferramenta de avaliação laríngea (Bonilha e Deliyski, 2008; Bonilha, 2008; Shaw e Deliyski, 2008).

Ao realizar a videolaringoscopia de alta velocidade consegue-se aplicar a quimografia digital que permite avaliar dados obtidos por meio da HSV. A quimografia digital permite analisar e escanear os trechos mais estáveis da HSV para avaliar o padrão de vibração das PPVV (Baravieira, 2011).

Vários parâmetros podem ser extraídos por intermédio dessa avaliação, são eles: Fase aberta, fase fechada, fase de abertura, fase de fechamento, período total do ciclo vibratório, coeficiente de abertura e fechamento, coeficiente de velocidade, amplitude de vibração das PPVV definida pelo ponto máximo de afastamento lateral e ponto medial mais aproximado entre as PPVV (Pimenta, 2011).

Para o presente estudo será realizado a avaliação visando obter valores de área glotal e o pulso glótico por intermédio dessa análise. A análise para obtenção da área glotal é realizado por meio do programa KIPS (*Kay's Image Processing Software*). O programa permite que seja realizada a análise de uma sequência de imagens glóticas, que mostram as fases de abertura e fechamento das PPVV extraíndo formas de ondas que representam as posições das PPVV em seu ciclo glótico.

A análise da área glotal é derivada de uma montagem previamente criada (figura 19) e ajustada manualmente caso necessário. É feito um ajuste de contrastes e extraído a área glotal pelo método de detecção de bordas. Para este trabalho o equipamento foi calibrado. A medida utilizada como base na calibração foi o valor de comprimento da prega vocal do modelo IF72.



**Figura 19:** Montagem e detecção de bordas para análise da área glotal. Gráfico referente ao pulso glótico obtido por meio desta análise. (Kips manual)

A partir do método de obtenção da área glotal e pulso glótico referente a esta análise é possível obter os seguintes parâmetros:

- Valores de área mínima e máxima da região analisada.
- Valores de abertura mínima e máxima no ponto médio da glote para o ciclo glótico analisado.
- Valores de fechamento mínimo e máximo da região analisada.
- Quociente de contato entre as pregas definido como a razão entre o tempo da fase de abertura da glote e a fase de fechamento da glote.

## **Avaliação aerodinâmica**

Dentre tantos aspectos relevantes à fonação, está incluso a avaliação aerodinâmica da fala, esta avaliação apresenta parâmetros importantes nesse processo como medidas de pressão subglótica e o fluxo oral.

No processo fonatório o pulmão como um dos principais órgãos do sistema respiratório em conjunto com a ação do músculo diafragma condições aerodinâmicas para que o fluxo aéreo seja absorvido e expulso quando ocorre a movimentação muscular. Movimentos relacionados ao mecanismo de expiração gera energia sob a forma de escoamento (Rosa, 2011), a pressão aérea vinda dos pulmões pode determinar a eficiência da laringe na conversão de energia aerodinâmica em energia acústica (Oliveira, Faria, Silva, Reis, Ghio, Gama, 2013).

Medições de Resistência glótica ou Resistência laríngea podem fornecer informações sobre as características físicas das vias respiratórias, bem como as propriedades mecânicas dos tecidos da laringe. A resistência é dependente do tamanho da via aérea, e, vários outros fatores contribuem para resistência glótica, incluindo o grau de adução das PPVV e a velocidade das partículas de ar através da glote (Rieves, Hoffman, Jiang, 2009).

A avaliação aerodinâmica (Figura 20) é feita por meio da análise das medidas de pressão subglótica, pressão intraoral, fluxo oral, eficiência glótica, eficiência laríngea e resistência laríngea (Oliveira, Faria, Silva, Reis, Ghio, Gama, 2013). Todos esses parâmetros são responsáveis pelo efeito de Bernoulli, que separa as PPVV aproximadas durante a fonação (Izdebski, 1994).



**Figura 20:** Avaliação aerodinâmica

Para gerar som, a pressão subglótica pode alcançar pelo menos 5cm de H<sub>2</sub>O, mas a pressão subglotal pode ainda exceder 50cm de H<sub>2</sub>O na fonação forte ou com pressão excessiva. Normalmente uma voz de conversação normal é produzida de 6 a 10cm de H<sub>2</sub>O, em cerca de 65 a 70 dB ao passo que uma voz em forte intensidade pode produzir de 85 a 95 dB (Izdebski, 1994).

O fluxo de ar médio na fonação normal varia de 89 a 141ml/s e aumenta a medida que período fundamental e a sonoridade são elevados (Izdebski, 1994).

### 3. METODOLOGIA

---

Este estudo foi avaliado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (COEP) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), projeto CAAE- 44848115.0.0000.5149.

Foram recrutados quatro cantores profissionais convidados a participar da pesquisa como voluntários, dois do sexo masculino e dois do sexo feminino. Todos os voluntários foram esclarecidos sobre os objetivos da pesquisa e para participar assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Os quatro voluntários são residentes de Belo Horizonte, com idade entre 18 e 40 anos, sem queixa de voz e alteração laríngea, avaliados por meio de avaliação fonoaudiológica e otorrinolaringológica. Foram critérios de exclusão a autorreferência de estar grávida, em período pré-menstrual ou menstrual por parte das mulheres, e com quadros gripais ou alérgicos no momento da gravação de voz e laringe para todos os voluntários.

A pesquisa foi executada em duas etapas distintas: a primeira, a análise de um banco de dados contendo a gravação de quatro vozes, duas femininas e duas masculinas, emitidas em cada uma das três frequências vocais para cada avaliação. Para cada voluntário realizou-se o seguinte processo: coleta do material de voz para cada participante que foi, a emissão em frequência e intensidade habitual de fala, identificando-se a frequência emitida pelo cantor. Ao identificar a frequência habitual emitida, apresentou-se ao cantor uma nota oitava acima para emissão em frequência aguda e três tons abaixo para o registro da frequência grave em mulheres. Para os voluntários do sexo masculino na frequência grave foi utilizado o critério de uma oitava abaixo.

Essas emissões foram realizadas para as avaliações acústicas, eletroglotográfica, aerodinâmica e para a coleta de dados da avaliação laríngea. Como não é possível a gravação simultânea desses exames, utilizou-se um teclado que deu ao voluntário o estímulo na mesma nota referente a cada frequência para a realização de cada uma dessas avaliações. As gravações foram realizadas por meio de um microfone condensador, colocado a 10 cm centímetros da boca do cantor, com ângulo de captação de 45°, acoplado a uma placa de áudio no sistema de gravação da Kay Pentax®. O ambiente utilizado para

gravação foi o Laboratório de Pesquisa do Departamento de Fonoaudiologia na Faculdade de Medicina da UFMG. O laboratório possui ambiente tratado acusticamente com nível de ruído inferior a 50dBNPS (nível de pressão sonora) segundo a norma NBR 10151 de 1987, medidas por meio de um medidor de nível de pressão sonora digital. Para a realização deste estudo foram utilizados os seguintes equipamentos: 1) para a eletroglotografia e a análise acústica da voz foi utilizado o programa *CSL* da *Kay Pentax* modelo 6103 - módulo *Electroglottograph* (EGG) e módulo MDVP, respectivamente, instalados no computador da marca Dell, acoplados a uma placa de som profissional; 2) para realizar a videolaringoscopia de alta velocidade da laringe utilizou-se o equipamento *The color High-speed video system* da *Kay Pentax* modelo 9710 instalado no computador da marca Dell. 3) para a avaliação aerodinâmica utilizou-se o sistema *Phonatory Aerodynamic System* (PAS) da *Kay Pentax*, modelo 6600 instalado no computador da marca Dell.

Para a avaliação acústica e eletroglotográfica os voluntários foram orientados a emitir a vogal /a/ de forma sustentada, nas frequências habitual, aguda e grave.

Para análise aerodinâmica os voluntários emitiram a sílaba tônica /Pa/ 10 vezes. Nas frequências habitual, aguda e grave. O fonema /p/ foi utilizado, pois para sua emissão os lábios se encontram ocluídos e a glote aberta sendo sua junção com a vogal /a/ favorável para obter a medida da pressão subglótica. O equipamento utilizado para essa avaliação foi calibrado a cada mudança de voluntário.

Para avaliação laríngea a videolaringoscopia foi realizado com os voluntários sentados, com a cabeça levemente inclinada para frente e para cima, e foi solicitado que colocassem a língua para fora da boca, com a ajuda do médico otorrinolaringologista, através da tração da língua com gaze. Dependendo da tolerabilidade do paciente foi feito uso de anestesia tópica durante o exame com Xylestesin® Spray 10%. As imagens laríngeas foram obtidas durante as emissões nas frequência habitual, aguda e grave.

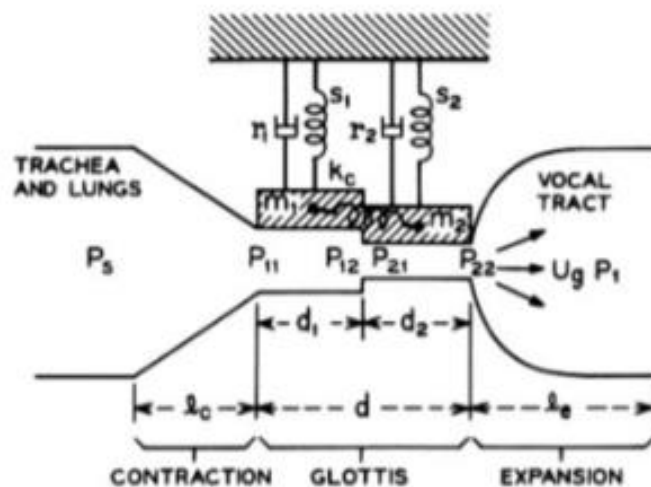
A segunda etapa da pesquisa consistiu na implementação do modelo proposto por Flanagan e Ishizaka (1972) não linear, no software MATLAB. Para implementação do modelo de duas massas não linear foi criado um *script* obedecendo às diretrizes e valores paramétricos utilizados na literatura (Ishizaka e Flanagan, 1972). No MATLAB foram implementados os seguintes aspectos e equações: pressão subglótica, comprimento

ântero-posterior da prega vocal, profundidade das massas de cobertura  $m_1$  e  $m_2$  e deslocamento das massas  $m_1$  e  $m_2$ .

### 3.1 Modelo IF72

Um modelo mecânico que visa simular propriedades vibratórias e dinâmicas das PPVV com duas massas foi desenvolvido por Ishizaka e Flanagan (1972). O modelo IF72 visa entender as propriedades acústicas que envolvem o processo fonatório e fatores que causam influência neste mecanismo. O modelo de duas massas desenvolvido por Ishizaka e Flanagan objetivou simular sínteses vocais.

O modelo IF72 foi considerado um modelo importante pois levou em consideração um grau de liberdade a mais que o modelo descrito em anos anteriores. O propósito real para as duas massas deste modelo é que ele pudesse descrever a diferença de fase do ciclo glótico que em conjunto com o efeito Bernoulli e a inércia na região supraglótica descrevem e explicam a oscilação auto-sustentada das PPVV. Para os valores relacionados a importantes constantes deste modelo, como valor das massas, amortecimentos, rigidez das molas, comprimento das PPVV entre outros, no estudo proposto por Ishizaka e Flanagan (1972) utilizou-se respostas para estes aspectos advindos de experimentos com laringes excisadas realizadas por Kaneko, Ishizaka e Matsuidara (1972) para adaptar com maior precisão as constantes utilizadas nas equações deste modelo.



**Figura 21:** Modelo de duas massas (Flanagan e Ishizaka, 1972)

Para representar a dinâmica vibratória das PPVV é possível utilizar elementos mecânicos baseados em um sistema massa-mola amortecedor, usando um conjunto de massas, amortecedores e molas que juntos representarão a oscilação do sistema, tudo isto, em união com aspectos biomecânicos dos tecidos das PPVV descrevem seu processo vibratório.

A equação do movimento que representa o modelo IF72 é apresentada abaixo:

$$m_1\ddot{x}_1 + r_1\dot{x}_1 + k_c(x_1 - x_2) + k_1x_1 + l_1(x_1) + N_1(x_1) = F_1(x_1, x_2) \quad (3.1)$$

$$m_2\ddot{x}_2 + r_2\dot{x}_2 + k_c(x_2 - x_1) + k_2x_2 + l_2(x_2) + N_2(x_2) = F_2(x_1, x_2) \quad (3.2)$$

No modelo de duas massas cada massa indica um grau de liberdade. O modelo de duas massas apresenta uma massa superior e uma inferior (Figura 22) para representar a onda mucosa que é fundamental na oscilação auto-sustentada e para descrever a diferença de fase ciclo a ciclo das PPVV. As massas movimentam-se interligadas por uma mola  $K_c$  que representa a rigidez de estruturas celulares e tecidos presentes nas PPVV. As molas  $K_1$  e  $K_2$  são interligadas as paredes laríngeas representando a rigidez e tensão do músculo tireoaritenóideo, os amortecedores são representantes da viscosidade. A tabela a seguir (Figura 1) apresenta as principais constantes básicas do modelo IF72.

Constante	Significado
$m_1$	Massa porção inferior das PPVV
$m_2$	Massa porção superior das PPVV
$O_s$	Pressão subglotal
$K_1$	Mola representando a rigidez do músculo tireoaritenóideo porção inferior
$K_2$	Mola representando a rigidez do músculo tireoaritenóideo porção superior
$K_c$	Mola de acoplamento entre as massas $m_1$ e $m_2$
$r_1$	Constante de amortecimento porção inferior
$r_2$	Constante de amortecimento de porção superior
$L_g$	Comprimento da abertura da prega vocal
$d_1$	Tamanho de $m_1$
$d_2$	Tamanho de $m_2$

**Tabela 1:** Constantes básicas do modelo IF72

Observando a equação de movimento do modelo de duas massas  $x$  representa a posição das massas, o índice ( $i=1,2$ ) representa em 1 o movimento da porção inferior e 2 porção superior, lembrando que neste modelo as massas movimentam-se de forma transversal. Na equação de movimento do modelo IF72 observa-se a ação de três forças. Primeiramente a força  $F_i(x_i)$  que representa a força do fluxo aéreo em interação com as PPVV. A força  $f_{hi}(x_i)$  representa o impacto entre as PPVV, direita e esquerda lembrando que são simétricas. A força  $f_{ki}(x_i)$  demonstra as não-linearidades ligadas à rigidez dos tecidos da PPVV presentes no modelo (Ishizaka e Flanagan, 1972).

Aprofundando nos aspectos equacionais do modelo é possível observar que o modelo IF72 considera várias não-linearidades do sistema associados à biomecânica dos tecidos das PPVV, entre eles o coeficiente de não-linearidade associado à rigidez do tecido da prega vocal  $\eta_k$  e o impacto  $\eta_h$ . Esses coeficientes são encontrados nas funções:

$$f_{hi}(x_i) = k_i \eta_{ki} \cdot x_i^3 \quad (3.3)$$

$$f_{hi}(x_i) = h_i \left( x_i + \frac{A_{goi}}{2L_g} \right) \left\{ 1 + \eta_{hi} \left( x_i + \frac{A_{goi}}{2L_g} \right)^2 \right\} \quad (3.4)$$

Nesta equação é possível observar que o índice  $i$  é utilizado para representar a porção superior  $i=1$  e inferior  $i=2$ ,  $(x_i)$  é a variável que representa os deslocamentos das PPVV. A área de repouso da prega vocal é denominada de  $A_{g0i}$ . O modelo de duas massas apresenta uma característica relacionada a colisão da superfície das PPVV. Esta colisão causa uma deformação nas massas e ocorre na fase de fechamento da prega vocal. Quando ocorre deformação da PPVV, ocorre um aumento da rigidez deste tecido. Esta força de colisão acontece no momento em que não há impacto no ciclo do pulso glotal, sendo a função  $f_{hi}(x_i)$  nula,  $(x_i > A_{g0i}/(2L_g))$ .

Durante a fase de abertura e fechamento do ciclo glótico a razão de amortecimento assume diferentes valores. O amortecimento  $r_i$  é definido pela equação abaixo, e por sua razão de amortecimento  $\zeta$  (Ishizaka e Flanagan, 1972).

$$r_i = 2\zeta_i\sqrt{m_i k_i} \quad (3.5)$$

As forças  $F_1$  e  $F_2$  agindo em  $m_1$  e  $m_2$  são:

$$F_1(x_1, x_2) = L_g d_1 \left[ P_s - 1.37 \frac{\rho}{2} \left( \frac{U_g}{A_{g1}} \right)^2 - 0.5(R_{v1} U_g + L_{g1} \dot{U}_g) \right] \quad (3.6)$$

$$F_2(x_1, x_2) = L_g d_1 \left[ F_1 - 0.5\{(R_{v1} + R_{v2})U_g + (L_{g1} + L_{g2})\dot{U}_g\} - \frac{\rho}{2} U_g^2 \left( \frac{1}{A_{g2}^2} - \frac{1}{A_{g1}^2} \right) \right]$$

Essa força é distribuída na parede das PPVV, portanto é considerado o tamanho da abertura da fenda glótica ( $L_g$ ) e o comprimento das massas ( $d_i$ ). A área que fica sobre a ação do sistema aerodinâmico com o fluxo aéreo é dado pela razão  $L_g d_i$ .

### 3.2 Implementação do modelo IF72 no MATLAB

Segundo (CHOPRA, 2005) o método de Newmark é utilizado para resolução de sistemas não lineares semelhante ao objeto deste trabalho e baseia-se em métodos iterativos. O método de Newmark baseia-se em duas equações:

$$\dot{u}_{i+1} = \dot{u}_i + [(1 - \gamma)\Delta t]\ddot{u}_i + (\gamma\Delta t)\ddot{u}_{i+1} \quad (3.8)$$

$$u_{i+1} = u_i + (\Delta t)\dot{u}_i + [(0.5 - \beta)(\Delta t)^2]\ddot{u}_i + [\beta(\Delta t)^2]\ddot{u}_{i+1} \quad (3.9)$$

Essas equações necessitam de um método iterativo para serem solucionadas já que pode-se observar o termo  $\ddot{u}_{i+1}$  cujo o valor não se sabe. Para as equações acima  $u$  representa o deslocamento do sistema,  $\dot{u}$  representa a primeira derivada de  $u$  que é a velocidade e  $\ddot{u}$  representa a segunda derivada de  $u$  que é a aceleração. Os parâmetros  $\gamma$  e  $\beta$  definem a variação da aceleração sobre o *time stepping* determinam a estabilidade e a precisão do método. Usualmente estes importantes aspectos possuem os seguintes valores,  $\gamma = \frac{1}{2}$  e  $\beta = \frac{1}{6} \leq \beta \leq \frac{1}{4}$ . O *time stepping* é representado por  $\Delta t$ . O índice utilitário  $i$  é usado para representar o estante de cada cálculo.

O método de *Newmark* empregado para resolver sistemas massa mola com características não lineares utiliza métodos iterativos para calcular as respostas do sistema sendo elas: o deslocamento, velocidade e aceleração das massas envolvidas. Nessa metodologia as respostas são calculadas instante a instante, gerando uma informação discreta onde cada ponto calculado refere-se a um instante do tempo. O quão distante esses pontos calculados estão um do outro é definido pelo passo ou  $\Delta t$  que é definido por quem está implementando o sistema, porém é importante obedecer certos limites já que passos muito grandes podem atrapalhar o alcance de soluções certas, portanto o modelo não chegaria em respostas corretas.

O cálculo realizado para se obter as respostas do próximo instante leva em consideração as condições de equilíbrio desse instante futuro, já que os valores de deslocamento, velocidade e aceleração não são conhecidos nesse tempo futuro, sendo necessário utilizar iterações para encontrar valores que satisfaçam a condição de equilíbrio. Um dos métodos utilizados para fazer as iterações necessárias para calcular as respostas do sistema, e que foi utilizado neste trabalho, é o método de *Newton – Raphson*. Este método consiste em separar os termos referentes a inércia e ao amortecimento presentes na equação de movimento não linear e resolvê-los como um problema estático.

