



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CAMPUS FLORIANÓPOLIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

Guilherme Zanotelli Bolfe

Estudo da geração de voz em pacientes laringectomizados totais a partir de um modelo discreto do segmento faringoesofágico

Florianópolis
2019

Guilherme Zanotelli Bolfe

Estudo da geração de voz em pacientes laringectomizados totais a partir de um modelo discreto do segmento faringoesofágico

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do título de mestre em Engenharia Mecânica.
Orientador: Prof. Andrey Ricardo da Silva, Ph.D

Florianópolis
2019

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

Bolfe, Guilherme Zanotelli

Estudo da geração de voz em pacientes laringectomizados totais a partir de um modelo discreto do segmento faringoesofágico / Guilherme Zanotelli Bolfe ; orientador, Andrey Ricardo da Silva, 2019.

82 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Florianópolis, 2019.

Inclui referências.

1. Engenharia Mecânica. 2. Vibrações e Acústica. 3. Laringectomia total. I. da Silva, Andrey Ricardo. II. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica. III. Título.

Guilherme Zanotelli Bolfe

Estudo da geração de voz em pacientes laringectomizados totais a partir de um modelo discreto do segmento faringoesofágico

O presente trabalho em nível de Mestrado foi avaliado e aprovado por banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof. Arcanjo Lenzi, Ph.D.
Universidade Federal de Santa Catarina

Olavo Mecias da Silva Júnior, Dr.
Universidade Federal de Santa Catarina

Certificamos que esta é a **versão original e final** do trabalho de conclusão que foi julgado adequado para obtenção do título de mestre em Engenharia Mecânica.

Prof. Jonny Carlos da Silva, Dr.
Coordenador do Programa

Prof. Andrey Ricardo da Silva, Ph.D
Orientador

Florianópolis, 05 de Setembro de 2019.

AGRADECIMENTOS

À Deus, a fé nos reaproximou e senti ainda mais sua presença, que nos momentos difíceis me direcionou e deu forças para continuar.

Ao meu orientador Andrey, gratidão pela oportunidade e ensinamentos compartilhados. Seu incentivo e persistência foram fundamentais para que este trabalho pudesse ser concluído.

Aos meus pais Jucirlei e Mauro, meus primeiros orientadores na vida e pilares de minha formação como ser humano, agradeço pelo suporte emocional, financeiro e principalmente pelo amor e paciência durante toda fase.

À minha namorada Ana Paula pelo companheirismo, força motivacional e amor nos mínimos detalhes dedicados a mim.

Aos meus amigos e colegas de trabalho, Vinicius Bonini, Andressa Otto, Gleidson Martins, Sergio Aguirre, Fernando Tanaka, André Tourinho, Wagner Souza e Matheus Veloso por toda troca de ideias, experiências e dúvidas.

Ao PosMEC e a todos os professores do LVA, pela excelente formação dada.

A todas as outras pessoas que direta ou indiretamente colaboraram com este trabalho.

*“A persistência é o menor caminho do êxito.”
(Charles Chaplin)*

RESUMO

A laringectomia é a praxe para o tratamento de tumores em estágio avançado na laringe. O procedimento consiste na remoção total do órgão, tendo como consequência mais drástica a perda da capacidade de fala do paciente. Neste contexto, uma das formas mais efetivas de reconstituição da voz consiste utilizar uma parcela do esôfago, conhecida como segmento faringoesofágico, como nova fonte de voz em substituição das pregas vocais. No entanto, pouco se sabe sobre o comportamento dinâmico e vibratório deste sistema. O presente trabalho procura investigar as características vibratórias do segmento faringoesofágico a partir de modificações realizadas em um modelo baseado em parâmetros concentrados presente na bibliografia. Dentre as modificações, incluem-se a criação de uma força de ancoragem adicional para cada elemento oscilante, a implementação de um método alternativo para o cômputo da força de excitação e a condução de um processo de otimização que permite definir parâmetros do sistema, como rigidezes e amortecimentos, a partir de dados experimentais da onda esofágica, obtidos pelo sinal da voz falantes laringectomizados. Para investigar a influência do trato vocal no comportamento vibratório do segmento faringoesofágico, acoplou-se um filtro à jusante do modelo a fim de representar alguns registros vocálicos comuns do processo de fonação. Observou-se que o modelo resultante é capaz de reproduzir sinais da voz com semelhança variante entre 49% e 99% quando comparado com sinais reais. Os resultados sugerem que o modelo proposto pode capturar características importantes do processo de produção de voz de pacientes laringectomizados, além de fornecer uma ferramenta interessante para a investigação de fenômenos fundamentais associados a este tipo de voz.

Palavras-chave: voz traqueoesofágica. modelo de parâmetros concentrados. segmento faringoesofágico.

ABSTRACT

The laryngectomy is a practice for the treatment of advanced laryngeal tumors. The procedure consists of total removal of the organ, resulting, having as the most drastic consequence the loss of speech ability of the patient. In this context, one more effective way of the voice reconstruction consists of using a portion of the esophagus, known as the pharyngoesophageal segment, as a new source of voice to replace the vocal folds. However, there is not enough knowledge about the dynamic and vibratory behavior of this system. The present work seeks to investigate the vibratory characteristics of the pharyngoesophageal segment from modifications made to a model based on concentrated parameters present in bibliography. Modifications include the creation of an extra anchoring force for each oscillating element, the implementation of an alternative method for the computation of the excitation force and conducting an optimization process that allows the user to define system parameters, such as stiffening and damping, from experimental esophageal wave data obtained by laryngectomized speaking voice signals. To investigate the influence of the vocal tract on the vibratory behavior of the pharyngoesophageal segment, a filter was attached downstream of the model to represent some common vocalic records of the phonation process. It was observed that the resulting model is capable of reproducing voice signals with variant similarity between 49% and 99% when compared to real signals. The results suggest that the proposed model may capture important characteristics of the voice production process of laryngectomized patients, besides providing an interesting tool for the investigation of fundamental phenomena associated with this type of voice..

Keywords: tracheoesophageal voice. lumped element model. segment pharyngo esophageal.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Estrutura anatômica do aparelho fonador antes e depois da laringectomia total.	14
Figura 2 – Esquema da localização da prótese traqueoesofágica.	15
Figura 3 – Visão superior do esfíncter que forma o segmento faringoesofágico. As linhas brancas representam o contorno de abertura do segmento.	17
Figura 4 – Circuito que representa a analogia eletroacústica da produção de voz.	19
Figura 5 – Modelo das cordas vocais de uma massa.	20
Figura 6 – Representação da variação da PV de convergente, lado esquerdo da imagem, para divergente, parte direita.	21
Figura 7 – Modelo das cordas vocais de uma massa proposto por Yu e Adachi.	22
Figura 8 – Representação do modelo das PV de uma massa e dois graus de liberdade proposto por Awrejcewicz (1990).	23
Figura 9 – Representação do modelo de PV proposto por Ishizaka e Flanagan. À esquerda, um corte longitudinal apresenta a contração da traqueia para a PV, a configuração ao longo da PV e a súbita expansão para o TV. À direita, um corte transversal para expor a área de efetiva da PV.	25
Figura 10 – Comparação entre a geometria de uma PV real (à esquerda) e sua representação através do modelo multi-massas (à direita). a) Vista transversal; b) Vista coronal.	29
Figura 11 – Representação da disposição das massas que da lateral direita no modelo de Wong <i>et al.</i> (1991)..	30
Figura 12 – a) Representação gráfica da disposição das massas no modelo proposto por Schwarz, Huttner <i>et al.</i> (2011). b) Representação simplificada da prega vocal, em vista transversal.	31
Figura 13 – Configuração tridimensional do modelo de PV proposto por Yang, Lohscheller <i>et al.</i> (2010).	32
Figura 14 – Redistribuição dos elementos oscilantes para o início do processo de otimização.	35
Figura 15 – Representação da disposição das massas no modelo PE-MMM.	37
Figura 16 – Representação do diagrama de corpo livre para um elemento oscilante. (a) vista lateral e (b) vista frontal.	38
Figura 17 – Definição gráfica dos vetores unitários $u_{2,i}^a$ e $u_{2,i}^v$ para elemento de massa $m_{2,i}$. $u_{2,i+1}^l$ e $u_{2,j-1}^l$ representam o acoplamento lateral ao elemento seguinte e anterior, respectivamente.	40
Figura 18 – Movimento do modelo do SFE ao longo de um cliço de oscilação. a) Força de ancoragem $F_{s,i}^A$ de Schwarz, Huttner <i>et al.</i> (2011) . b) Força de ancoragem $F_{s,i}^A$ proposta pelo autor. Fonte: elaborado pelo Autor.	41