A utilização desse método (CHOPRA,2005) ajuda a refinar a aproximação do cálculo do deslocamento determinando a deformação devido a uma dada força externa, onde a relação força-deformação é não-linear e é definida para o sistema a ser analisado. Suponha-se que depois de ciclos de iteração,  $u(j)$  é uma estimativa do deslocamento desconhecido e que seja necessário obter uma estimativa melhorada  $u(j + 1)$ . Para isto é

utilizado a expansão por serie de Taylor da força que resiste ao movimento  $f_S^{(j+1)}$  em relação a estimativa conhecida de  $u^{(j)}$ .

$$f_S^{(j+1)} = f_S^{(j)} + \left. \frac{\partial f_S}{\partial u} \right|_{u^{(j)}} (u^{(j+1)} - u^{(j)}) + \frac{1}{2} \left. \frac{\partial^2 f_S}{\partial u^2} \right|_{u^{(j)}} (u^{(j+1)} - u^{(j)})^2 + \dots$$

Se  $u^{(j)}$  está perto da solução, a variação de  $u$ ,  $u^{(j)} = u^{(j+1)} - u^{(j)}$ , será pequeno e os termos de segunda e de ordem superior pode ser desprezados e assim a equação anterior pode ser linearizada

$$f_S^{(j+1)} \simeq f_S^{(j)} + k_T^{(j)} \Delta u^{(j)} = p \quad (3.10)$$

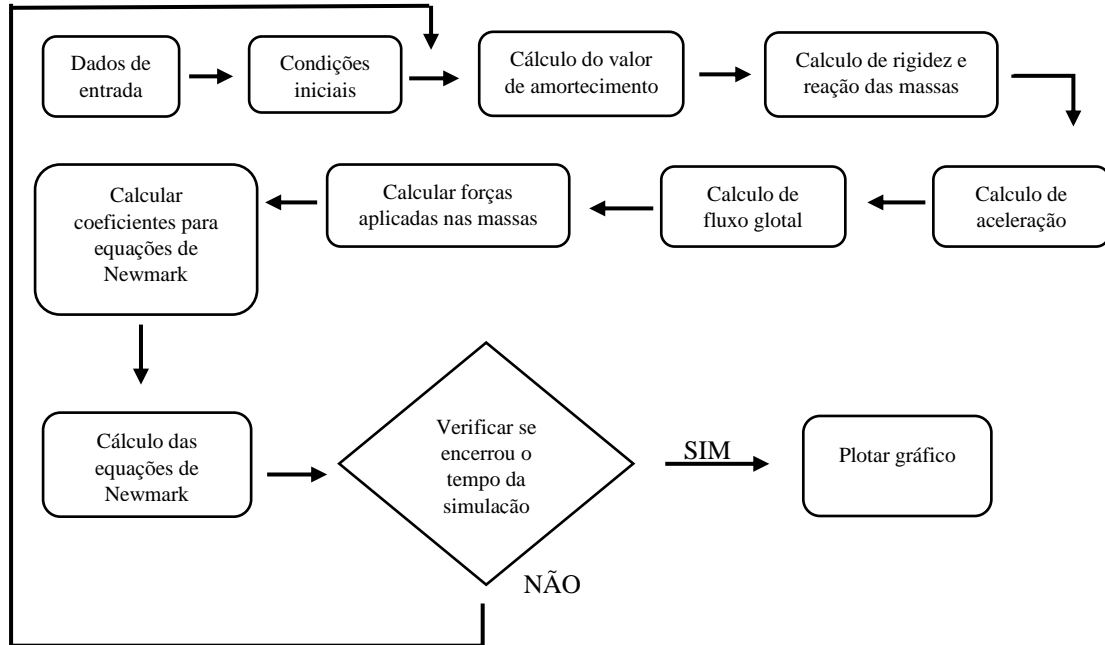
Ou,

$$k_T^{(j)} \Delta u^{(j)} = p - f_S^{(j)} = R^{(j)} \quad (3.11)$$

Resolvendo a equação linearizada é possível obter uma melhor estimativa do deslocamento:

$$u^{(j+1)} = u^{(j)} + \Delta u^{(j)} \quad (3.12)$$

Para implementação do modelo massa mola de duas massas de Flanagan e Ishizaka (1972) no software MATLAB foram realizados os seguintes passos como mostra a figura abaixo (22):



**Figura 22:** Fluxograma dos passos para implementação modelo IF72

Para implementação do modelo foram utilizadas as equações de cálculo de Fluxo Glotal ( $U_g$ ):

$$\begin{aligned}
 & (R_{k_{1i}} + R_{k_{2i}}) |U_{gi}| U_{gi} + (L_{g_{1i}} + L_{g_{2i}}) \frac{U_{gi} - U_{g(i-1)}}{T} + L_1 \frac{U_{gi} - U_{g(i-1)}}{T} + R_1 U_{gi} \\
 & + \frac{T}{C_1} \sum_{i=0}^{i-1} U_{gi} - P_s = 0
 \end{aligned}
 \tag{3.13}$$

Na equação de Fluxo aéreo glotal encontramos alguns parâmetros como densidade do ar, velocidade do som e viscosidade do ar, representadas pelas constantes  $\rho$ ,  $c$  e  $\mu$  respectivamente. Além destas constantes alguns elementos do circuito acústico presentes na equação de  $U_g$  que possui uma corrente continua são apresentados na equação de fluxo glotal. Nas equações de fluxo glotal e pressões exercidas sobre o trato vocal apresentam-se termos importantes como  $R_v$  que representa a impedância glotal, a resistência cinética

é representada por  $R_k$ . A inércia  $L_g$  é extremamente importante para que a oscilação induzida por fluxo das pregas vocais aconteça constantemente. O efeito da inércia ocorre na porção supra-glótica e auxilia na vibração das PPVV, quando ocorre uma abertura glotal e um aumento do fluxo aéreo a coluna de ar é acelerada pelo fluxo glotal criando uma pressão positiva na entrada do trato vocal (Gomes, 2015).

Nas equações descritas  $A_{g01}$  e  $A_{g02}$  indicam a área inicial formada pelas PPVV quando estão em repouso.

$$A_{g_i} = (A_{g0i} + 2L_g x_i) \quad (3.14)$$

Para o fluxo glotal ( $U_g$ ) os valores iniciais são considerados nulos, pois no início da fonação o fluxo é zero. A área glotal  $A_{g_i}$  é considerada inicialmente como  $A_{g_i}=A_{g0i}=5.10^{-6}m^2$ . Para as primeiras interações a prega vocal apresenta seus deslocamentos em repouso  $x_i=0,0m$ .

Abaixo segue as equações que representam as pressões exercidas sobre as duas massas para a área  $L_g d_i$ . No estudo de Flanagan e Ishizaka o cálculo destas pressões é feito em várias partes.

$$P_{m_1} = P_1 - 1.37 \frac{\rho}{2} \left( \frac{U_g}{A_{g_1}} \right)^2 - \frac{1}{2} \left( R_{v_1} U_g + L_{g_1} \frac{dU_g}{dt} \right) \quad (3.15)$$

$$P_{m_2} = P_{m_1} - \frac{1}{2} \left\{ (R_{v_1} + R_{v_2}) U_g + (L_{g_1} + L_{g_2}) \frac{dU_g}{dt} \right\} - \frac{\rho}{2} U_g^2 \left( \frac{1}{A_{g_1}^2} - \frac{1}{A_{g_2}^2} \right) \quad (3.16)$$

Algumas constantes e funções que expressam as não-linearidades presentes no modelo são descritos a seguir. A não-linearidade presente ( $f_{ki}$ ) incorporadas as molas  $k_i$  do modelo são importantes pois estão relacionadas a rigidez, a constante  $\eta_{ki}$  representa o coeficiente de não linearidade da mola  $k_i$ , tensão e elasticidade dos tecidos das pregas vocais, além do impacto entre as PPVV ( $f_{hi}$ ).

$$f_{i(n)} = k_i x_i (1 - \eta_{ki} \cdot x_{i(n-1)}^2) \quad (3.17)$$

$$f_{hi} = h_i \left( x_i + \frac{A_{g0i}}{2L_g} \right) \left\{ 1 + \eta_{hi} \left( x_i + \frac{A_{g0i}}{2L_g} \right)^2 \right\} \quad \text{se} \quad x_{i(n)} \leq -\frac{A_{g0i}}{2L_g} \quad (3.18)$$

Para a implementação do modelo de duas massas no software MATLAB serão utilizados alguns valores padrões do modelo massa mola IF72 utilizados por Flanagan e Ishizaka (1972), os cálculos numéricos utilizados no modelo são:

Constante	Valor padrão	Constante	Valor padrão
$m_1$	$1,25 \cdot 10^{-4} \text{Kg}$	$P_s$	800Pa
$m_2$	$0,25 \cdot 10^{-4} \text{Kg}$	$A_I$	$5 \cdot 10^{-4} \text{m}^2$
$K_1$	80N/m	$A_{g01}$	$5 \cdot 10^{-6} \text{m}^2$
$K_2$	8N/m	$A_{g02}$	$5 \cdot 10^{-6} \text{m}^2$
$K_c$	25N/m	$L$	$16 \cdot 10^{-2} \text{m}^2$
$h_1$	3k1	$S$	$7,85 \cdot 10^{-2} \text{m}^2$
$h_2$	3k2	$A_{TT}$	25
$r_1$	$0,2(m_1 k_1)^{1/2}$	$\eta_{h1}$ e $\eta_{h2}$	500
$r_2$	$1,2(m_2 k_2)^{1/2}$	$\eta_{k1}$ e $\eta_{k2}$	100
$L_g$	$1,4 \cdot 10^{-2} \text{m}$	$\rho$	$1,29 \text{Kg/m}^3$
$d_1$	$2,5 \cdot 10^{-3} \text{m}$	$M$	$1,86 \cdot 10^{-5} \text{N.s/m}^2$
$d_2$	$0,5 \cdot 10^{-3} \text{m}$	$C$	350m/s

**Tabela 2:** Valores com as constantes do modelo IF72 no sistema internacional de medidas.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

---

Neste capítulo serão apresentados os resultados referentes às respostas obtidas na implementação do modelo IF72 no MATLAB e sua correlação com alguns métodos de análises das pregas vocais utilizados na clínica fonoaudiológica.

### 4.1 Frequência fundamental

A frequência fundamental é definida em função da massa, da elasticidade, do comprimento das pregas vocais, e depende também da pressão subglotal e da configuração do trato vocal. A  $F_0$  é diretamente proporcional à tensão das pregas vocais ou à pressão subglótica e inversamente proporcional à massa e a largura das pregas vocais (Nieto, 1995).

Neste trabalho a frequência fundamental obtida pela implementação do modelo IF72 no MATLAB foi correlacionada com o valor obtido nas avaliações eletroglotográficas e na videolaringoscopia de alta velocidade afim de se verificar a fidelidade do modelo na simulação de situações reais.

Para atingir a frequência fundamental alvo, obtida na análise acústica para frequências habituais, graves e agudas de cada indivíduo, foram alterados os valores de massa e rigidez em relação aos utilizados por Flanagan e Ishizaka (1972) em seu estudo na implementação deste modelo. De acordo com a tabela 3 é possível verificar os valores de massa e rigidez modificados para atingir as frequências alvo para cada participante da pesquisa.

Individuo	Sexo	Emissão	F0 (Hz)	Valor da massa 1 (kg)	Valor da massa 2 (kg)	Valor de k1 (N/m)	Valor de k2 (N/m)
I	F	Habitual	239	$5,3 \times 10^{-5}$	$5,3 \times 10^{-6}$	90	8
I	F	Grave	196	$8,5 \times 10^{-5}$	$8,5 \times 10^{-6}$	90	8
I	F	Aguda	494	$2,18 \times 10^{-5}$	$2,18 \times 10^{-6}$	150	15
I	F	Habitual	205	$7,85 \times 10^{-5}$	$7,85 \times 10^{-6}$	90	8
II	F	Grave	175	$1,05 \times 10^{-4}$	$1,05 \times 10^{-5}$	90	8
II	F	Aguda	442	$1,5 \times 10^{-5}$	$1,5 \times 10^{-6}$	90	8
III	M	Habitual	175	$1,05 \times 10^{-4}$	$1,05 \times 10^{-5}$	90	8
III	M	Grave	128	$2 \times 10^{-4}$	$2 \times 10^{-5}$	90	8
III	M	Aguda	348	$3,1 \times 10^{-5}$	$3,1 \times 10^{-6}$	110	10
IV	M	Habitual	205	$7,85 \times 10^{-5}$	$7,85 \times 10^{-6}$	90	8
IV	M	Grave	165	$1,2 \times 10^{-4}$	$1,2 \times 10^{-5}$	90	8
IV	M	Aguda	442	$1,5 \times 10^{-5}$	$1,5 \times 10^{-6}$	90	8

**Tabela 3:** Valores de massa e rigidez modificados para cada frequência.

Variando os valores para a massa superior  $m_1$  de  $1,5 \times 10^{-5}$  Kg a  $2 \times 10^{-4}$  Kg, para a massa inferior  $m_2$  nos valores de  $1,5 \times 10^{-6}$  Kg a  $2 \times 10^{-5}$  Kg, para a rigidez  $k_1$  variando de 90 N/m a 150 N/m e para a rigidez  $k_2$  variando de 8 N/m a 15 N/m, pôde-se verificar que a frequência fundamental assume valores que vão de 494Hz a 128,5Hz.

As frequências fundamentais obtidas em cada simulação estão apresentadas na tabela 4, que também mostra o valor de F0 das avaliações que serão confrontados com as simulações.

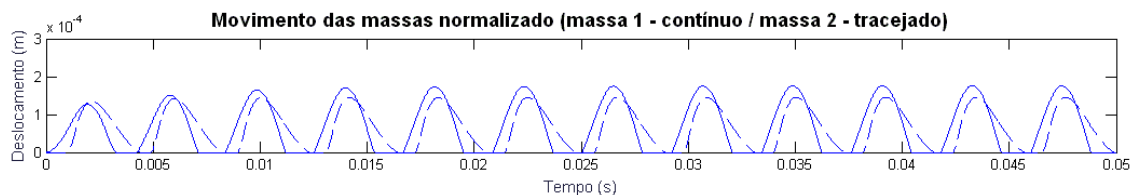
Individuo	Sexo	Emissão	F0 alvo (Hz)	F0 simulação (Hz)	F0 HSV (Hz)	F0 EGG (Hz)
I	F	Habitual	239	238,7	250	242,5
I	F	Grave	196	195,3	200	197,3
I	F	Aguda	494	494	500	490,3
II	F	Habitual	205	206,6	200	201,8
II	F	Grave	175	176	166,6	176,9
II	F	Aguda	442	442,5	400	439,6
III	M	Habitual	175	176	181,8	179,6
III	M	Grave	128	128,5	125	127,6
III	M	Aguda	348	349,6	333,3	344,06
IV	M	Habitual	205	206,6	200	199,4
IV	M	Grave	165	164,7	166,6	165,9
IV	M	Aguda	442	442,5	400	433,4

**Tabela 4:** Valores de F0 para a simulação e métodos de análise das pregas vocais, HSV e EGG.

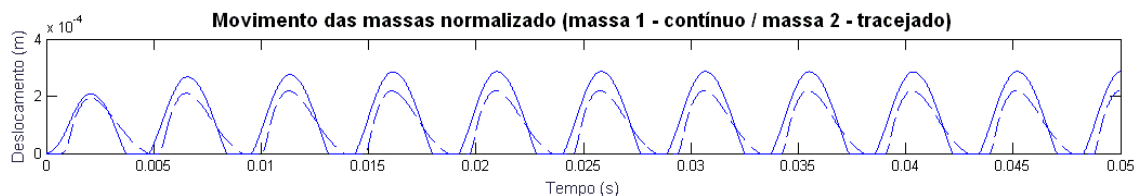
Indivíduo	Sexo	Emissão	Diferença entre valores de F0 da HSV para a F0 da simulação	Diferença entre valores de F0 do EGG para a F0 da simulação
I	F	Habitual	4,70%	1,50%
I	F	Grave	2,40%	1,02%
I	F	Aguda	1,21%	0,70%
II	F	Habitual	3,20%	2,30%
II	F	Grave	5,30%	0,50%
II	F	Aguda	9,60%	0,60%
III	M	Habitual	3,20%	2,00%
III	M	Grave	2,70%	0,70%
III	M	Aguda	4,60%	1,50%
IV	M	Habitual	3,20%	3,40%
IV	M	Grave	1,10%	0,70%
IV	M	Aguda	9,60%	2,05%

**Tabela 5:** Diferença entre valores de F0 obtidos entre HSV e simulação e EGG e simulação.

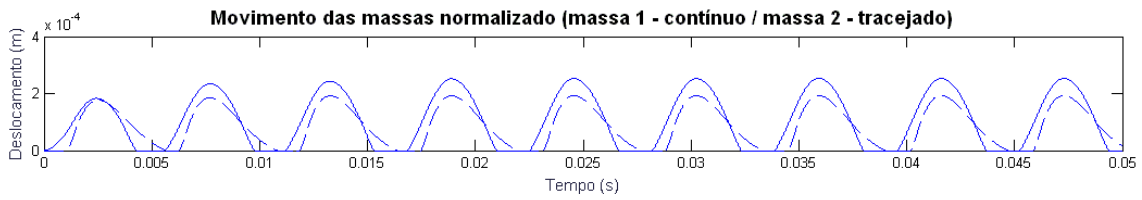
Nas figuras 24 a 35 são apresentados os gráficos referentes ao deslocamento das massas obtidos pela simulação para cada frequência fundamental dos três tipos de emissão de cada indivíduo.



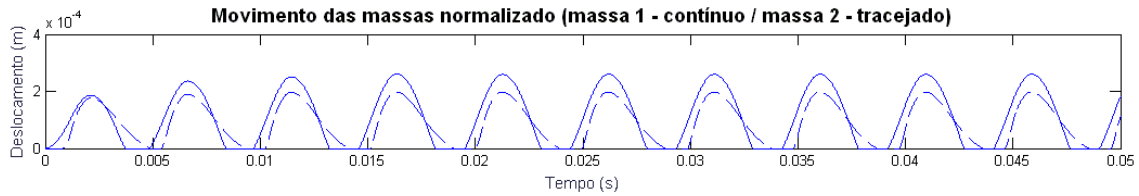
**Figura 23:** Deslocamento das massas obtido pela simulação referente ao indivíduo I com emissão habitual.



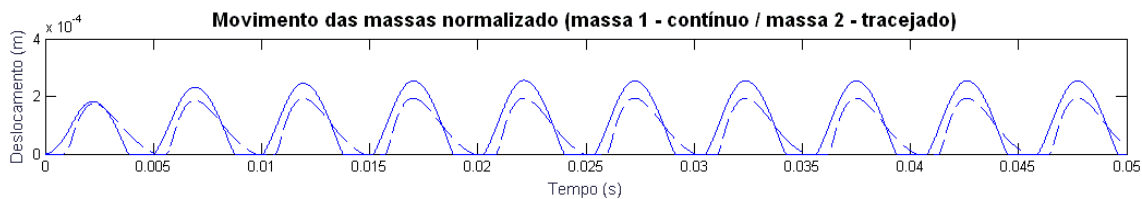
**Figura 24:** Deslocamento das massas obtido pela simulação referente ao indivíduo II com emissão habitual.



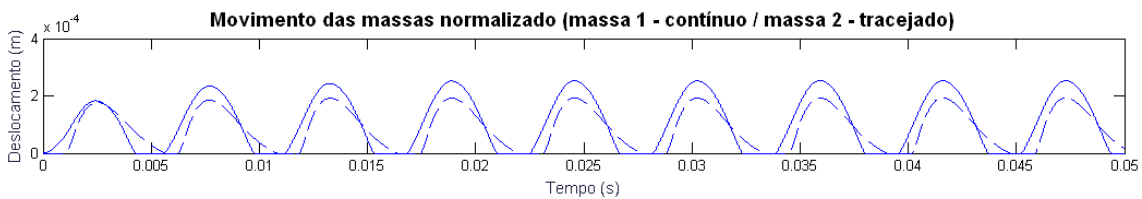
**Figura 25:** Deslocamento das massas obtido pela simulação referente ao indivíduo III com emissão habitual.



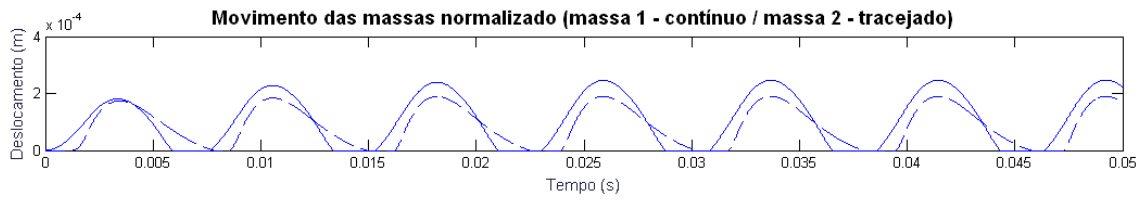
**Figura 26:** Deslocamento das massas obtido pela simulação referente ao indivíduo IV com emissão habitual.



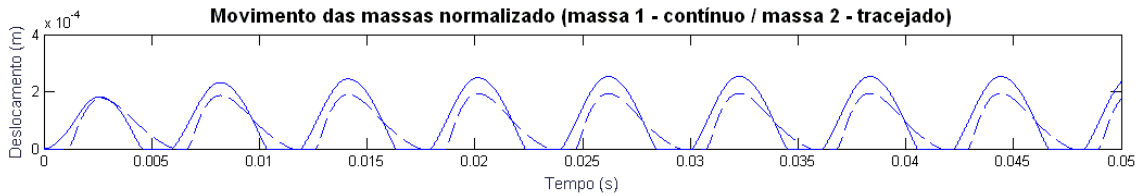
**Figura 27:** Deslocamento das massas obtido pela simulação referente ao indivíduo I com emissão grave.



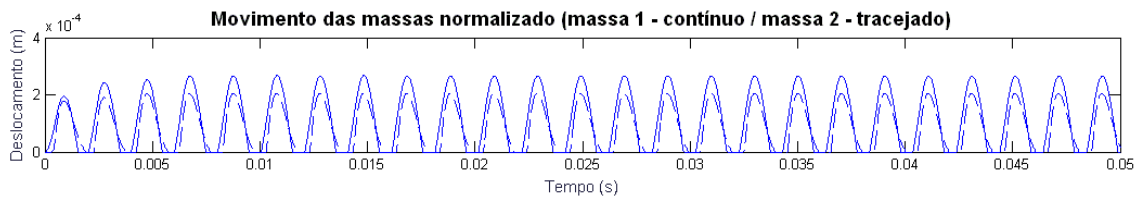
**Figura 28:** Deslocamento das massas obtido pela simulação referente ao indivíduo II com emissão grave.