Figura 19 – Definição gráfica da força de colisão que ocorre entre a massa $m_{s,i}$ e os elementos de ligação de duas massas opostas $m_{s,j}$ e $m_{s,j+1}$. Fonte: Adaptado de Schwarz.	43
Figura 20 – Definição gráfica do comprimento lateral efetivo w_i e do vetor unitário que representa a direção da força de excitação $u_{s,i}^d$. Fonte: Schwarz	45
Figura 21 – Distribuição da pressão nas bordas das massas que compõem um elemento oscilante. Fonte: Adaptado de Kob	46
Figura 22 – Representação da configuração inicial do modelo desenvolvido . . .	49
Figura 23 – Pressão responsável por excitar o modelo. A curva tracejada representa a pressão P do método simplificado. A curva contínua representa $P_{1,m}$, presente no método detalhado.	50
Figura 24 – Fluxo de volume ao longo do SFE.	51
Figura 25 – Gráfico da variação da área do primeiro anel de massas, ao longo do tempo.	51
Figura 26 – Magnitude da transformada de Fourier da pressão.	52
Figura 27 – Fluxograma do processo de otimização.	56
Figura 28 – A linha contínua representa a área de abertura do esfíncter superior do SFE obtida de forma experimental. Já a linha tracejada representa a curva obtida pelo modelo de Hüttner et al. Fonte: Huttner et al. . .	57
Figura 29 – Comparação entre o resultado obtido pelo modelo desenvolvido (linha contínua) e o utilizado como referência (linha tracejada). Caso 1.	58
Figura 30 – Comparação entre o resultado obtido pelo modelo desenvolvido (linha contínua) e o utilizado como referência (linha tracejada). Caso 2.	59
Figura 31 – Comparação entre o resultado obtido pelo modelo desenvolvido (linha contínua) e o utilizado como referência (linha tracejada). Caso 3.	59
Figura 32 – Espectro da pressão sonora. Caso 1	60
Figura 33 – Espectro da pressão sonora. Caso 2	60
Figura 34 – Espectro da pressão sonora. Caso 3	61
Figura 35 – Fluxo de volume determinado pelo modelo desenvolvido (linha contínua) e o utilizado como referência (linha tracejada).	62
Figura 36 – Espectro da transformada de Fourier da curva de referência e da curva simulada.	62
Figura 37 – Fluxo de volume determinado pelo modelo desenvolvido (linha contínua) e o utilizado como referência (linha tracejada).	63
Figura 38 – Espectro de frequência da oscilação da PV.	64
Figura 39 – Representação dos sistemas do SFE e TV acoplados.	66

Figura 40 – Representação gráfica para a geometria do TV. a) Área da vogal "a"; b) Área da vogal "i".	68
Figura 41 – Resultados da simulação do com TV acoplado. a) Fluxo de volume; b) Pressão atuante no SFE; c) Área de abertura do SFE.	70
Figura 42 – Resultados da simulação do com TV acoplado. a) Fluxo de volume; b) Pressão atuante no SFE; c) Área de abertura do SFE.	71
Figura 43 – Resultados da simulação do com TV acoplado. a) Fluxo de volume; b) Pressão atuante no SFE; c) Área de abertura do SFE.	72
Figura 44 – Resultados da simulação do com TV acoplado. a) Fluxo de volume; b) Pressão atuante no SFE; c) Área de abertura do SFE.	73

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Valores dos parâmetros mecânicos iniciais para a simulação do SFE. Fonte: Adaptado de Hüttner et al.	49
Tabela 2 – Espaço de otimização de cada variável utilizada no AG. Fonte: elaborado pelo Autor.	55
Tabela 3 – Variáveis do trato vocal no domínio da frequência. Fonte: Adaptado de Sondhi e Schroeter.	69
Tabela 4 – Influência do TV na frequência natural de oscilação. Fonte: elaborado pelo Autor.	69

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	TIPOS DE FONAÇÃO HUMANA	13
1.2	OBJETIVOS	16
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	17
2.1	MODELOS DE PARÂMETROS CONCENTRADOS DAS PREGAS VOCAIS	18
2.1.1	Modelos de um elemento oscilante	19
2.1.2	Modelos de dois elementos oscilantes	24
2.1.3	Modelos concentrados com múltiplas massas	28
2.2	MODELOS DE PARÂMETROS CONCENTRADOS DO SEGMENTO FARINGOESOFÁGICO (SFE)	33
3	MODELO DO SEGMENTO FARINGOESOFÁGICO BASEADO EM PARÂMETROS AGREGADOS	36
3.1	DESCRIÇÃO DO MODELO IMPLEMENTADO	36
3.1.1	Força de ancoragem	38
3.1.2	Força de acoplamento vertical	41
3.1.3	Força de acoplamento lateral	42
3.1.4	Força de colisão	43
3.1.5	Força de excitação	44
3.1.5.1	Forma simplificada da força de excitação	44
3.1.5.2	Forma detalhada da força de excitação	46
3.2	PARÂMETROS INICIAIS DO MODELO AGREGADO DO SFE	48
4	OTIMIZAÇÃO DO MODELO AGREGADO	53
4.1	PARÂMETROS OTIMIZADOS	53
4.2	PROCEDIMENTO DE OTIMIZAÇÃO	54
4.3	RESULTADOS OBTIDOS COM A OTIMIZAÇÃO DO SISTEMA	56
4.3.1	Resultados obtidos a partir de curvas que representam a área de abertura do SFE	57
4.3.2	Resultado a partir do fluxo de volume	61
5	EFEITO DA CARGA ACÚSTICA NO COMPORTAMENTO DO SFE	65
5.1	MODELO DO TRATO VOCAL	65
5.1.1	Matriz de transferência do TV	65
5.1.2	Interação entre os sistemas do SFE e TV	67
5.1.3	Influência causada pelo TV	67
6	CONCLUSÕES	75
	REFERÊNCIAS	76

1 INTRODUÇÃO

1.1 TIPOS DE FONACÃO HUMANA

A capacidade de comunicação oral é um dos instrumentos mais importantes para a interação humana (I. TITZE, 2000). Através da fala, o ser humano é capaz de expressar seus desejos, sentimentos, pensamentos e necessidades básicas. Doenças genéticas ou adquiridas no aparelho fonador acarretam em graves consequências sociais, afetivas e profissionais aos indivíduos prejudicados.

No processo de fonação laríngea, os pulmões são a fonte energética que produz um fluxo de ar que passa pela traqueia e chega a laringe excitando as pregas vocais (PV) para que vibrem. Ou seja, transforma o jato de ar vindo dos pulmões em pulsos, que serão determinantes para caracterizar a frequência natural da voz e seus harmônicos (ANDRADE, 2013). A energia sonora advinda da PV é direcionada para o trato vocal (TV) onde é filtrada acusticamente. Por sua vez, o TV é constituído por toda a cavidade bucal e nasal, tendo como resultado o som que conhecemos por voz.

Deste modo, é possível observar que o correto funcionamento do sistema exposto acima está diretamente ligado à qualidade vocal e de vida, de tal forma que alterações nesta estrutura podem gerar um trauma emocional tão grande nos seres humanos que acabam se sentindo incapacitados socialmente (MORAES *et al.*, 2008).

A principal doença que acarreta danos nessa região é a neoplasia maligna, também chamada de câncer de laringe. Este representa cerca de 2% de todas as doenças malignas e 25% dos tumores malignos na região da cabeça e pescoço. Para os anos do biênio 2018/2019 o INCA (Instituto Nacional de Câncer) estima que o número de casos no Brasil seja de 7670 dos quais 6390 homens e 1280 mulheres (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2017).

A principal causa do câncer de laringe é o uso do tabaco de forma abusiva, sendo a situação agravada quando o mesmo é combinado com o consumo frequente de álcool (PAPADAS *et al.*, 2010).

Quando tratamentos terapêuticos não são suficientes, é necessária a intervenção cirúrgica. Tal procedimento, denominado laringectomia, é necessário em aproximadamente 35% dos casos de pacientes diagnosticados com câncer nesse órgão (VERKERKE; THOMSON, 2014). Apesar do bom prognóstico clínico, este procedimento gera consequências infelizes ao paciente, especialmente ao aparelho fonador, uma vez que as PV, principais responsáveis pela geração sonora da voz, são extraídas pela cirurgia.

Com a ausência da laringe, o segmento que liga a traqueia ao TV é bloqueado para evitar a passagem de alimentos e muco do TV para as vias respiratórias inferiores. Neste caso um orifício no pescoço (traqueostoma) é realizado, a fim de possibilitar a respiração do paciente. A Figura 1 apresenta um esquema da estrutura anatômica de