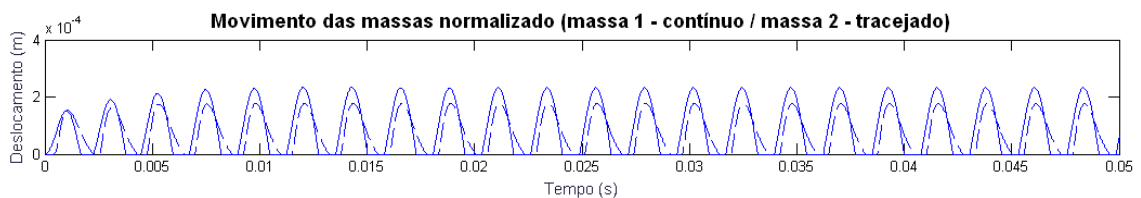
**Figura 29:** Deslocamento das massas obtido pela simulação referente ao indivíduo III com emissão grave.



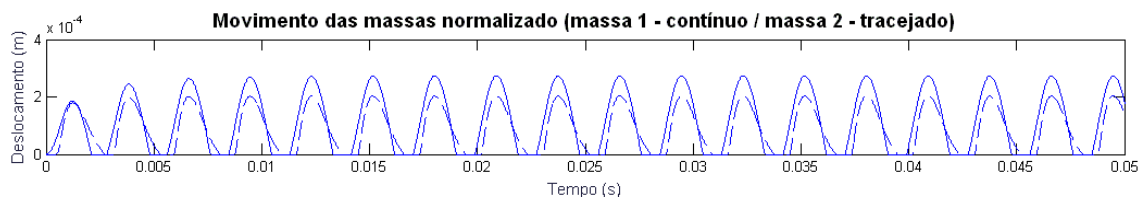
**Figura 30:** Deslocamento das massas obtido pela simulação referente ao indivíduo IV com emissão grave.



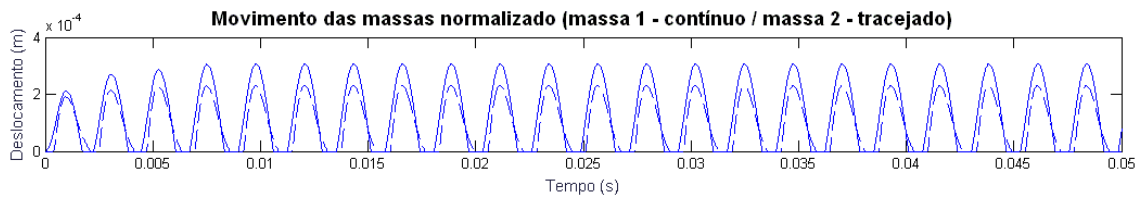
**Figura 31:** Deslocamento das massas obtido pela simulação referente ao indivíduo I com emissão aguda.



**Figura 32:** Deslocamento das massas obtido pela simulação referente ao indivíduo II com emissão aguda.



**Figura 33:** Deslocamento das massas obtido pela simulação referente ao indivíduo III com emissão aguda.



**Figura 34:** Deslocamento das massas obtido pela simulação referente ao indivíduo IV com emissão aguda.

Analisando os resultados obtidos para os deslocamentos de  $m_1$  e  $m_2$  percebe-se que ao início da simulação existe um período transiente onde ocorre variação na amplitude e frequência do movimento das massas para a emissão implementada. Após esse momento inicial as respostas entram em regime permanente.

A análise dos resultados permite concluir que o deslocamento de  $m_2$  está defasado em relação à  $m_1$ . Este aspecto converge com os achados na simulação encontrados por Flanagan e Ishizaka (1972) no modelo original. Essa conclusão é possível observando os gráficos apresentados por Ishizaka e Flanagan (1972) em seu estudo.

Os resultados mostrados nas figuras demonstram para todos os indivíduos nas diversas frequências que o tempo da fase de fechamento é maior que o tempo de fase de abertura. Em outras palavras, a forma da onda para a fase de fechamento é mais alongada.

A frequência fundamental pode sofrer influência devido a vários aspectos importantes como a observância do tamanho da laringe e comprimento da prega vocal, analisando essa premissa do ponto de vista de gênero, a literatura diz que o homem possui a laringe cerca de 40% maior que as mulheres (Titze, 1998). Os músculos Tireoaritenóideo (TA) e Cricotireóideo (CT) possuem papel determinante no controle da frequência fundamental. O músculo TA encurta as pregas vocais (PPVV) e o CT alonga as PPVV movimentando a cartilagem tireóidea para frente. O aumento da  $F_0$  é obtido por meio do aumento da atividade do CT. A relação entre o comprimento das pregas vocais e  $F_0$  é não-linear. Em outras palavras, os aumentos incrementais no comprimento das pregas vocais não produzem aumentos semelhantes em  $F_0$  (Titze, 1998).

Observando os resultados obtidos para frequência fundamental na implementação do modelo IF72 no MATLAB e as  $F_0$  obtidas nas avaliações eletroglotográficas e laríngeas por videolaringoscopia de alta velocidade (HSV), foi possível verificar que não

ocorreu uma diferença expressiva. Essa pequena diferença, que variou de 0,5% a 3,4%, foi encontrada no valor das frequências fundamentais entre a simulação e a EGG, relacionados à frequência alvo obtida na análise acústica. As maiores diferenças encontradas foram em relação aos valores de F0 obtidos pela análise da HSV em relação às outras respostas de F0, que variaram de 1,1% a 9,6%.

Os dados apresentados são discutidos com relação aos valores de frequência fundamental para ambos os grupos estudados (dois homens e duas mulheres). Observando a tabela 4 nota-se que os valores encontrados para cantores do sexo masculinos, indivíduos III e IV, apresentaram uma diferença máxima de 42Hz entre o valor obtido pelo modelo implementado e o exame de videolaringoscopia de alta velocidade para frequência aguda. Constatou-se uma diferença mínima de 0,3Hz para frequência grave do modelo para o indivíduo IV em relação a frequência alvo.

Verificando os resultados obtidos pelo grupo das mulheres, indivíduos I e II, notou-se que, a participante II apresentou uma diferença máxima de 42Hz no valor da frequência fundamental obtida no modelo com a obtida na HSV para frequências agudas. Uma diferença mínima foi notada no valor de 0,3Hz para o indivíduo I, relacionado ao valor de F0 do modelo e frequência alvo.

Para a avaliação de videolaringoscopia de alta velocidade (HSV) percebe-se que há uma diferença maior em relação a F0 quando comparada com a do modelo implementado, e as demais avaliações utilizadas no estudo em todas as emissões. O motivo dessa variação é relacionado ao método de cálculo de frequência fundamental. Para calcular a F0 na HSV contou-se o número de frames necessários para a obtenção de um ciclo. O vídeo foi realizado a 2.000 frames por segundo, e sabe-se que cada frame demora 0,0005s, portanto é possível saber o período de cada ciclo e por consequência sua frequência.

Para os valores de F0 obtidos pelo modelo, correlacionando com os valores extraídos do EGG e da HSV, observou-se uma maior variação nos valores da Videolaringoscopia. Estudos apontam que a extração da frequência fundamental utilizando avaliações que possuem métodos de extração de contornos ativos como a videolaringoscopia de alta velocidade na obtenção da área glotal apresentam valores de frequência fundamental com diferenças significativas relacionadas à medida acústica de

onda sonora (Koich Hu, Tsuji DH, Imamura R, Sennes Lu, 2003; Baravieira PB, Brasolotto AG, Tsuji DH, Montagnoli NA, 2011).

É válido relatar que pequenas variações no valor de F0 entre o modelo, medida acústica da onda sonora e eletroglotografia existem. Estudos afirmam que a frequência fundamental da EGG é de mais fácil extração que a análise acústica da onda sonora, pois representa ciclos mais nítidos (Behlau M, Madazio G, Pontes P, 2001; Mourão AM, Bassi IB, Gama ACC, 2011; Hacki T, 1996).

## **4.2 Quociente de contato e quociente de velocidade**

A eletroglotografia (EGG) apresenta muitas modalidades de análise que podem colaborar para a abordagem da condição fisiológica da vibração das PPVV. Entre elas a análise do traçado da onda que contém informações das fases do ciclo vibratório (fase de fechamento, abertura e aberto). Várias medidas podem ser exploradas a partir do processamento da onda como a frequência fundamental, jitter e shimmer, quociente de contato, quociente de velocidade e quociente de abertura.

Para análise neste trabalho foi utilizado as medidas de quociente de contato e quociente de velocidade. O quociente de velocidade também é obtido por meio da avaliação de videolaringoscopia de alta velocidade na análise de aspectos envolvendo a área glotal como área glotal mínima e máxima da região analisada, valores de abertura mínima e máxima no ponto médio da glote para o ciclo glótico analisado e valores de fechamento da área glotal mínimo e máximo. Na tabela 5 é possível visualizar os valores do quociente de contato e quociente de velocidade, obtidos pelos exames de EGG e videolaringoscopia.

Indivíduo	Sexo	Emissão	SQ simulação	SQ Vídeo	CQ simulação	CQ EGG
I	F	Habitual	0,54	1	67,1	24,3
I	F	Grave	0,51	1	47,8	15,47
I	F	Aguda	0,55	1	43,7	62,7
II	F	Habitual	0,51	1,25	43	53,2
II	F	Grave	0,50	0,6	57,7	42,7
II	F	Aguda	0,55	1	50	57,3
III	M	Habitual	0,50	1	47,9	17,9
III	M	Grave	0,50	2,75	47,7	42,2
III	M	Aguda	0,53	1,5	47,1	43,1
IV	M	Habitual	0,51	1,2	47,3	41,8
IV	M	Grave	0,50	1,4	47,8	16,15
IV	M	Aguda	0,57	1	66,1	52,8

**Tabela 6:** Valores de SQ = Quociente de velocidade e CQ = Quociente de contato para a simulação e HSV e EGG.

O quociente de contato é a razão entre a duração da fase fechada/ contato e a duração total do ciclo (Vieira et al, 1996a; Viera, 1997). O quociente de velocidade é a razão entre a fase de abertura e a fase de fechamento (Hirano e Bless, 1987). Na implementação do modelo IF72 foi possível extrair as medidas de quociente de contato e velocidade e foi realizado uma correlação dos valores encontrados no modelo com as avaliações EGG e HSV. Para o EGG será realizada uma comparação dos valores obtidos no modelo para o quociente de contato.

O quociente de contato foi obtido ao longo do tempo total de emissão para um ciclo completo e seu cálculo foi retirado do fluxo glotal. O fluxo glotal permite observar o momento onde há contato entre as PPVV, sendo possível visualizar o instante em que ocorre a interrupção do fluxo aéreo na glote. Utilizando grandezas como deslocamento das massas e área glotal as respostas podem apresentar inconsistência já que o cálculo poderia não considerar as duas massas. Analisando os resultados das medidas obtidas no modelo implementado e EGG de acordo com a tabela 5 observou-se que os participantes apresentaram valores distintos na medida do quociente de contato. Em relação às mulheres as oscilações foram menores para a participante II do que I para todas as frequências, apresentando diferença entre CQ da simulação e do EGG. Para os homens foi encontrado menor diferença na medida do coeficiente de contato no individuo III do que IV para frequência aguda, mostrando uma diferença de 4% entre o valor de CQ da simulação e do EGG. A partir da observação dos valores encontrados para o coeficiente

de contato do modelo e EGG, pôde-se verificar a variação deste entre as diferentes tarefas que foram a emissão em frequência grave, habitual e aguda, onde os sujeitos alternaram entre as mudanças de notas e a variação de intensidade. Para as emissões em frequências habitual e grave o valor do coeficiente de contato para todos os sujeitos apresentou uma diferença de valor entre respostas da simulação e EGG maiores. A maior diferença foi para o participante I que apresentou CQ no valor de 67,1% na simulação e 24,3% no EGG em emissão habitual. Os valores obtidos não são todos condizentes aos valores do estudo de Shipp e col. (1988) e Welch e col. (1988; 1989) onde o quociente de contato teve média de 50% para os indivíduos. É lícito supor que as diferenças encontradas podem estar relacionadas às questões metodológicas de extração destas medidas. Os valores obtidos neste estudo para quociente de contato estão dentro os valores descritos na literatura para cantores que necessitam de maior treino vocal. Valores elevados de quociente de contato (em torno de 60-70%) são uma peculiaridade entre cantores bem treinados. Em cantores com pouco treino vocal os valores de CQ apresentam-se na faixa de 40 a 50% (Vieira, 2015) (Lindsey & Howard, 1989)

No quociente de contato percebe-se que tanto para as respostas da simulação quanto o EGG em frequência aguda ocorre um aumento do valor de CQ. No registro agudo a atividade do músculo tireoaritenóideo (TA) é reduzida enquanto há elevação da atividade do músculo cricotireóideo (CT) (Hirano e col., 1970; Hirano, 1982) e quando isso ocorre aspectos importantes como aumento da pressão subglótica da tensão longitudinal das PPVV, e do menor contato lateral das PPVV, são observados. Em emissões agudas há um menor valor de quociente de contato entre as PPVV, como demonstram os valores encontrados no EGG. Esses fatores confirmam resultados obtidos para emissão aguda, onde observa-se uma correlação entre aumento de frequência, intensidade e quociente de contato (Cruz, 2006).

Em relação ao quociente de velocidade (SQ) percebe-se que para as respostas obtidas na simulação a fase de fechamento é maior que a de abertura para todos os indivíduos nas três emissões, pois o SQ apresenta valores menor que 1. O quociente de velocidade da HSV para a participante I apresenta fase de fechamento igual a fase de abertura para todas as emissões. Os indivíduos do sexo masculino apresentaram fase de abertura maior na maioria das emissões, apresentando valores maiores que 1, exceto para emissão em frequência habitual para o indivíduo III e aguda para o IV.

Autores como Inwald et al (2007), Bohr (2013), Tsutsumi (2015) apresentam valores médios de quociente de velocidade de 1,16 e 1,17, valores estes que corroboram com os achados para as respostas da HSV neste estudo. No estudo de Baravieira (2012) para sujeitos normais o valor de SQ variou de 0,36 a 1,06, valores semelhantes com os resultados da HSV e simulação para este estudo.

### **4.3 Área glotal**

A determinação da área glotal é crucial para analisar a voz. A glote é o espaço entre as pregas vocais e a área glotal é o espaço que se encontra no plano transversal entre as PPVV. A fotoglografia, a quimografia e a estroboscopia são técnicas utilizadas para obtenção da área glotal, seja esta análise numérica ou visual. Neste estudo a videolaringoscopia de alta velocidade (HSV) foi contemplada como método escolhido para obtenção da área glotal.

Para cálculo da área glotal neste estudo foi utilizado o Software KIPS. Para a análise de todos os indivíduos deste estudo, duas mulheres (I e II) e dois homens (I e II) foi utilizado um vídeo de resolução 512x512 pixels e com 256 tons de cinza e 2.000 frames por segundo. A partir de um frame das pregas vocais fechadas, 40 imagens sequenciais foram montadas para cada indivíduo nas emissões habituais, graves e agudas.

O parâmetro numérico da área glotal utilizado neste estudo foi a área glotal máxima e os valores obtidos através da HSV e simulação podem ser vistos na tabela 6.

Indivíduo	Sexo	Emissão	Área glotal máxima vídeo (cm <sup>2</sup> )	Área glotal máxima Simulação (cm <sup>2</sup> )
I	F	Habitual	0,30	0,10
I	F	Grave	0,37	0,11
I	F	Aguda	0,23	0,11
II	F	Habitual	0,33	0,12
II	F	Grave	0,31	0,11
II	F	Aguda	0,21	0,10
III	M	Habitual	0,17	0,11
III	M	Grave	0,22	0,10
III	M	Aguda	0,15	0,11
IV	M	Habitual	0,17	0,11
IV	M	Grave	0,12	0,10
IV	M	Aguda	0,05	0,14

**Tabela 7:** Valores de área glotal máxima da simulação e da videolaringoscopia de alta velocidade.

Observando os valores obtidos para a área glotal máxima na simulação e na HSV é possível notar que não há relação próxima dos resultados obtidos para nenhuma das emissões nas diferentes frequências. Esse achado pode ser consequência de alguns fatores como: 1) a diferença anatômica e fisiológica das estruturas apresentadas na implementação do modelo e dos indivíduos participantes. 2) fatores relacionados a características da imagem como luminosidade, contraste e intensidade média de cor da região também podem acarretar diferenças importantes na análise da imagem feita pelo software. 3) a necessidade de intervenção manual para marcar a área a ser analisada pode alterar a delimitação da borda da PV pelo software o que pode acarretar pequenas diferenças entre análise dos frames (Pinheiro, 2012).

Em relação aos valores de área glotal máxima das imagens analisadas pelo software encontrou-se que para a emissão habitual houve uma diferença de 0,31cm<sup>2</sup> da participante I para 0,33cm<sup>2</sup> para a II. Os sujeitos do sexo masculino apresentaram mesmo valor de área glotal máxima de 0,17cm<sup>2</sup> para essa emissão. Nos valores obtidos por meio da análise dos frames da HSV verificou-se que as maiores diferenças ocorreram para a emissão em frequência grave para os participantes do sexo masculino apresentando 0,22cm<sup>2</sup> o indivíduo III e 0,12cm<sup>2</sup> o IV. Para as emissões agudas verificou-se diferença de 0,1cm<sup>2</sup> entre os valores obtidos entre o indivíduo III e IV pela análise do software.

Observando os valores de área glotal máxima obtidos na simulação, encontrou-se para emissão habitual valores próximos para os indivíduos do sexo feminino, a participante I apresentou  $0,10\text{cm}^2$  e a II  $0,12\text{cm}^2$ . Os indivíduos do sexo masculino apresentaram o mesmo valor de área glotal máxima para frequência habitual de  $0,11\text{cm}^2$ . Em relação a emissão grave houve um valor de  $0,11\text{cm}^2$  para indivíduo I e II do sexo feminino e  $0,10\text{cm}^2$  para participantes III e IV do sexo masculino. Os valores de área glotal máximos encontrados para emissão aguda apresentaram pouca diferença para as mulheres, a participante I apresentou o valor  $0,11\text{cm}^2$  e a II  $0,10\text{cm}^2$ . Os indivíduos do sexo masculino apresentaram uma maior diferença, o participante III obteve valor de  $0,11\text{cm}^2$  e o indivíduo IV  $0,14\text{cm}^2$ . Examinando os valores obtidos na simulação para área glotal, notou-se que não ocorreu grandes diferenças entre as diferentes emissões, este fator pode ser decorrente da não variação da rigidez nas simulações, mas sim da variação da massa para alcançar as frequências naturais desejadas.

Existem poucos estudos que relacionam valores de área glotal em diferentes frequências e registros. Os resultados obtidos em ambas as análises apresentam respostas dentro da normalidade para emissão habitual de acordo com a parâmetros de valores de área glotal apresentados por Titze (1983). Neste estudo é feita a parametrização de aspectos importantes relacionados à análise e síntese de fala, e os valores de área glotal estão entre  $0,1$  a  $0,5\text{ cm}^2$  (Titze, 1983).

Flanagan e Ishizaka (1972) para o modelo de duas massa original apresentam variações de valores de área glotal em emissões de diferentes vogais em várias frequências. Para emissão da vogal /i/ ocorre uma variação da área glotal máxima de  $0,05\text{cm}^2$  a  $0,3\text{cm}^2$ , variando-se a  $F_0$  de 120 a 180Hz. Para a vogal /a/ há uma variação de área glotal de  $0,8\text{cm}^2$  a  $1,5\text{cm}^2$  para uma frequência que oscila entre 120 a 200Hz.

Outros importantes parâmetros numéricos para análise da área glotal, foram os estudos de Yamauchi et AL (2014), onde propuseram a análise das ondas de área glotal utilizando valores mínimos e máximos de área glotal, comprimento de prega vocal, ponto médio de fases relacionadas ao fechamento e abertura de pregas vocais, utilizando HSV para fornecer dados normativos de área glotal para indivíduos de idade e sexo diferentes. Para frequências baixas os indivíduos apresentaram uma variação de área glotal de  $0,03\text{cm}^2$  a  $0,12\text{cm}^2$ , já para frequências habituais a área glotal máxima variou de  $0,04\text{cm}^2$  a  $0,02\text{cm}^2$  e para emissões em frequências agudas área glotal foi de  $0,02$  a  $0,08\text{cm}^2$ .

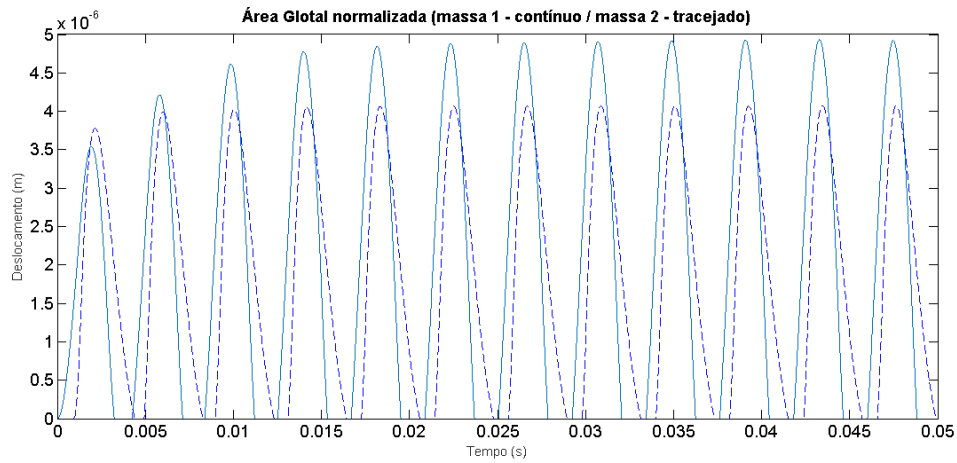
Para Delinsky (2008) em seu estudo de implementação clínica da laringoscopia de alta velocidade, valores variando de 0,5 a 0,6 são obtidos para emissões habituais. No estudo de Zhang, Regner e Jang (2011), os pesquisadores apresentam valores de área glotal de 0,6cm<sup>2</sup>, neste trabalho os autores utilizam simulação matemática e estudos em prega vocal de cães que sofre alongamento longitudinal, obtendo a área glotal por intermédio da HSV. Este estudo mostra uma variação de 0,1cm<sup>2</sup> a 0,6cm<sup>2</sup>, valores que se aproximam dos obtidos neste estudo tanto para simulação quanto para análise por meio da HSV.

No estudo de Pinheiro (2012) para a extração da dinâmica das pregas vocais, é utilizado processamento de imagens da laringe por meio de um algoritmo para extrair a região da glote de forma semi-automática desenvolvido pelo próprio autor da pesquisa. O Programa obtém valores de área glotal para frequências que variam de região grave a aguda. Os valores de área glotal variaram de 0,1 a 0,3cm<sup>2</sup>, respostas concordantes com o presente estudo.

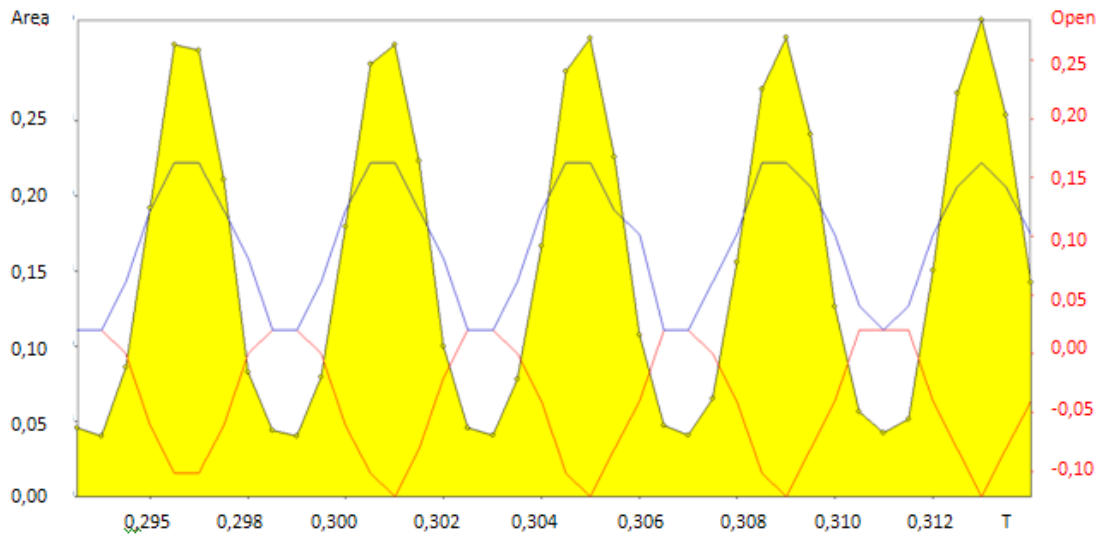
As respostas referentes à obtenção de área glotal tanto em simulações como em avaliações com HSV, podem sofrer grandes diferenças devido à fatores importantes como os valores de pressão subglótica apresentado por um indivíduo, volume e fluxo glotal, que variam em diversas emissões (Titze, 1983).

## **Aspectos qualitativos das ondas de área glotal da simulação e HSV**

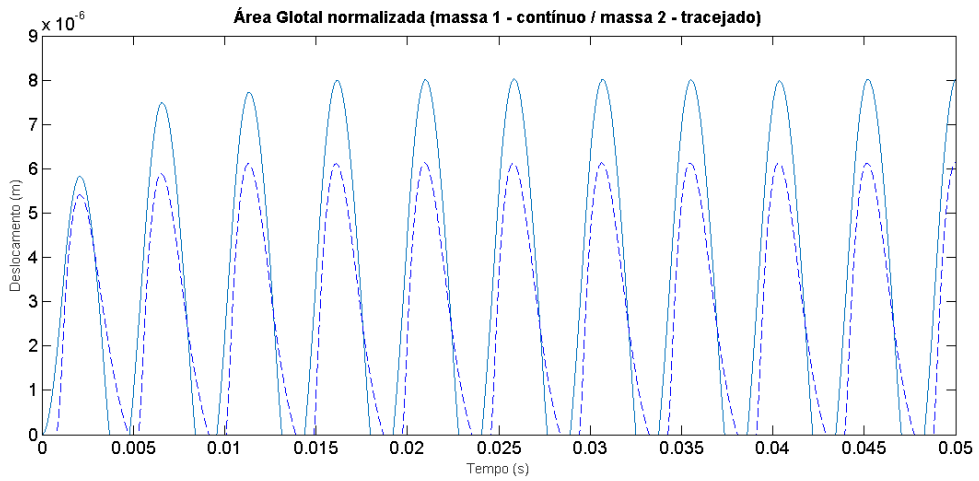
Dados coletados por meio da videolaringoscopia permitem grande variedade de técnicas de análise, incluindo avaliação qualitativa das imagens (Yamauchi et al 2014). Abaixo seguem os gráficos de área glotal obtidos na implementação do modelo IF72 no MATLAB e HSV.



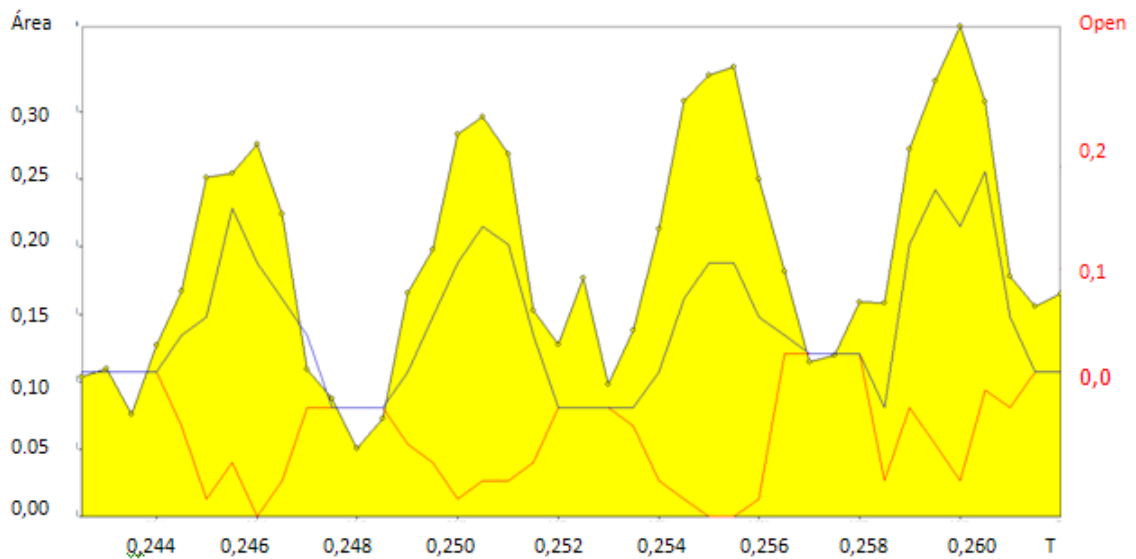
**Figura 35:** Forma de onda da área glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo I com emissão habitual.



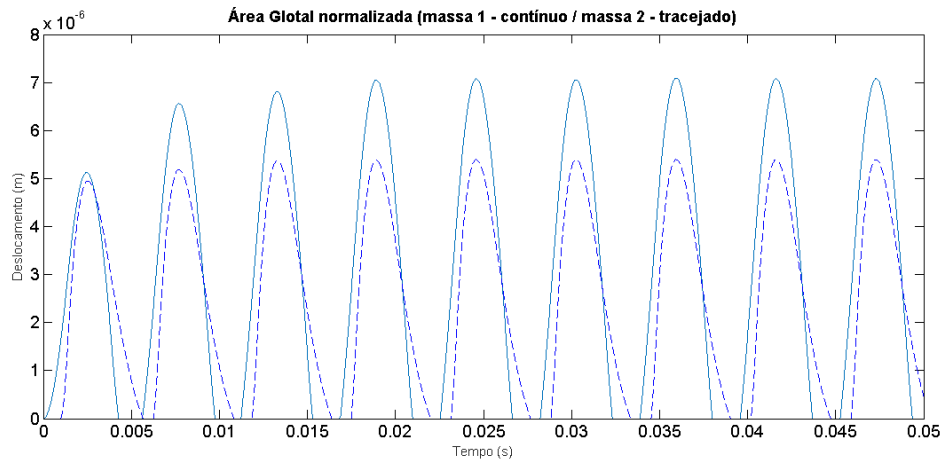
**Figura 36:** Forma de onda da área glotal obtido pela HSV referente ao indivíduo I com emissão habitual.



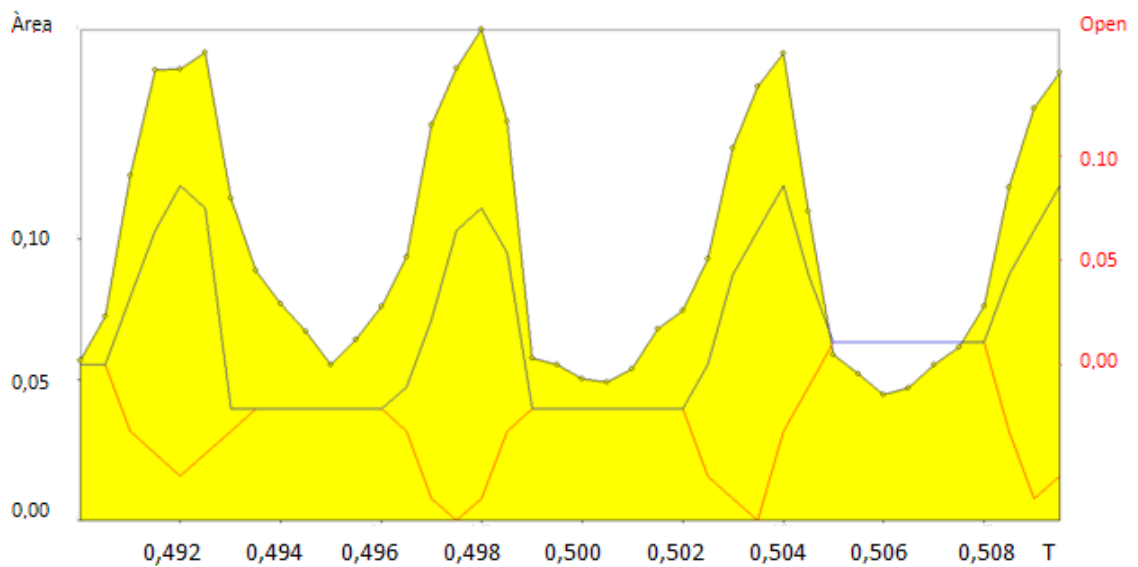
**Figura 37:** Forma de onda da área glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo II com emissão habitual.



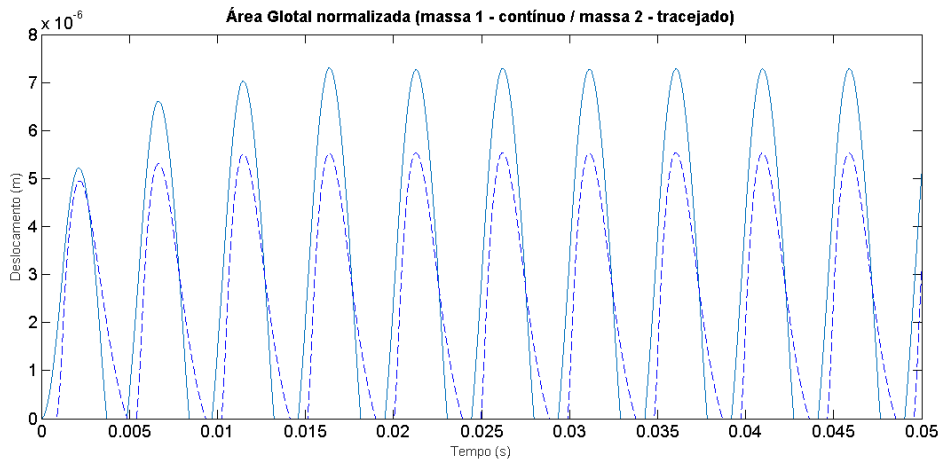
**Figura 38:** Forma de onda da área glotal obtido pela HSV referente ao indivíduo II com emissão habitual.



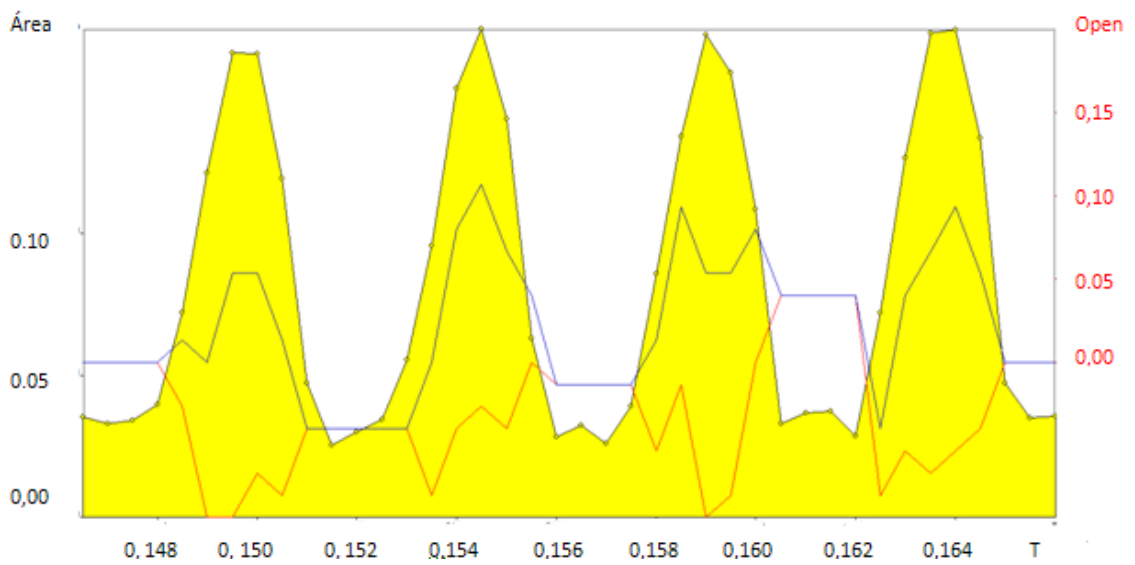
**Figura 39:** Forma de onda da área glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo III com emissão habitual.



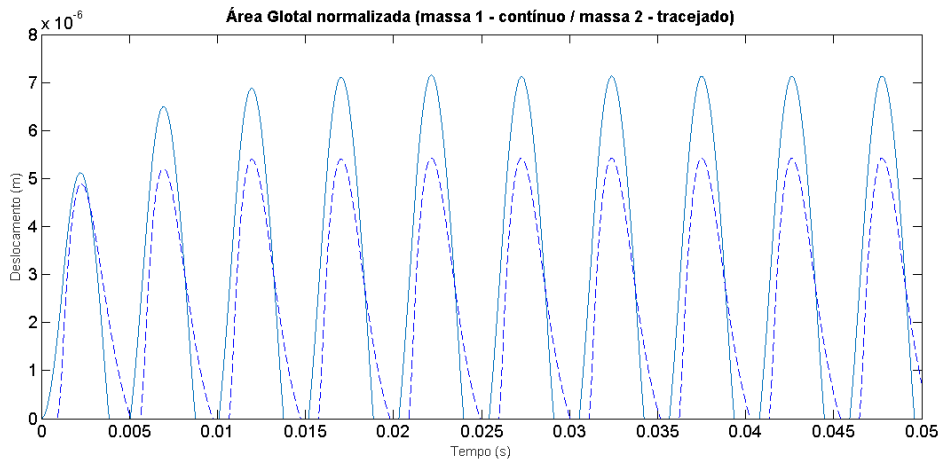
**Figura 40:** Forma de onda da área glotal obtido pela HSV referente ao indivíduo III com emissão habitual.



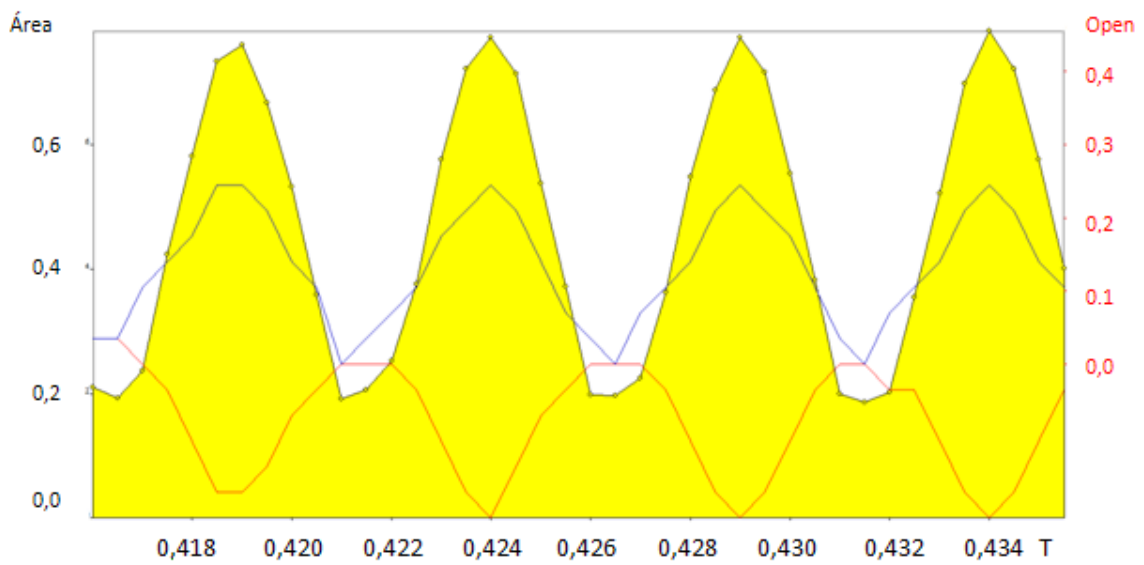
**Figura 41:** Forma de onda da área glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo IV com emissão habitual.



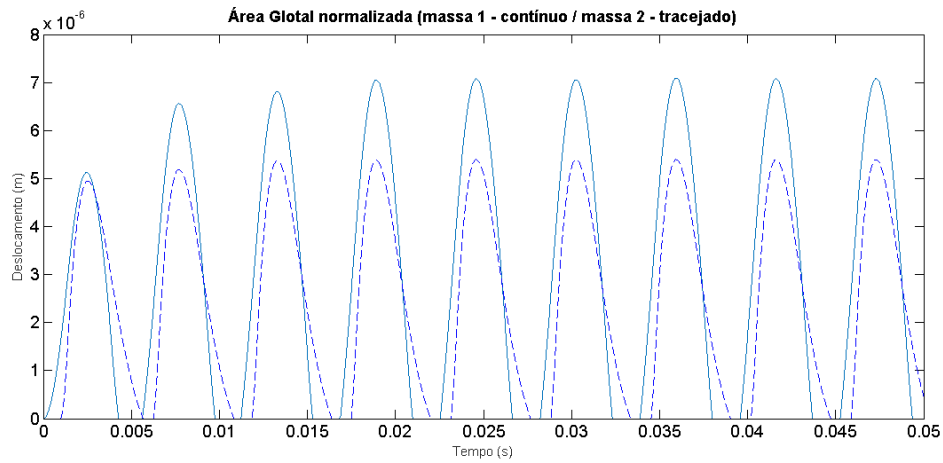
**Figura 42:** Forma de onda da área glotal obtido pela HSV referente ao indivíduo IV com emissão habitual.



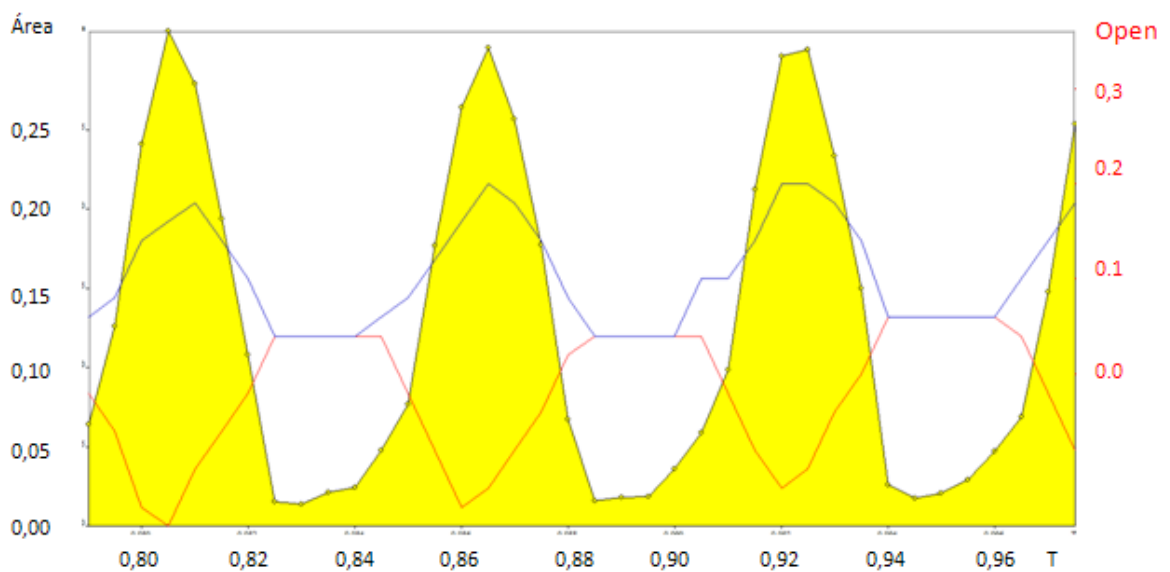
**Figura 43:** Forma de onda da área glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo I com emissão Grave.



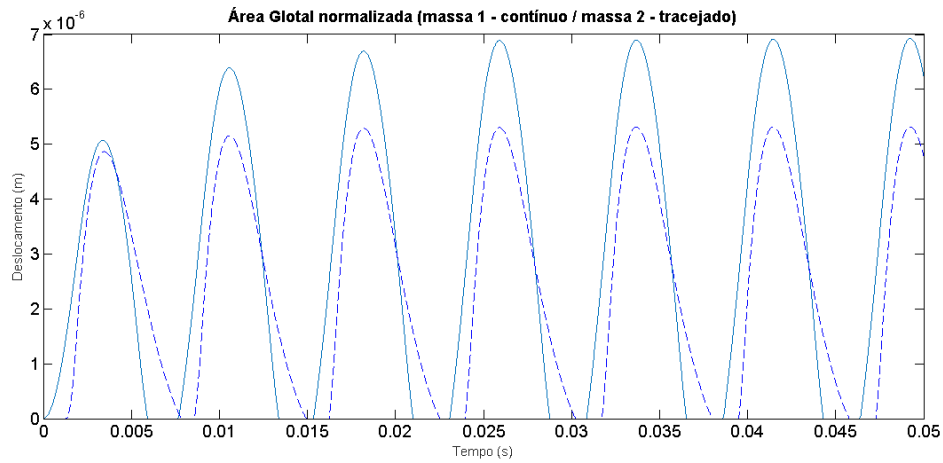
**Figura 44:** Forma de onda da área glotal obtido pela HSV referente ao indivíduo I com emissão Grave.



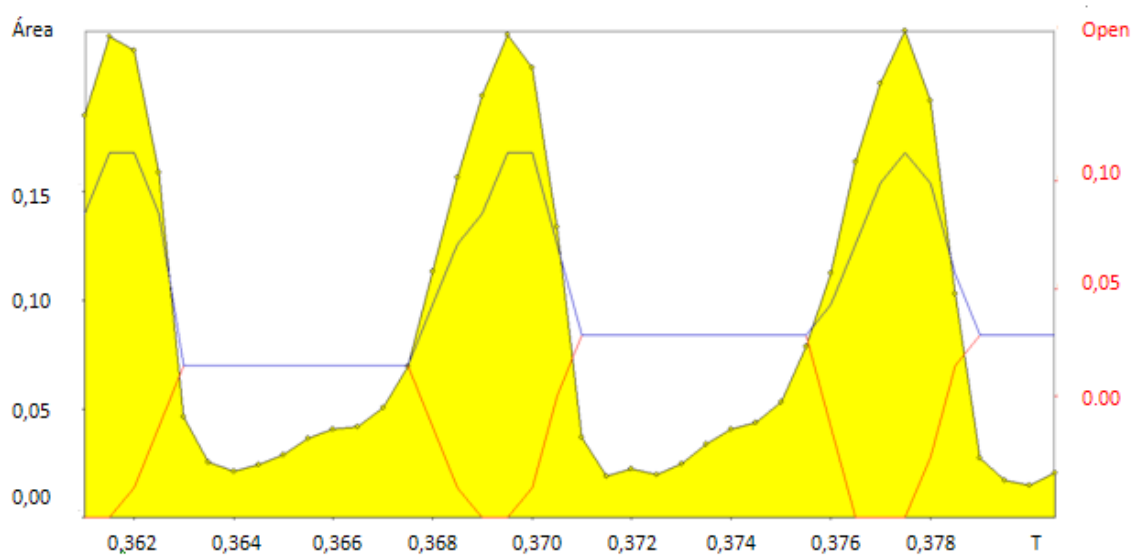
**Figura 45:** Forma de onda da área glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo II com emissão Grave.



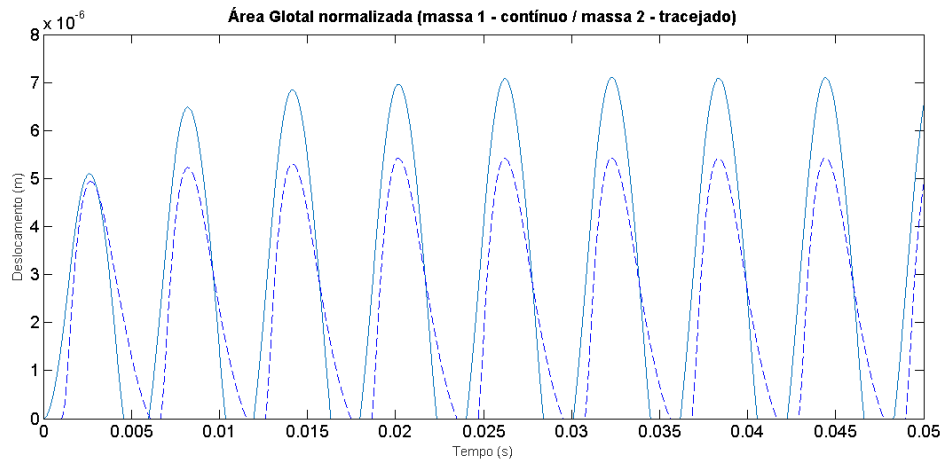
**Figura 46:** Forma de onda da área glotal obtido pela HSV referente ao indivíduo II com emissão Grave.



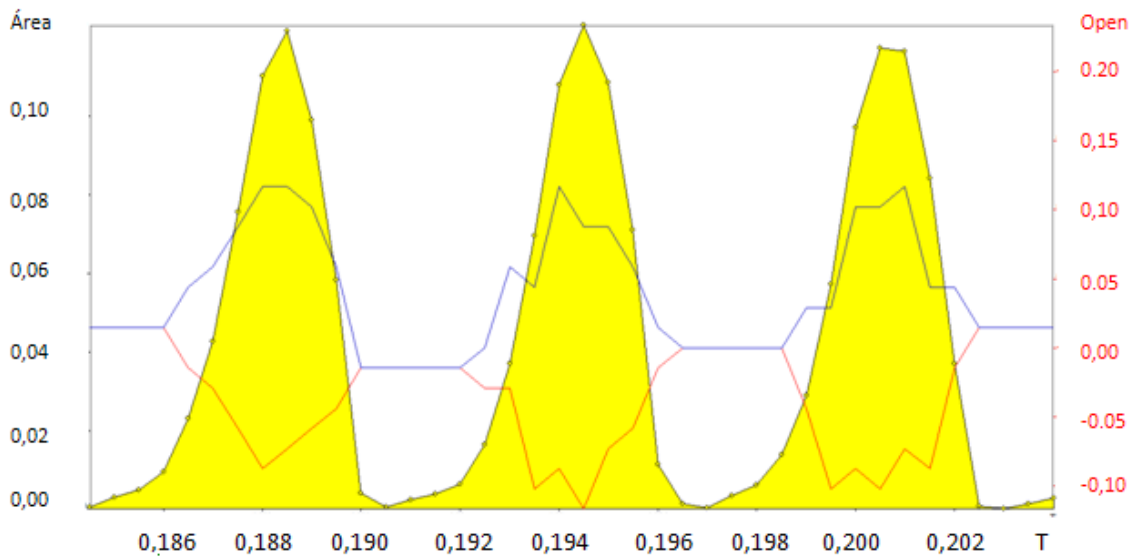
**Figura 47:** Forma de onda da área glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo III com emissão Grave.



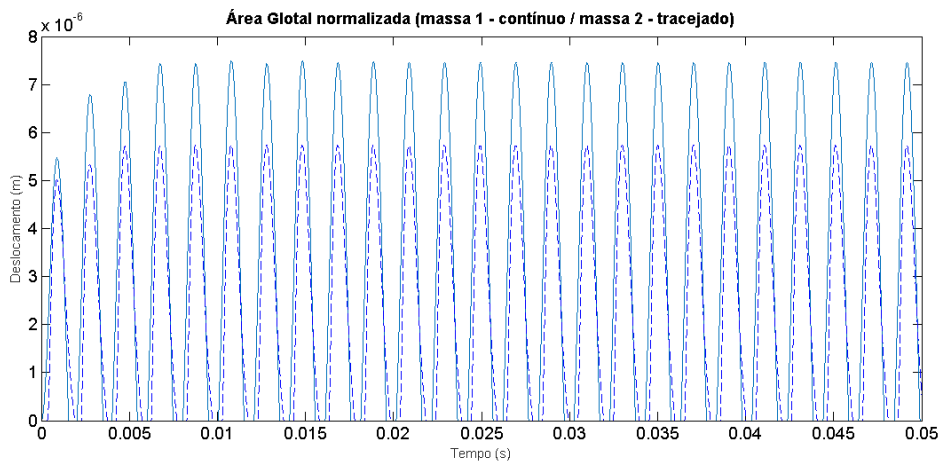
**Figura 48:** Forma de onda da área glotal obtido pela HSV referente ao indivíduo III com emissão Grave.



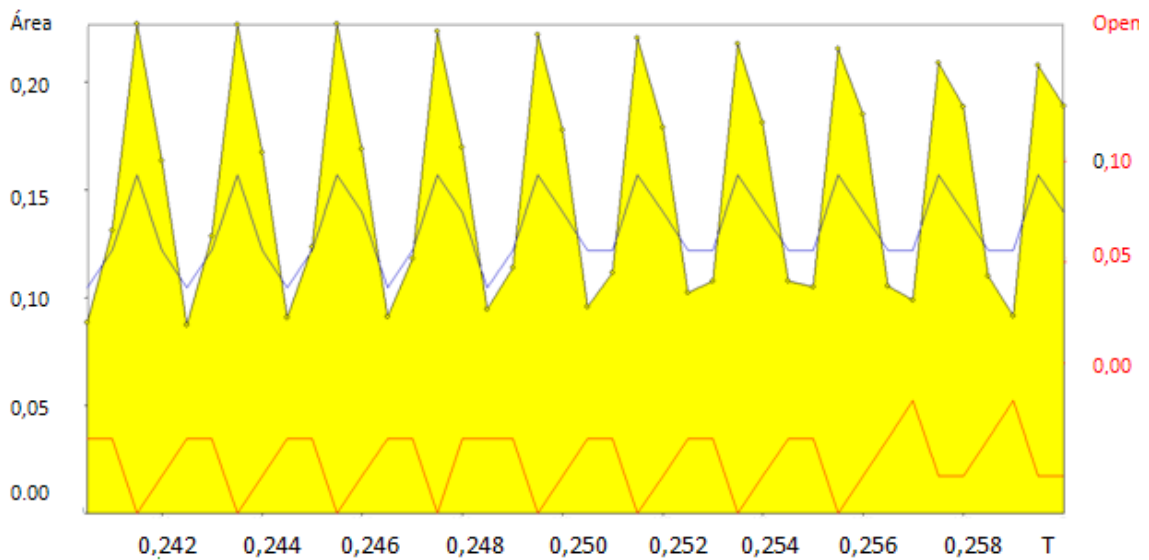
**Figura 49:** Forma de onda da área glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo IV com emissão Grave.



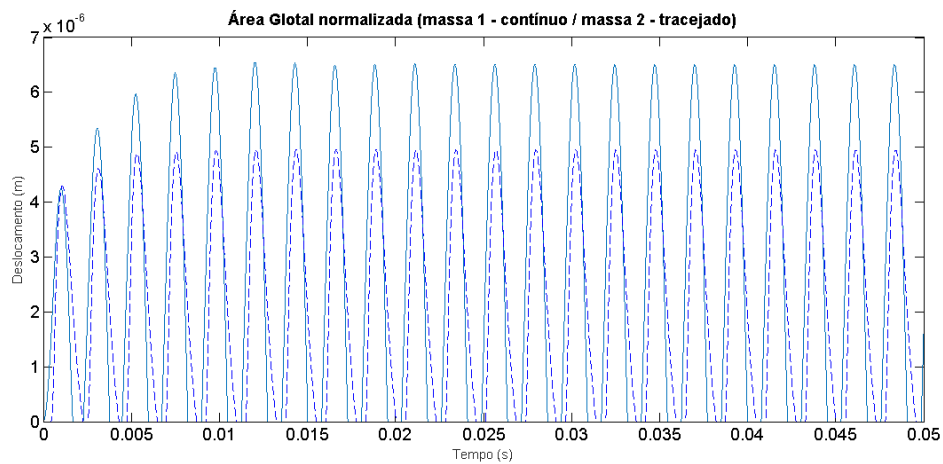
**Figura 50:** Forma de onda da área glotal obtido pela HSV referente ao indivíduo IV com emissão Grave.



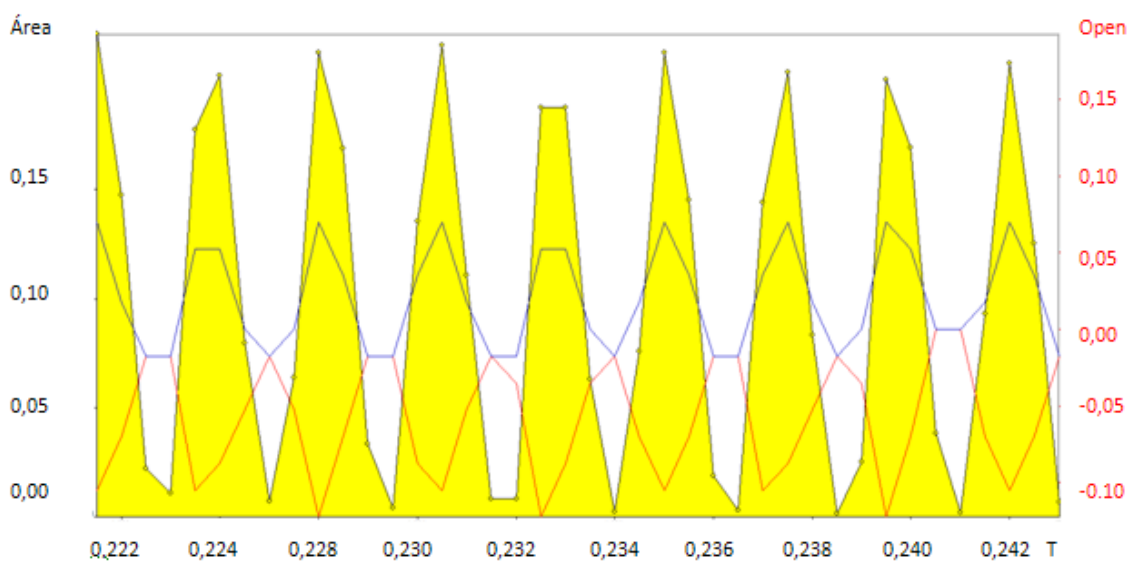
**Figura 51:** Forma de onda da área glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo I com emissão aguda.



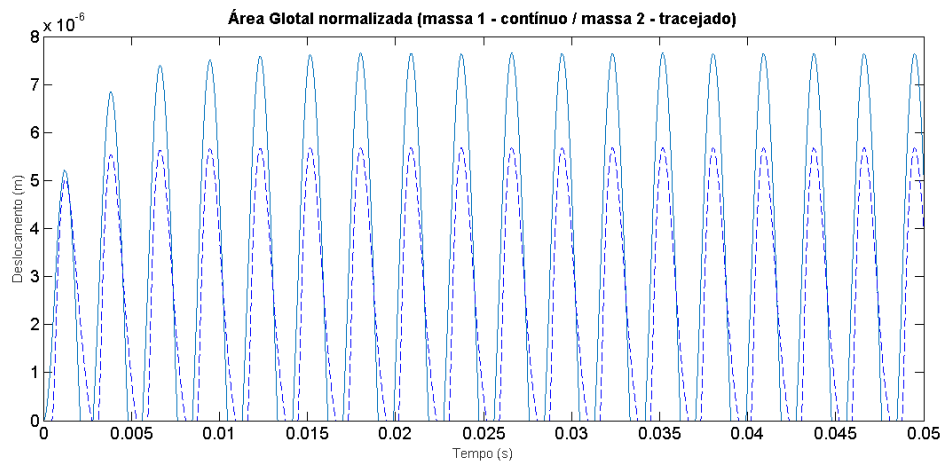
**Figura 52:** Forma de onda da área glotal obtido pela HSV referente ao indivíduo I com emissão aguda.



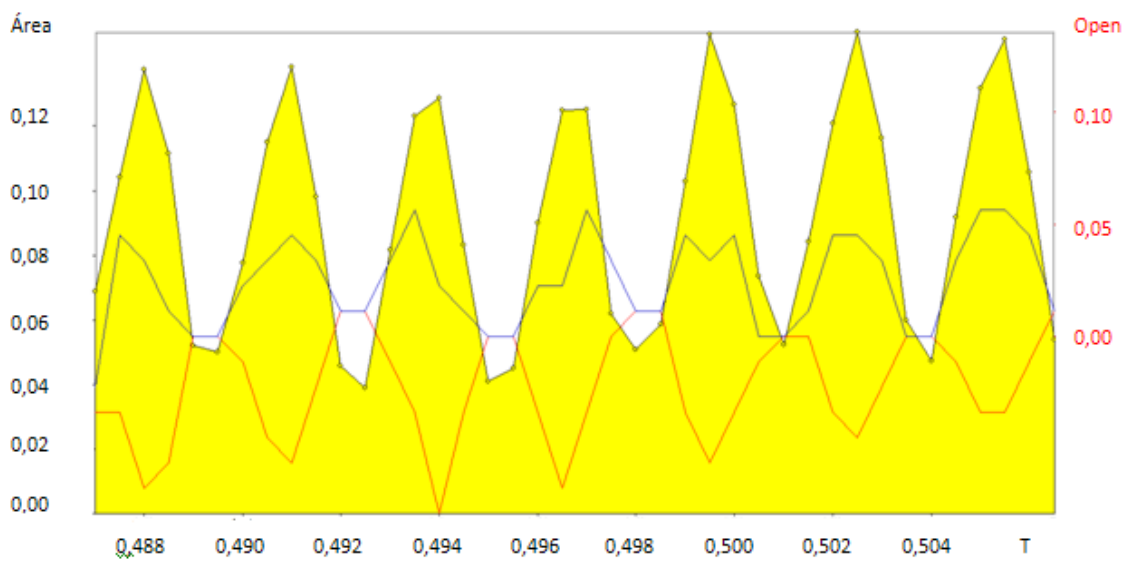
**Figura 53:** Forma de onda da área glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo II com emissão aguda.



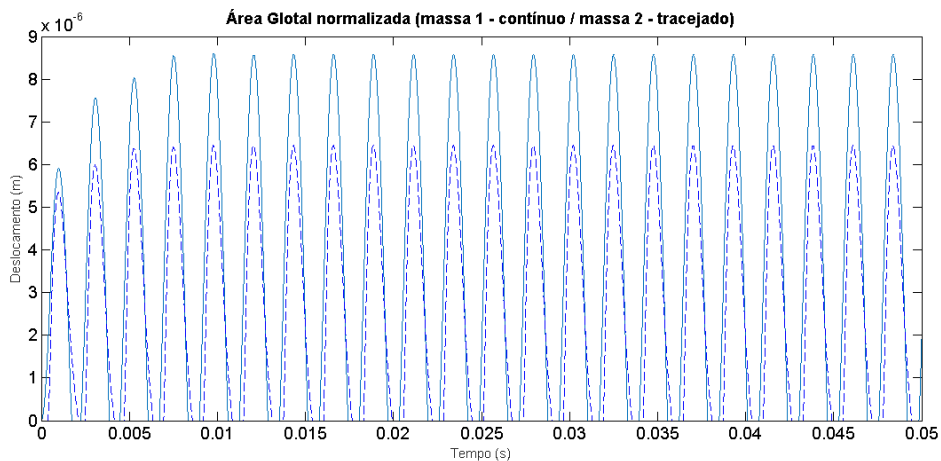
**Figura 54:** Forma de onda da área glotal obtido pela HSV referente ao indivíduo II com emissão aguda.



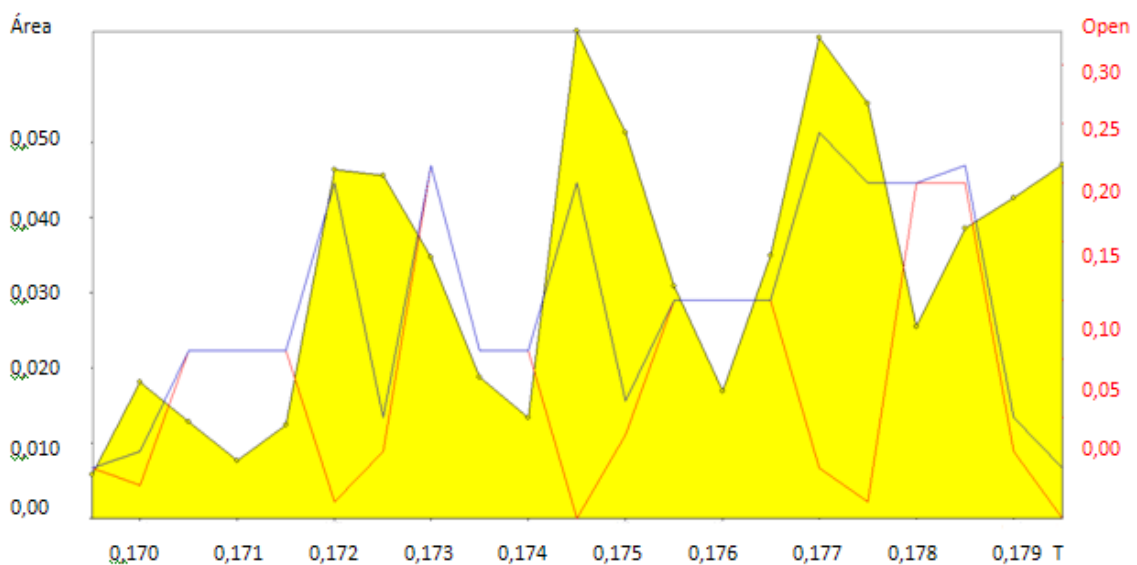
**Figura 55:** Forma de onda da área glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo III com emissão aguda.



**Figura 56:** Forma de onda da área glotal obtido pela HSV referente ao indivíduo III com emissão aguda.



**Figura 57:** Forma de onda da área glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo IV com emissão aguda.



**Figura 58:** Forma de onda da área glotal obtido pela HSV referente ao indivíduo IV com emissão aguda.

Analisando os gráficos de área glotal da implementação do modelo IF72 observa-se que para todas as respostas de cada indivíduo há um fechamento total da prega vocal, isso acontece por que para a simulação não foram considerados alterações ou lesões em prega vocal, nem fendas glóticas.

Correlacionando a forma de onda da simulação da área glótica e da HSV observa-se que o formato apresentado pela HSV na forma de onda da área glotal (GAW) apresentam diferenças em relação ao gráfico da implementação. A maior diferença é notada nos gráficos relacionados às emissões em frequências agudas para todos os indivíduos. Isso ocorre por que para emissões de maior frequência o número de frames do vídeo mostrou-se insatisfatório, em decorrência do não detalhamento da movimentação da prega vocal necessitando de uma maior taxa de amostragem.

Para os gráficos referentes às emissões graves obteve-se uma melhor representação da área glotal para todos os indivíduos na GAW da HSV e da simulação. Emissões com frequências mais graves apresentaram uma maior adequação da taxa de amostragem, com maior detalhamento do movimento das pregas vocais.

A análise qualitativa de imagens laríngeas depende de critérios subjetivos. O parâmetro utilizado para o estudo foi o padrão visual das ondas da área glótica. A análise foi feita de acordo com a classificação de sinais acústicos proposto por Titze (1994).

No presente estudo a maioria dos sinais de GAW da HSV se encaixam na classificação do tipo I proposta por Titze (1994), essa classificação diz que não há modificações qualitativas no sinal, que é periódico ou quase periódico. Com exceção do gráfico GAW para HSV do indivíduo II em emissão habitual e do indivíduo IV em emissão aguda, classificados como tipo II, que apresentam bifurcações. Os gráficos da simulação estão todos dentro da classificação do tipo I.

O estudo de Tsutsumi (2015) apresenta a grande maioria dos sinais da forma de onda da área glótica na classificação do tipo 1 (73%), o que vai ao encontro dos achados deste presente estudo. O estudo de Tsutsumi (2015) realizou análise de parâmetros da onda de área glótica utilizando videolaringoscopia de alta velocidade.

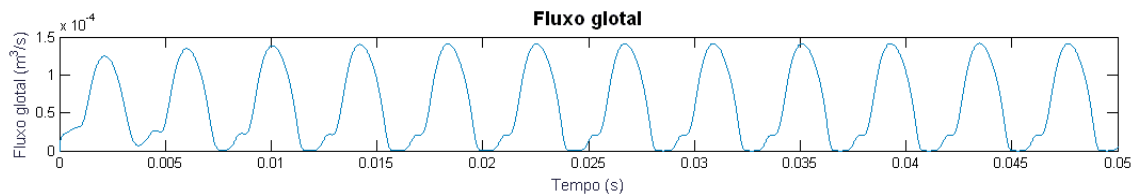
Alguns estudos demonstraram irregularidade no traçado do sinal acústico das ondas da área glótica obtendo como resposta sinais quase periódicos. Estes trabalhos realizaram a análise tanto para ondas da área glótica quanto para sinais

acústicos de sujeitos normais. Estes estudos demonstram a importância de utilizar análise de imagens obtidas por meio de avaliações como a HSV e sinais acústicos (Tsutsumi, 2015; Yam, Damrose e Bless, 2007).

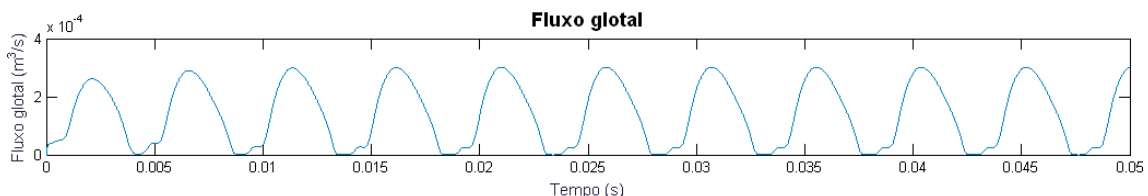
#### 4.4 Fluxo glotal

O sinal de fluxo glotal é uma sequência de pulsos formado por uma corrente de ar vinda dos pulmões. O fluxo glotal é fonte de excitação para o trato vocal e se propaga em seu meio. O fluxo é extremamente importante, pois sua resposta muda de acordo com a variação do trato vocal. Esse sinal pulsante representa a velocidade volumétrica média de ar que atravessa a área glotal e induz o movimento autossustentado das pregas vocais.

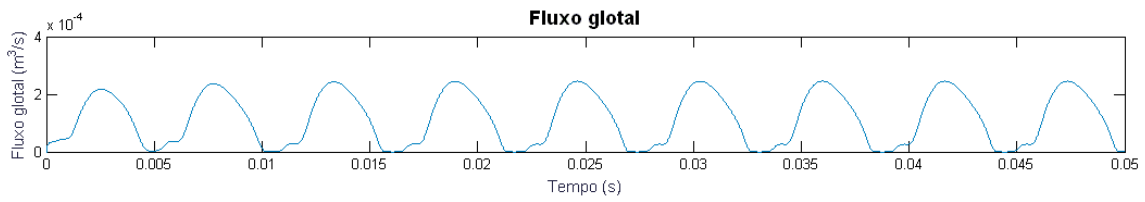
Observando o sinal de fluxo glotal ( $U_g$ ) percebe-se que as propriedades de vibração das pregas vocais como a  $F_0$  e seu comportamento dinâmico influenciam  $U_g$ . Para este estudo apresentam-se os gráficos que representam as respostas relacionadas ao fluxo glotal.



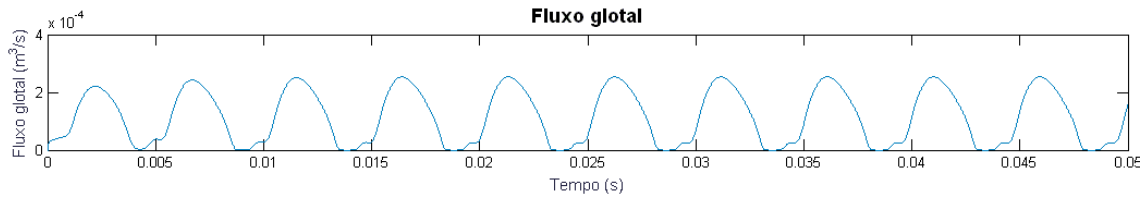
**Figura 59:** Forma de onda do Fluxo glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo I com emissão habitual.



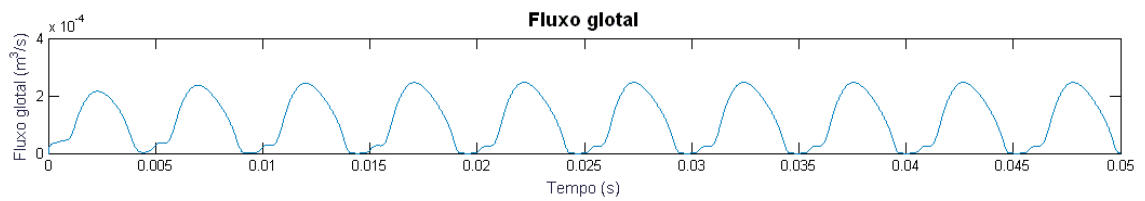
**Figura 60:** Forma de onda do Fluxo glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo II com emissão habitual.



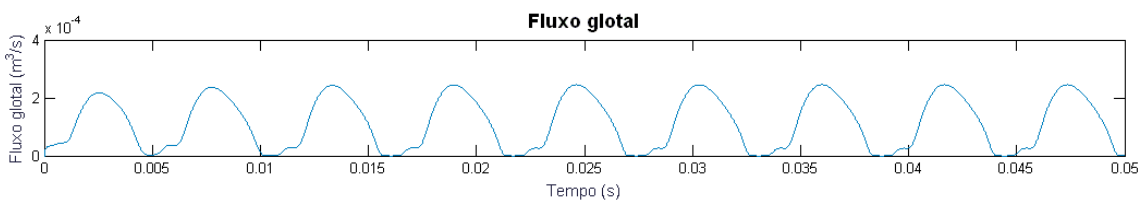
**Figura 61:** Forma de onda do Fluxo glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo III com emissão habitual.



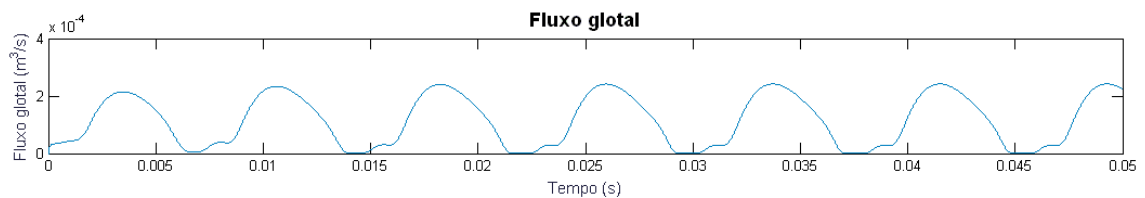
**Figura 62:** Forma de onda do Fluxo glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo IV com emissão habitual.



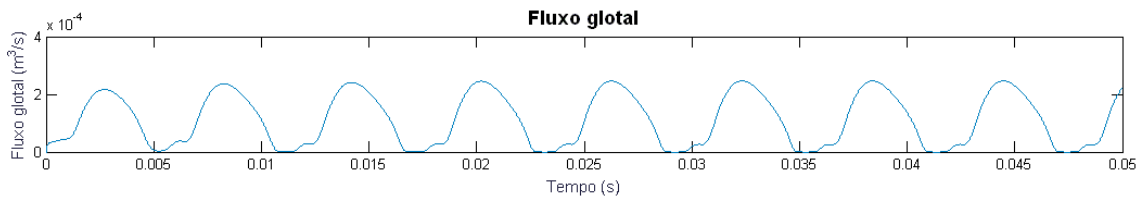
**Figura 63:** Forma de onda do Fluxo glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo I com emissão grave.



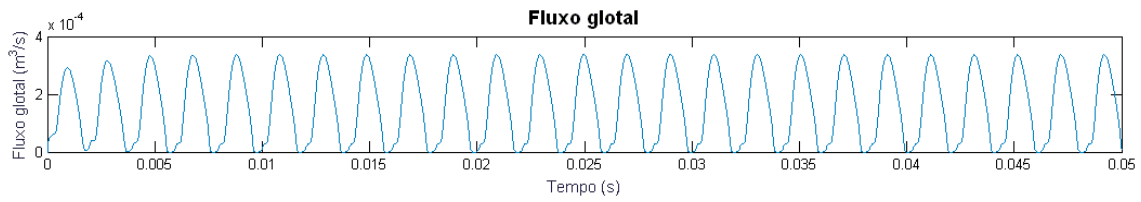
**Figura 64:** Forma de onda do Fluxo glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo II com emissão grave.



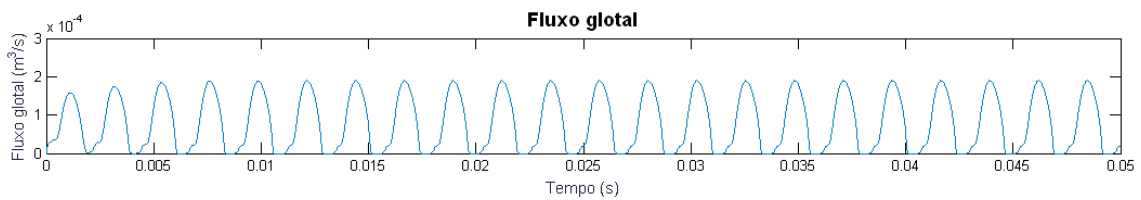
**Figura 65:** Forma de onda do Fluxo glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo III com emissão grave.



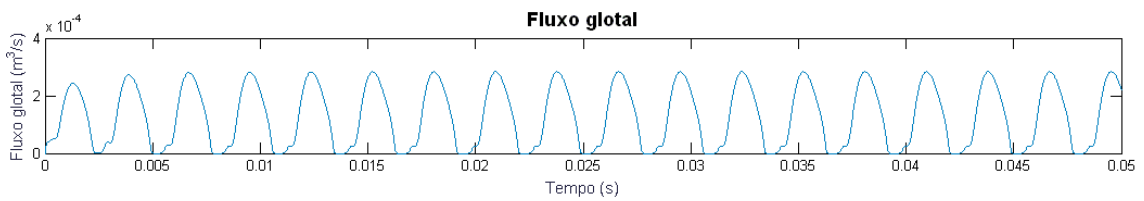
**Figura 66:** Forma de onda do Fluxo glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo IV com emissão grave.



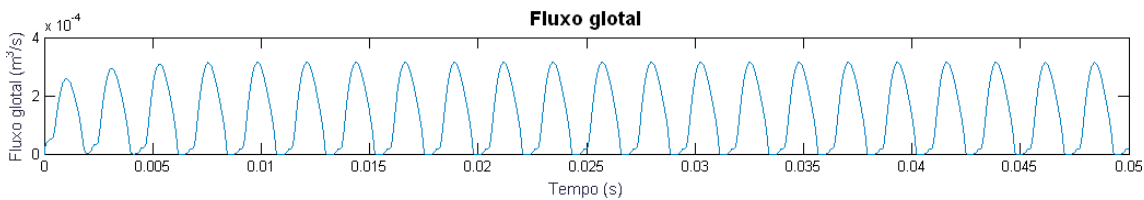
**Figura 67:** Forma de onda do Fluxo glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo I com emissão aguda.



**Figura 68:** Forma de onda do Fluxo glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo II com emissão aguda.



**Figura 69:** Forma de onda do Fluxo glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo III com emissão aguda.



**Figura 70:** Forma de onda do Fluxo glotal obtido pela simulação referente ao indivíduo IV com emissão aguda.

Para a simulação é importante ressaltar que os valores de pressão subglótica ( $P_s$ ) foram implementados no modelo IF72 como dados de entrada. Esses valores foram obtidos por meio da avaliação aerodinâmica para os quatro participantes da pesquisa.

A análise da forma de onda de  $U_g$  revela algumas características do comportamento vibratório das pregas vocais. Observando os gráficos e a tabela 5 que apresenta os valores reais de pressão subglotal para cada indivíduo, nota-se que a variação de pressão subglótica ( $P_s$ ) causa uma alteração nos valores de  $U_g$  e no deslocamento das massas.

Indivíduo	Sexo	Emissão	Fo simulação (Hz)	Valores reais de $P_s$ (Pa)
I	F	Habitual	238,7	574,7
I	F	Grave	195,3	1030,7
I	F	Aguda	494	1765,2
II	F	Habitual	206,6	1255,2
II	F	Grave	176	1069,9
II	F	Aguda	442,5	730,5
III	M	Habitual	176	1030,6
III	M	Grave	128,5	1068,9
III	M	Aguda	349,6	1255,2
IV	M	Habitual	206,6	1049,3
IV	M	Grave	164,7	1019,8
IV	M	Aguda	442,5	1265,6

**Tabela 8:** Valores de pressão subglótica ( $P_s$ ) reais implementados na simulação.

Essa diferença é vista em especial nos sujeitos II e IV que apresentam mesma frequência em emissão aguda 442Hz e valores de pressão subglótica diferentes. Ao observar os gráficos de fluxo glotal dos sujeitos II e IV nota-se diferença no valor de  $U_g$ . O indivíduo II apresenta valores menores que  $2 \times 10^{-4} \text{ m}^3/\text{s}$  e conseqüentemente menor valor de  $P_s$  que o participante IV que apresenta valor de  $U_g$  maior que  $2 \times 10^{-4} \text{ m}^3/\text{s}$  e maior valor de  $P_s$ .

O valor de  $P_s$  está intimamente ligado à variações de valores de  $F_0$  que pode aumentar se a pressão subglotal aumenta (Fernandes, 2004). Em qualquer registro vocal, o aumento na intensidade possui relação com aumento de  $P_s$ , que depende da quantidade do fluxo aéreo e adução das PPVV (Cruz, 2006)

#### 4.5 Análise do comportamento do modelo IF72 para variação dos parâmetros de massa e rigidez

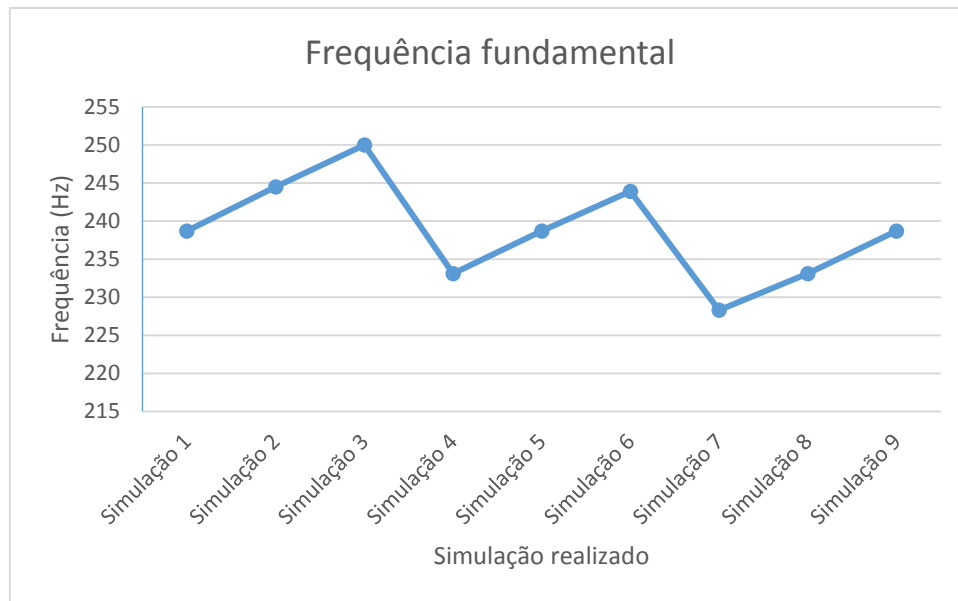
Utilizando a implementação proposta neste estudo o valor das massas  $M_1$  e  $M_2$  e das molas  $K_1$  e  $K_2$  do modelo IF72 foram alterados, com o intuito de se analisar o comportamento do modelo implementado, baseando-se em situações clínicas que promovem o aumento da massa, como no edema de Reinke, ou de rigidez como nos sulcos de PPVV.

Simulação	Parâmetros	Valor	Frequência Fundamental (Hz)	Deslocamento $M_1$ (kg)	Deslocamento $M_2$ (kg)
Simulação 1	Massa 1	5,30E-05	238,7	1,76E-04	1,45E-04
	Massa 2	5,30E-06			
	Rigidez 1	90			
	Rigidez 2	8			
Simulação 2	Massa 1	5,30E-05	244,5	1,69E-04	1,42E-04
	Massa 2	5,30E-06			
	Rigidez 1	94,5			
	Rigidez 2	8,4			
Simulação 3	Massa 1	5,30E-05	250	1,62E-04	1,38E-04
	Massa 2	5,30E-06			
	Rigidez 1	9,90E+01			
	Rigidez 2	8,80E+00			
Simulação 4	Massa 1	5,57E-05	233,1	1,75E-04	1,45E-04
	Massa 2	5,57E-06			
	Rigidez 1	9,00E+01			
	Rigidez 2	8,00E+00			
Simulação 5	Massa 1	5,57E-05	238,7	1,68E-04	1,41E-04
	Massa 2	5,57E-06			
	Rigidez 1	9,45E+01			
	Rigidez 2	8,40E+00			

Simulação 6	Massa 1	5,57E-05	243,9	1,62E-04	1,38E-04
	Massa 2	5,57E-06			
	Rigidez 1	9,90E+01			
	Rigidez 2	8,80E+00			
Simulação 7	Massa 1	5,83E-05	228,3	1,74E-04	1,44E-04
	Massa 2	5,83E-06			
	Rigidez 1	9,00E+01			
	Rigidez 2	8,00E+00			
Simulação 8	Massa 1	5,83E-05	233,1	1,68E-04	1,40E-04
	Massa 2	5,83E-06			
	Rigidez 1	9,45E+01			
	Rigidez 2	8,40E+00			
Simulação 9	Massa 1	5,83E-05	238,7	1,61E-04	1,37E-04
	Massa 2	5,83E-06			
	Rigidez 1	9,90E+01			
	Rigidez 2	8,90E+00			

**Tabela 9:** Valores de  $m_1$ ,  $m_2$ ,  $k_1$  e  $k_2$  para as diferentes simulações

Para esta análise as massas  $m_1$  e  $m_2$  foram modificadas em 5 e 10% do valor em emissão habitual original obtido para o indivíduo I, assim o valor da frequência fundamental e deslocamento máximo foram calculados. O valor da rigidez também foi variado simultaneamente para  $k_1$  e  $k_2$  para o mesmo indivíduo em emissão habitual, sofrendo também uma variação de 5 e 10% do valor original obtido pelo participante I, a frequência fundamental e deslocamento máximos também foram calculados para a variação dessas molas não lineares. A tabela 9 apresenta as variações propostas para massa e rigidez e suas possíveis combinações.

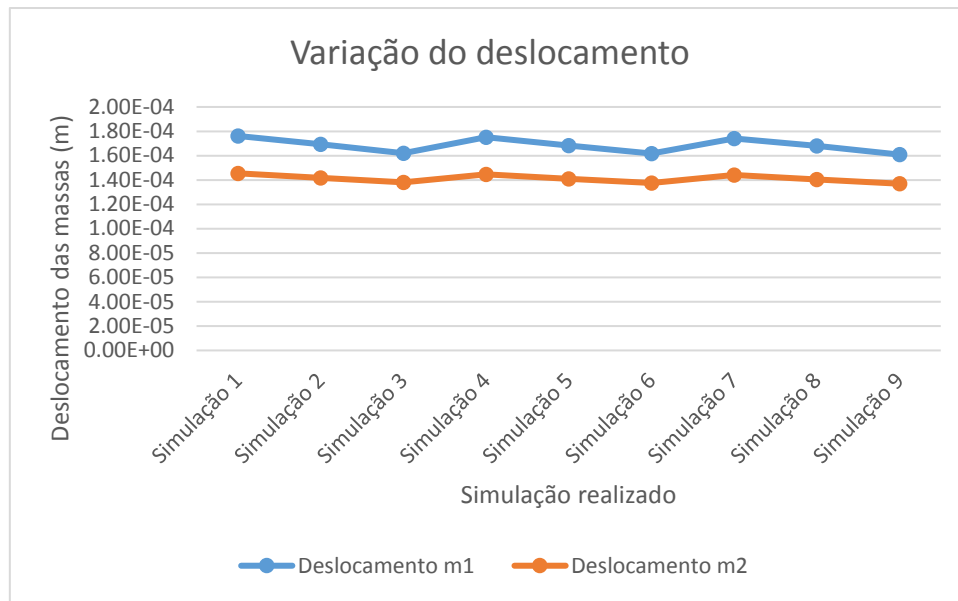


**Figura 71:** Variação de frequência fundamental para diferentes parâmetros

A simulação 1 representa a emissão habitual do indivíduo 1 sem nenhuma variação de  $m_1$ ,  $m_2$ ,  $k_1$  e  $k_2$ . Nas três primeiras simulações desta análise não ocorre variação no valor de massa, apenas no valor da rigidez. Para a simulação 2 a rigidez aumenta cerca de 5% do valor original e para a simulação 3 cerca de 10%. Nas três primeiras simulações a frequência fundamental apresenta um crescimento linear.

Para as simulações 4,5 e 6 ocorre um aumento de 5% do valor original das massas para cada simulação. Na simulação 4 a rigidez não sofre variação de valor mantendo-se o valor original do indivíduo 1. Na simulação 5 ocorre um aumento de 5% na rigidez e para a 6 há um aumento de 10% nas molas  $k_1$  e  $k_2$ . Ocorre uma descontinuidade de crescimento da frequência fundamental entre a simulação 3 e 4.

Em relação às simulações 7,8 e 9 percebe-se que a uma queda no valor de crescimento da frequência fundamental da simulação 6 para a 7. Na simulação 7,8 e 9 há um aumento de 10% do valor original do indivíduo 1 para as massas destas três simulações. Para a simulação 7 a rigidez apresenta valor original da emissão habitual do indivíduo 1. Para as simulações 8 e 9 ocorre um valor de 5% e 10% respectivamente para cada simulação.



**Figura 72:** Variação do deslocamento de  $m_1$  e  $m_2$ .

Observando o gráfico acima percebe-se que o deslocamento das massas  $m_1$  e  $m_2$  é menor quando ocorre aumento do valor da rigidez.

Essa variação na frequência fundamental gera uma mudança esperada, pois em um sistema massa mola ao aumentar os valores da massa a frequência fundamental apresenta uma diminuição em seu valor. Destas informações podemos fazer um paralelo com alterações de prega vocal como o edema de Reinke, e outras lesões de PPVV que geram aumento de massa, por edema do tecido mucoso, que são caracterizadas por qualidades vocais com F0 mais graves.

O comportamento da frequência fundamental variando valores de rigidez pode ser observado na Figura 73. Neste caso pode-se fazer um paralelo com alterações de prega vocal que causam uma elevação na frequência fundamental da voz, na presença de lesões que aumentam a rigidez da prega vocal, como o sulco de PPVV. Ao observar estes resultados verifica-se que este modelo pode ser ajustado para representar pregas vocais com alterações estruturais.

Modelagens em voz normal variando-se parâmetros como massa e rigidez é um passo fundamental para elucidar e testar como o mecanismo dessas fisiopatologias afetam a voz (Zhang et; al. ,2011).

Considerando-se os resultados obtidos na modificação do modelo de IF72 pode-se fazer uma analogia com algumas lesões de prega vocal como o edema de Reinke devido

sua alta prevalência em pacientes com queixas vocais (Melo ECM, Brito LL, Brasil OCO, Behlau M, Melo DM, 2001) e o sulco vocal por ser uma alteração estrutural mínima que compromete a túnica mucosa, causando insuficiência glótica, alteração de origem congênita que pode afetar a qualidade vocal desde a infância (Canto,2003).

O edema de Reinke é uma doença crônica da laringe, uma lesão difusa que acomete a camada superficial da lâmina própria da PPVV, possui uma coloração rosada. O edema causa um acúmulo de líquido e fluido que provoca um espessamento no tecido das PPVV. Esta lesão está relacionada ao uso abusivo da voz, e também a pessoas fumantes. Acomete indivíduos de ambos os sexos acima dos 45 anos. Indivíduos que apresentam esta lesão mesmo sendo do sexo feminino tem como característica uma voz grave e masculinizada. A qualidade vocal destes indivíduos é rouca e apresentam queda da frequência fundamental causando alterações de *pitch* (Behlau, 2001).

Ao aumentar os valores de massa para o modelo IF72 verificou-se que ocorreu uma diminuição da frequência fundamental. Em mulheres brasileiras a frequência fundamental média é de 205Hz (Behlau M, Pontes P, 1995)), e nos casos de mulheres em que há a presença de edema de Reinke, e conseqüente aumento da massa das pregas vocais em resposta ao extravasamento de líquido para os tecidos resultando em edema e hiperflacidez do tecido, os valores de frequência fundamental descritos na literatura situam-se entre 159,59 a 172,77 Hz (Gama ACC, Behlau M, 2009), comprovando o modelo IF72, onde o aumento da massa gera um abaixamento da frequência fundamental.

Ao modificar os valores das molas variando de forma a aumentar a rigidez observou-se um aumento da F0. Isso ocorre em alterações de prega vocal como o sulco de prega vocal. O sulco vocal é uma alteração estrutural mínima que decorre da invaginação longitudinal paralela as margens da prega vocal, que se estende ao longo da porção membranosa. Essa alteração compromete a túnica mucosa, sendo geralmente bilateral e assimétrica, afastando-se a borda superior da inferior, sendo esta última mais tensa. O sulco vocal provoca rigidez nas pregas vocais, dificultando a vibração das pregas vocais e perturbando sua amplitude. É uma lesão de origem congênita, vinda do curso do desenvolvimento da laringe do quarto e sexto arcos branquiais (Junqueira, 1999).

Histopatologicamente o sulco vocal está localizado no espaço de Reinke, camada superficial da lâmina própria, com aumento frequente das fibras colágenas ao redor da

lesão. A qualidade vocal depende do padrão de vibração da túnica mucosa e da extensão do sulco. A presença desta alteração pode causar disfonia não apenas pelo fechamento glótico insuficiente, mas também por causar distorção ou até ausência de movimento vibratório das pregas vocais, decorrente da rigidez da túnica mucosa (Behlau M, Pontes P, 1995).

## 5 CONCLUSÃO

---

A presente dissertação permitiu concluir:

- As respostas encontradas na implementação do modelo massa mola IF72 no MATLAB para diferentes frequências correlacionam-se com os achados clínicos relacionados à vibração das pregas vocais como os valores de frequência fundamental, quociente de velocidade e quociente de contato.
- As respostas da simulação relacionadas à área glotal apresentaram diferenças importantes que podem estar relacionadas aos procedimentos de análise da avaliação da videolaringoscopia de alta velocidade, e de diferenças nos padrões anatômicos dos indivíduos.
- Os valores de pressão subglótica implementados no modelo IF72 como dados de entrada mostraram por meio dos gráficos de fluxo glotal ( $A_g$ ) influencia no deslocamento das massas  $m_1$  e  $m_2$ , e nos valores referentes à  $A_g$ .
- O modelo implementado apresenta valores de fluxo glotal, área glotal, quociente de velocidade em conformidade com a literatura.
- O modelo implementado pode ser utilizado para se analisar o comportamento de diferentes lesões laríngeas que comprometem os aspectos de massa e rigidez das pregas vocais.
- A utilização de modelos matemáticos pode ser útil nos estudos das características de movimentação das pregas vocais, porém a dificuldade de obtenção de parâmetros reais para serem utilizados como dados de entrada nas simulações, causam importantes variações nos resultados.

## 5.1 Perspectiva de trabalhos futuros

- Utilizar o modelo implementado para simulação de diferentes alterações de PPVV, para obtenção de padrões vibratórios diferentes. Análises de padrões assimétricos de vibração das pregas vocais, pela presença de lesões unilaterais como pólipos e cistos; ou que causam variações na quantidade de túnica mucosa vibrante, como os edemas de Reinke e os sulcos, são importantes para analisarmos os impactos biomecânicos e vibratórios destas lesões.
- Estudar o comportamento vibratório das PPVV direcionado às técnicas vocais, por meio do modelo implementado, para analisar estratégias biomecânicas que favoreçam um melhor contato de borda livre das PPVV, ou uma melhor vibração destas estruturas.
- Utilização do modelo implementado para desenvolvimento de novas técnicas vocais, que propiciam um padrão vibratório, ou de contato das PPVV.
- Realizar a comparação do modelo matemático massa-mola implementado com respostas obtidas por outros métodos matemáticos, como por exemplo, de elementos finitos.
- Utilizar o modelo massa mola IF72 implementado como uma ferramenta didática usada por profissionais da área da saúde, com intuito de explorar os mecanismos anatomofisiológicos e biomecânicos da fonação normal e alterada, e analisar os impactos no processo de aprendizado.

## 6 BIBLIOGRAFIA

---

BARAVIEIRA PB, BRASOLOTTO AG, TSUJI DH, MONTAGNOLI AN. “*Utilização da videolaringoscopia de alta velocidade na análise da vibração das PPVV*”. Conferência Brasileira de Dinâmica, Controle e Aplicações 1 (único), 16-19. 2011.

BARAVIEIRA, P.B. “*Análise do padrão vibratório das pregas vocais com sujeitos com e sem nódulo vocal por meio da videolaringoscopia de alta velocidade*” Dissertação de mestrado em ciências. São Paulo. 2011.

BAKEN RJ. “*Electroglottography*”. J Voice. 6:98-110. 1992

BEHLAU, M. ” - *O melhor que Vi e Ouvi – Atualização em Laringe e Voz*”. Rio de Janeiro: Reventir. 1998 51-63p.

BEHLAU, M., PONTES, P. – “*Avaliação e Tratamento das Disfonias.*” São Paulo: Ed. Lovise, 1995. 164p

BONILHA HS, DELIYSKI DD. ” *Period and Glottal Width Irregularities in Vocally Normal Speakers*”. Journal of voice : official journal of the Voice Foundation. 2008;22(6):699-708. 2008.

CANTO, M.G.M. “*Sulco vocal: Considerações gerais sobre o tratamento.*” Revista CEFAC. 2003, 5:81-88.

CAMARGO, Z.A. ”*Análise da qualidade vocal de um grupo de indivíduos disfônicos: uma abordagem interpretativa e integrada de dados de natureza acústica, perceptiva e eletroglotográfica*”. Tese de doutorado. São Paulo: Pontifícia Universidade Católica de São Paulo, 2002.

COLTON, R.H. E COUTURE, E. G., “*Problems and pitfalls of eletroglottography.*” Journal of Voice, Vol. 4, no. 1,PP. 10-24, 1990.

COSTA JO, GAMA ACC, OLIVEIRA JB, REZENDE NETO AL. "Avaliação acústica e perceptivo-auditiva da voz nos momentos pré e pós-operatório da cirurgia de implante de pré-fáscia do músculo temporal." Revista CEFAC. 2008, 10 (1): 76-83 .

CHEN, G. KREIMAN, J. GERRATI, B.R. NEUBAUER, J. SHUE, Y.L. ALWAN, A. "Development of a glottal area index that integrates glottal gap size and open quotient" Acoustical Society of America. . 133 (3), March, 2013.

CHOPRA, ANIL K. "Dynamics of structure. Theory and applications to earthquake engineering". University of California at Berkeley. Fourth Edition. 2014.

CRUZ, T.L.B. "Estudo dos ajustes laríngeos e supra-laríngeos no canto dos contratenores: dados fibronasolaringoscópicos, vídeo-radioscópicos, eletroglotográficos e acústicos." Dissertação apresentada ao programa de pós-graduação em música UFMG. 2006.

DELIYSKI DD, PETRUSHEV PP, BONILHA HS, GERLACH TT, MARTIN HARRIS B, HILLMAN RE. "Clinical Implementation of Laryngeal High-Speed Videoendoscopy: Challenges and Evolution". Folia Phoniatria et Logopaedica. 2008;60(1):33-44. 2008.

F. ALIPOUR AND I. R. TITZE, "Elastic models of vocal fold tissues" J. Acoust. Soc. Am., vol. 90, pp. 1326–1331, 1991.

FERNANDES, P.A.F.P. "Modelo do sistema de produção de voz aplicável a detecção de anomalias nas cordas vocais". Dissertação submetida a pós graduação de Engenharia eletrotécnica. Universidade do Porto. 2004.

FLANAGAN, J. E LANDGRAF, L. "Self-oscillating source for vocal-tract synthesizers", IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics, 16, 57-64. 1968.

FUNG, Y.C. "Biomechanics. Mechanical Properties of Living Tissues" Second edition. Editor Springer. 1981.

GAMA ACC, BEHLAU MS. “*Estudo da constância de medidas acústicas de vogais prolongadas e consecutivas em mulheres sem queixa de voz e em mulheres com disfonia*”. Rev Soc Bras Fonoaudiol. 2009;14(1):8-14.

GRIFFITHS, DAVID F.;HIGHAM, DESMOND J. “*Numerical Methods for Ordinary Differential Equations: Initial Value Problems*”. 1 ed. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2010.

JUNQUEIRA, ROBERTA REIS ARANTES. “*Alterações estruturais mínimas da laringe: um diagnóstico diferencial*” Monografia apresentada ao CEFAC. Rio de Janeiro. 1999.

HENRICH, NATHALIE “*Etude de la source glottique en voix parl’ee et chant’ee: Mod’elisation et estimation, mesures acoustiques et eletroglottographiques, perception*”, These de doctorat de Luniversit’e e Paris 6, PHD Thesis, PP. 87-96, 2001.

IZDEBSKY K. “*Overpressure and breathiness in spastic dysphonia. An acoustic (LTAS) and perceptual study*”. Acta Otolaryngol. Mar-Apr;97(3-4):373-8. 1984.

HIRANO,M. “*Morphological structure of the vocal cords as vibrator and its variations*”. Folia Phoniatica, v. 26, p.89-94, 1974

HIRANO, M.; KAKITA, Y. “*Cover-bory theory of vocal cord vibration*”. In: Speech Science San Diego: 1985. P.1-46.

HIRANO, M. “*Phonosurgery: Basic and clinical investigations*”, Otologia (Fukuoka), 21, 239-240. 1975

HIRANO M, BLESS D. “*Exame Videoestroboscópico da Laringe*”. Porto Alegre: Editora Artes Médicas; 1997

KAKITA, Y.; HIRANO, M., OHMARU, K. “*Physical properties of vocal fold tissue: measurements on excised larynges*”. In: Stevens, K.N., Hirano, M. Vocal fold Physiology. University of Tokyo Press, Tokyo, 1981.

KASZUBA SM, GARRETT CG. “*Stroboscopedaryngoscopy and Laboratory Voice Evaluation*”. Otolaryngologic clinics of North America. 2007;40(5):991-1001

KELLEHER A JORDAN E. , SIEGMUND THOMAS, W. CHAN ROGER , ERIN A. HENSLEE. “*Optical measurements of vocal fold tensile properties: Implications for phonatory mechanics*” Journal of Biomechanics. 2011.

K. ISHIZAKA AND J.L. FLANAGAN, “*Synthesis of voiced sounds from a two mass model of the vocal cords*” Bell Syst. Tech. J., vol. 51, pp. 1233–1268,1972.

LALWANI, ANIL K. “*Otorrinolaringologia (Lange) - Diagnóstico e Tratamento*”. 3ª Edição.

LAUKKANEN, A.M. PULAKKA, H. ALKU, P. VILKMAN, E. HERTEGA, S. LINDESTAD, P. LARSSON, H. GRANQVIST, S.” *High-speed registration of phonation-related glottal area variation during artificial lengthening of the vocal tract*” Logopedics Phoniatrics Vocology.; 32: 157,164, 2007.

LUCERO J. C. , SCHOENTGEN, J. “*Smoothness of an equation for the glottal flow rate versus the glottal area*” Acoustical Society of America. Am. 137 (5), May 2015

MELO, E. C. M., BRITO, L. L., BRASIL, O. C. M., BEHLAU, M. MELO, D. M. “*Incidência de lesões laríngeas não neoplásicas em pacientes com queixas vocais.*” RevBras Otorrinolaringol. V.67, n.6, 788-94, nov./dez. 2001

MARTINS,R.H.G.; SILVA, R.; FERREIRA, D.M.; DIAS, N.H. “*Sulco vocal: provável etiologia genética. Relato de quatro casos em familiares.*” Revista Brasileira de Otorrinolaringologia. Vol.73, no.4 São Paulo. Julio/Agosto 2007

MCKINNEY, AMES C. “*The Diagnosis & Correction of Vocal Faults*” (Waveland Press 1994. 5ª Edição. United States.

MOURÃO A. M.; BASSI I. B. ; GAMA A.C.C.; “*Avaliação eletroglotográfica de mulheres disfônicas com lesão de massa*”. Rev. CEFAC vol.13 no.6 São Paulo Nov./Dec. 2011 Epub Sep 23, 2011.

OGATA, K. “*Modern Control Engineering*”. Prentice-Hall. 1997.

OLIVEIRA KV, FARIA BS, SILVA JPG, REIS C, GHIO A, GAMA ACC. “*Análise das medidas aerodinâmicas no português brasileiro por meio do método multiparamétrico de avaliação vocal objetiva assistida (eva)*”. Rev. CEFAC, São Paulo. 2011.

ORLIKOFF, R. F. “*Scrambled EGG: the use and abuses of electroglottography*”. Phonoscope, 1:37-53, 1988.

PERELLÓ, J. - “*Voz de Bandas Ventriculares.*” In: ed. - Alteraciones de la Voz. Barcelona, Editorial Científico-Médica, 1973. p. 161-71.

PULAKKA H., “*Analysis of Human Voice Production Using Inverse Filtering, High-Speed Imaging, and Electroglottograph*” Helsinki University of Technology, Dept. of Computer Science and Engineering, 2005.

RAO, S.” *Vibrações Mecânicas*”. Pearson Education, 2009.

RIEVES AL, HOFFMAN MR, JIANG JJ. “*Indirect estimation of laryngeal resistance via airflow redirection*”. Ann Otol Rhinol Laryngol. 2009; 118(2):124-30. 2009.

ROSA, M., PEREIRA, J., GRELLET, M. E ALWAN, A. “*A contribution to simulating a three-dimensional larynx model using the finite element model*”, The Journal of the Acoustical Society of America, 114, 2893-2905. 2003.

ROSA, M O.”*Modelagem da laringe: Da biologia ao computador*”. Rev. de Letras - Vol. 30 - 1/4 – São Paulo. jan. 2010/dez. 2011

SALOMÃO, G.L. “*Registros vocais no canto: Aspectos perceptivos, acústicos, aerodinâmicos e fisiológicos da voz modal e da voz falsete.*” Tese de doutorado em lingüística aplicada a estudos da linguagem. Pontifícia universidade Católica de São Paulo. São Paulo, 2008.

SATALOFF, ROBERT T., BENNINGER, MICHAEL S. “Comprehensive Textbook of Otolaryngology: Head & Neck Surgery Laryngology” Jaippee brothers medical publishers editor. Vol. 4. 2016

SHAW HS, DELIYSKI DD. “*Mucosal Wave: A Normophonic Study Across Visualization Techniques*”. Journal of voice : official journal of the Voice Foundation. 2008;22(1):23-33. 2008.

SLUYS, L. J. “*Wave Propagation, Localisation and Dispersion in Softening Solids*”. Tese (Doutorado) — Delft University of Technology, Delft, 1992.

STORY, B.H.; TITZE,I.R. “*Voice simulation with a body-cover model of the vocal folds*”. Journal Acoustical Society of America, v.97, n.2,p. 1249-1260, 1994.

TAO et al.: “*Extracting physiologically relevant parameters of vocal folds from HSV image series*” IEEE Transactions on biomedical engineering, VOL. 54, NO. 5, MAY 2007.

TSUJI, T.H. HACHIYA, A. DAJER, M.E. SHIKAWA, C.C. TAKAHASHI, M.T. MONTAGNOLI A.N. “*Improvement of Vocal Pathologies Diagnosis Using High-Speed Videolaryngoscopy*” International Archives of Otorhinolaryngology Vol. 18 No. 3/2014.

TITZE, I.R.; TALKIN, D.T. ” *A theoretical study of effects of various laryngeal configurations on the acoustics of phonation*”. Journal Acoustical Society of America, v. 66, n. 1, p. 60-74, jul.1979.

TITZE, I.R. “*Comments on the myoelastic-aerodynamic theory of phonation*”. J. Acoust. Soc. of Am. 23, 495–510. 1980.

TITZE, I. R. “*The human vocal cords: a mathematical model - part I*”, *Phonetica*, 28, 129-170. 1973.

TITZE, I. R. “*The human vocal cords: a mathematical model - part II*”, *Phonetica*, 29, 1-21. 1974.

TITZE, I. R. E TALKIN, D. “*A theoretical study of the effects of various laryngeal configurations on the acoustics of phonation*”, The Journal of the Acoustical Society of America, 66, 60-74. 1979.

TITZE, I.R.” *Parameterization of the glottal area, glottal flow, and vocal fold contact area*” J. Acoust. Soc. Am., Vol. 75, No. 2, February 1983.

TITZE, I. R. “*Principles of voice production*”. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1994

TITZE, I.R. *Signal Typing Workshop on acoustic voice analysis: Summary Statement*. Denver, Colorado: National Center for Voiced on Speech. Disponível em: <http://www.ncvs.org/freebooks/summary-statement.pdf>

VIEIRA, M. N., MCINNES, F. R., & JACK, M. A. “*Analysis of the effects of electroglottographic baseline fluctuation on the F0 estimation in pathological voices*”. Journal of the Acoustical Society of America 99, pp. 3171-3178. 1996.

VIEIRA, M.N.”*Automated Measures of Dysphonias and the Phonatory Effects of Asymmetries in the Posterior Larynx*””. EGG Assessment of Voice Disorders||. Ph.D. Thesis, University of Edinburgh. 1997.

YAN, Y. ; DAMROSE, E.; BLESS, D. “*Functional analysis of voice using simultaneous high-speed imaging and acoustic recordings.*” Journal of voice. V, 21. N,5. 2007.

ZHANG YU, MICHAEL F. REGNER, AND JACK J. JIANG. “*Theoretical modeling and experimental high-speed imaging of elongated vocal folds*”. Ieee Transactions on Biomedical Engineering, vol. 58, No. 10, october 2011.

---

# 7. ANEXOS

---

## 7.1 Script da implementação do modelo IF72

```
%% Script para implementação do modelo IF 72

%limpar e fechar todas as janelas
clear all
close all
clc

%Variaveis da simulção
% m1 = massa 1
% m2 = massa 2
% k0= rigidez inicial
% r= amortecimento
% u0= deslocamento inicial
% du0= velocidade inicial
% p0= forca inicial
% ddu0= aceleracao inicial
% delta_t= variacao de tempo

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Duração da simulação e step
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
delta_t=1e-05; %step
duracao=5000;
tempo_final=(delta_t)*duracao; %tempo de duração do calculo

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Dados de entrada
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%CONSTANTES
m1=5.3*10^(-5);%Kg
m2=5.3*10^(-6);%Kg
d1=1*10^(-3);%m %%%2.5
d2=0.5*10^(-3);%m
% k1=80;
k1=90;
k2=8;
kc=250;
Nk1=100;%
Nk2=100;%
Nh1=500;%
Nh2=500;%
L=16*10^(-2);
S=7.85*10^(-2);
ro=1.29;
A1=5*10^(-4);
Ag01=1.5*10^(-6);%m2 5cm2 artigo 0.15cm2
Ag02=1.5*10^(-6);
```

```

c=344;%m/s

mi=1.86*10^(-5);
Lg=1.4*10^(-2);%m

Ps=574.6697;%Pa --- 5.86 cm H2O

h1=3*k1;
h2=3*k2;

T=delta_t;

%metodo da aceleração media (beta=1/4 ; gama=1/2)
%metodo da aceleração linear (beta=1/6 ; gama=1/2)
beta=1/4;
gama=1/2;

%% Condiçãoe iniciais
%colocar valores iniciais na primeira posicao do vetor
x1(1)=0; %posição inicial da massa 1
x2(1)=0; %posição inicial da massa 2

dx1(1)=0; %velocidade inicial da massa 1
dx2(1)=0; %velocidade inicial da massa 2

F1(1)=0; %força inicial aplicada a massa 1
F2(1)=0; %força inicial aplicada a massa 2

delta_p1(1)=0;
delta_p2(1)=0;

SOMATORIO_Ug=0;

Ag1(1)=Ag01;
Ag2(1)=Ag02;

x1_min=(Ag01/(2*Lg));
x2_min=(Ag02/(2*Lg));

csi1=0.1;
csi2=0.6;
%%%%%%%%% Calculo da primeira interação com valores iniciais
%%%%%%%%%%%%%%
n=1;

%calcula o valor de amortecimento (r)
r1=2*csi1*sqrt(m1*k1);
r2=2*csi2*sqrt(m2*k2);

%calcula a força realizadas pelas molas de acordo com a posição das
massas
if (x1(n)>x1_min)
    s1=k1*(x1(n)+Nk1*x1(n)^3);
else

s1=k1*(x1(n)+Nk1*x1(n)^3)+((x1(n)+Ag01/2*Lg)+Nh1*(x1(n)+Ag01/2*Lg)^3);
end

```

```

if (x2(n)>x2_min)
s2=k2*(x2(n)+Nk2*x2(n)^3);
else

s2=k2*(x2(n)+Nk2*x2(n)^3)+((x2(n)+Ag02/2*Lg)+Nh2*(x2(n)+Ag02/2*Lg)^3);
end

%calcula a aceleração de acordo com a força, velocidade e posição da
massa
ddx1(1)=(F1(1)-r1*dx1(1)-s1)/m1;
ddx2(1)=(F2(1)-r2*dx2(1)-s2)/m2;

%%Calculo velocidade de volume Ug
%Calculo dos parametros variaveis
Rk1(n)=0;
Rk2(n)=0;
Rv1(n)=12*mi*Lg^(2)*d1/Ag01^3;
Rv2(n)=12*Lg^(2)*d2/Ag02^3;
L1=ro*L/(2*A1);
Lg1(n)=ro*d1/(Ag01);
Lg2(n)=ro*d2/(Ag02);
R1=(S/2*A1)*sqrt(ro*mi*(sqrt(k1/m1)/pi));
C1=L*A1/(ro*c^2);

%solver da equação de Ug
Ug(n)=0;

%% Calculo das forças para o próximo step de acordo com posição das
massas
if(x1(n)>x1_min && x2(n)>x2_min)
    Pm1=Ps-1.37*ro/(2)*(Ug(n)/(Ag1(n-1)))^(2)-
    0.5*(Rv1(n)*Ug(n)+(Lg1(n)/T)*(Ug(n)-Ug(n-1)));

    F1(n)=Pm1*Lg*d1;

    Pm2=Pm1-(0.5*(Rv1(n)+Rv2(n))*Ug(n)+(Lg1(n)+Lg2(n))*((Ug(n)-Ug(n-
1))/T))-0.5*ro*(Ug(n))^2*((1/(Ag02^2))-1/(Ag02^2));%%conferir se
Pm1 e P1 mesmo

F2(n)=Pm2*Lg*d2;
end

if(x1(n)<=x1_min && x2(n)>x2_min)
F1(n)=Ps*Lg*d1;

F2(n)=0;
end

if(x1(n)>x1_min && x2(n)<=x2_min)
F1(n)=Ps*Lg*d1;

F2(n)=Ps*Lg*d2;
end

if(x1(n)<=x1_min && x2(n)<=x2_min)
    F1(n)=Ps*Lg*d1;

    F2(n)=0;
end
end

```

```

%%% Calculo de coeficientes do método de Newmark
a1_1=m1/(beta*delta_t^2)+gama*r1/(beta*delta_t);
a2_1=m1/(beta*delta_t)+r1*(gama/beta-1);
a3_1=m1*(1/(2*beta)-1)+r1*delta_t*(gama/(2*beta)-1);

a1_2=m2/(beta*delta_t^2)+gama*r2/(beta*delta_t);
a2_2=m2/(beta*delta_t)+r2*(gama/beta-1);
a3_2=m2*(1/(2*beta)-1)+r2*delta_t*(gama/(2*beta)-1);

%%% Método de Newmark para massa 1 e 2
u_j_1(1)=x1(n);
fs_j_1(1)=s1;
p_chapeu_1(n+1)=F1(n)+a1_1*x1(n)+a2_1*dx1(n)+a3_1*ddx1(n);

u_j_2(1)=x2(n);
fs_j_2(1)=s2;
p_chapeu_2(n+1)=F2(n)+a1_2*x2(n)+a2_2*dx2(n)+a3_2*ddx2(n);

%Interação utilizando método de Newton - Rhapson
for j=1:6
    r_chapel_1(j)=p_chapeu_1(n+1)-fs_j_1(j)-a1_1*u_j_1(j);
    k_chapeu_j_1(j)=k1+a1_1;
    delta_u_j_1(j)=r_chapel_1(j)/k_chapeu_j_1(j);
    u_j_1(j+1)=u_j_1(j)+delta_u_j_1(j);
    fs_j_1(j+1)=s1+k1*(u_j_1(j+1)-x1(n));

    r_chapel_2(j)=p_chapeu_2(n+1)-fs_j_2(j)-a1_2*u_j_2(j);
    k_chapeu_j_2(j)=k2+a1_2;
    delta_u_j_2(j)=r_chapel_2(j)/k_chapeu_j_2(j);
    u_j_2(j+1)=u_j_2(j)+delta_u_j_2(j);
    fs_j_2(j+1)=s2+k2*(u_j_2(j+1)-x2(n));
end

%%% Gravando valor calculado do deslocamento para o próximo step
x1(n+1)=u_j_1(j);
x2(n+1)=u_j_2(j);

%%% Calculo de velocidade do próximo step
dx1(n+1)=gama/(beta*delta_t)*(x1(n+1)-x1(n))+(1-
gama/beta)*dx1(n)+delta_t*(1-gama/(2*beta))*ddx1(n);
ddx1(n+1)=1/(beta*delta_t^2)*(x1(n+1)-x1(n))-1/(beta*delta_t)*dx1(n)-
(1/(2*beta)-1)*ddx1(n);

%%% Calculo da aceleração do próximo step
dx2(n+1)=gama/(beta*delta_t)*(x2(n+1)-x2(n))+(1-
gama/beta)*dx2(n)+delta_t*(1-gama/(2*beta))*ddx2(n);
ddx2(n+1)=1/(beta*delta_t^2)*(x2(n+1)-x2(n))-1/(beta*delta_t)*dx2(n)-
(1/(2*beta)-1)*ddx2(n);

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Loop para calculo dos demais steps
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
for x=0:delta_t:tempo_final
n=n+1

%calcula o valor de amortecimento (r)
r1=2*csi1*sqrt(m1*k1);
r2=2*csi2*sqrt(m2*k2);

```

```

%%% Calculo de coeficientes do método de Newmark
a1_1=m1/(beta*delta_t^2)+gama*r1/(beta*delta_t);
a2_1=m1/(beta*delta_t)+r1*(gama/beta-1);
a3_1=m1*(1/(2*beta)-1)+r1*delta_t*(gama/(2*beta)-1);

a1_2=m2/(beta*delta_t^2)+gama*r2/(beta*delta_t);
a2_2=m2/(beta*delta_t)+r2*(gama/beta-1);
a3_2=m2*(1/(2*beta)-1)+r2*delta_t*(gama/(2*beta)-1);

%calcula a força realizadas pelas molas de acordo com a posição das
massas
if (x1(n)>x1_min)
    s1=k1*(x1(n)+Nk1*x1(n)^3);
else

s1=k1*(x1(n)+Nk1*x1(n)^3)+((x1(n)+Ag01/2*Lg)+Nh1*(x1(n)+Ag01/2*Lg)^3);
end

if (x2(n)>x2_min)
s2=k2*(x2(n)+Nk2*x2(n)^3);
else

s2=k2*(x2(n)+Nk2*x2(n)^3)+((x2(n)+Ag02/2*Lg)+Nh2*(x2(n)+Ag02/2*Lg)^3);
end

%%% Calculo de Ug
%calculo dos parâmetros variáveis

Ag1(n)=Ag01+2*Lg*x1(n);
Ag2(n)=Ag02+2*Lg*x2(n);
Rk1(n)=0.19*ro/Ag1(n)^2;
Rk2(n)=ro*(0.5-(Ag2(n)/A1)*(1-Ag2(n)/A1))/Ag2(n)^2;
Rv1(n)=12*mi*Lg^2*d1/Ag1(n)^3;
Rv2(n)=12*mi*Lg^2*d2/Ag2(n)^3;
L1=ro*L/(2*A1);
Lg1(n)=ro*d1/(Ag1(n));
Lg2(n)=ro*d2/(Ag2(n));
R1=(S/2*A1)*sqrt(ro*mi*(sqrt(k1/m1)/pi));
C1=L*A1/(ro*c^2);

%solver da equação de Ug
sUg=vpa(solve((Rk1(n)+Rk2(n))*abs(y)*y+(Rv1(n)+Rv2(n))*y+(Lg1(n)+Lg2(n))
*(y-Ug(n-1))/(T)+L1*(y-Ug(n-1))/(T)+R1*y+T/(C1)*SOMATORIO_Ug-Ps==0,
y));

if (length(sUg)>1)
for a=1:length(sUg)
ifsUg(a)>=0
ifsUg(a)>4*10^(-4)
Ug(n)=0;%%% antes tava o valor de treshhold
else
Ug(n)=sUg(a);
end
end
end
else
ifsUg>4*10^(-4)
Ug(n)=4*10^(-4);
else
Ug(n)=sUg;
end

```

```

end
end
clears Ug

%% Calculo das forças para o próximo step de acordo com posição das
massas
if (x1(n) > x1_min && x2(n) > x2_min)

    Pm1 = Ps - 1.37 * ro / (2) * (Ug(n) / (Ag1(n))) ^ (2) -
    0.5 * (Rv1(n) * Ug(n) + (Lg1(n)) * (Ug(n) - Ug(n-1)) / T);

    F1(n) = Pm1 * Lg * d1;

    Pm2 = Pm1 - (0.5 * (Rv1(n) + Rv2(n)) * Ug(n) + (Lg1(n) + Lg2(n)) * ((Ug(n) - Ug(n-
    1)) / T)) - 0.5 * ro * (Ug(n)) ^ 2 * ((1 / ((Ag2(n)) ^ 2)) - (1 / (Ag1(n)) ^ 2)); %%conferir
    se Pm1 e F1 mesmo

    F2(n) = Pm2 * Lg * d2;
end

if (x1(n) <= x1_min && x2(n) > x2_min)
    F1(n) = Ps * Lg * d1;

    F2(n) = 0;
end

if (x1(n) > x1_min && x2(n) <= x2_min)
    F1(n) = Ps * Lg * d1;

    F2(n) = Ps * Lg * d2;
end

if (x1(n) <= x1_min && x2(n) <= x2_min)
    F1(n) = Ps * Lg * d1;

    F2(n) = 0;
end

%% Método de Newmark para massa 1 e 2
%limpar variáveis já utilizadas
clear k_jr_chapeu k_chapeu_jdelta_u_ju_jfs_j
u_j_1(1) = x1(n);
fs_j_1(1) = s1;
p_chapeu_1(n+1) = F1(n) + a1_1 * x1(n) + a2_1 * dx1(n) + a3_1 * ddx1(n);

u_j_2(1) = x2(n);
fs_j_2(1) = s2;
p_chapeu_2(n+1) = F2(n) + a1_2 * x2(n) + a2_2 * dx2(n) + a3_2 * ddx2(n);

%Interação utilizando método de Newton - Rhapson
for j=1:4
    r_chapeu_1(j) = p_chapeu_1(n+1) - fs_j_1(j) - a1_1 * u_j_1(j);
    k_chapeu_j_1(j) = k1 + a1_1;
    delta_u_j_1(j) = r_chapeu_1(j) / k_chapeu_j_1(j);
    u_j_1(j+1) = u_j_1(j) + delta_u_j_1(j);
    fs_j_1(j+1) = s1 + k1 * (u_j_1(j+1) - x1(n));

    r_chapeu_2(j) = p_chapeu_2(n+1) - fs_j_2(j) - a1_2 * u_j_2(j);

```

```

k_chapeu_j_2(j)=k2+a1_2;
delta_u_j_2(j)=r_chapeu_2(j)/k_chapeu_j_2(j);
    u_j_2(j+1)=u_j_2(j)+delta_u_j_2(j);
    fs_j_2(j+1)=s2+k2*(u_j_2(j+1)-x2(n));
end

x1(n+1)=u_j_1(j);
x2(n+1)=u_j_2(j);

%%% Calculo de velocidade do próximo step
dx1(n+1)=gama/(beta*delta_t)*(x1(n+1)-x1(n))+(1-
gama/beta)*dx1(n)+delta_t*(1-gama/(2*beta))*ddx1(n);
ddx1(n+1)=1/(beta*delta_t^2)*(x1(n+1)-x1(n))-1/(beta*delta_t)*dx1(n)-
(1/(2*beta)-1)*ddx1(n);

%%% Calculo da aceleração do próximo step
dx2(n+1)=gama/(beta*delta_t)*(x2(n+1)-x2(n))+(1-
gama/beta)*dx2(n)+delta_t*(1-gama/(2*beta))*ddx2(n);
ddx2(n+1)=1/(beta*delta_t^2)*(x2(n+1)-x2(n))-1/(beta*delta_t)*dx2(n)-
(1/(2*beta)-1)*ddx2(n);
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Preparar graficos de saida
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
tempo1=0:T:tempo_final+2*T;
tempo2=0:T:tempo_final+T;

figure
subplot(3,1,1);
plot(tempo2,Ug);
title('Fluxoglotal')

subplot(3,1,2);
plot(tempo2,F1,'b',tempo2,F2,'g');
title('Forças nas massas (F1 - azul / F2 - verde)')

%% preparar linha de x minimo
for n=1:length(tempo1)
linha_x_min(n)=x1_min;
end

subplot(3,1,3);
plot(tempo1,x1,'b',tempo1,x2,'g',tempo1,linha_x_min);
title('Movimento das massas (x1 - azul / x2 - verde)')

```