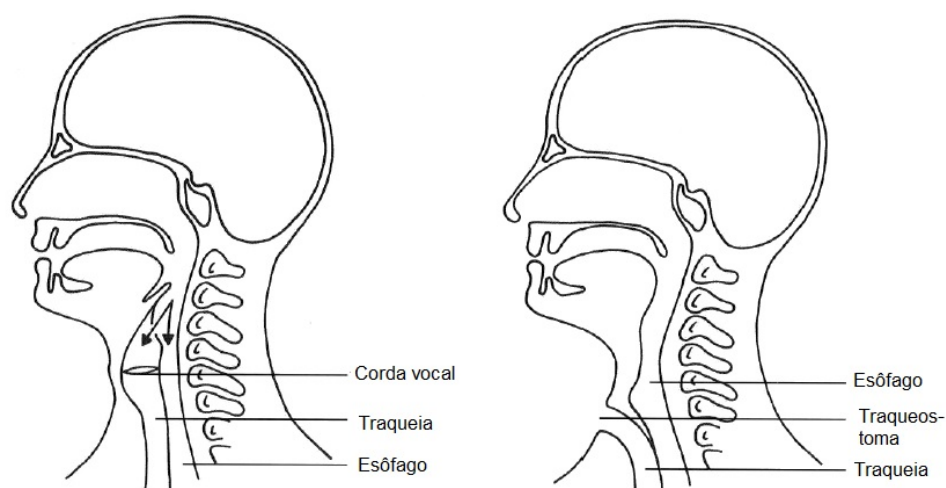


Figura 1 – Estrutura anatômica do aparelho fonador antes e depois da laringectomia total. Fonte: adaptado de Corina J van As (2001).

um paciente antes e depois da laringectomia.

Após a laringectomia, a recuperação da capacidade de produção de voz inteligível é feita basicamente de três formas: laringe eletrônica ou eletrolaringe, voz esofágica e voz traqueoesofágica.

A laringe eletrônica é um vibrador eletrodinâmico acionado por bateria, ou pilha, que induz a vibração forçada dos tecidos do pescoço. O som produzido pela vibração do tecido é transmitido até o TV, o qual possibilita a articulação dos fonemas para a produção da voz. Esta forma de produção de voz demanda pouco tempo de treinamento e de esforço do paciente durante a reabilitação. Entretanto, o valor de aquisição, a necessidade do uso de uma das mãos para conduzir o aparelho até a garganta e a característica de voz antinatural sem entonações torna-o pouco atrativo. Além disso, a voz produzida pela laringe eletrônica possui uma baixa quantidade de energia acústica e não possibilita a articulação de fonemas plosivos e fricativos (som de P, T, S e F, por exemplo) que dependem da geração aerodinâmica.

Para a emissão da voz esofágica, é necessário a deglutição de ar para o estômago e região inferior do esôfago, que ao ser expulso faz vibrar as paredes do segmento faringoesofágico (SFE), produzindo som inteligível. As vantagens deste método consistem em não exigir manutenção nem a utilização da mão no processo de fonação. Além disso, não exige intervenções adicionais no processo de laringectomia. Suas desvantagens estão ligadas ao longo tempo para reaprendizagem do falar e uma curta autonomia de fala, pois a quantidade de ar armazenado no esôfago é pequena, cerca de 80 cm, limitando a vibração dos tecidos por pequenos intervalos de tempo (VAN DEN BERG; MOOLENAAR-BIJL, 1959). Além disso, apenas uma pequena porcentagem da população laringectomizada consegue desenvolver a voz esofágica. Menezes *et al.* (2012) citam que no Setor de Reabilitação Fonoaudiológica a pacientes onco-

lógicos de Cabeça e Pescoço do Hospital Central da Irmandade da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo (HC-ISCMSP), este valor é de 31%.

O último método baseia-se na implantação de uma válvula, denominada prótese traqueoesofágica. Como descrito por Singer e Blom (1980), a prótese de silicone é introduzida entre a traqueia e o esôfago, como ilustra a Figura 2. Esta válvula é de uma única via, ou seja, só permite a passagem de ar da traqueia para o esôfago, evitando a passagem de material digestivo e mucosa para a traqueia.

A prótese traqueoesofágica foi desenvolvida para tentar melhorar a fluência da fala do laringectomizado total, uma vez que, com o traqueostoma fechado o fluxo de ar advindo dos pulmões que passa pela prótese é direcionado ao SFE, tornando sua vibração mais duradoura e proporcionando, assim, uma voz mais fluente que a voz esofágica (Figura 2). Em termos de recuperação da produção de som inteligível, este é o método que encontra o maior sucesso na reabilitação da voz após a laringectomia. Entre 73 e 90% dos pacientes que utilizam a prótese conseguem produzir voz inteligível (SINGER; BLOM, 1980; COUL *et al.*, 2000). Entretanto, o alto custo individual e a necessidade de trocas periódicas torna o método de grande limitação no Brasil.

Com base na grande importância da voz ao ser humano e no limitado conhecimento que ainda se tem sobre a produção de voz traqueoesofágica é que se propõe este trabalho. Espera-se que o mesmo auxilie no entendimento da contribuição de parâmetros como rigidez, inércia e amortecimento na produção de voz. Além disso, que o trabalho forneça informações úteis na definição dos procedimentos cirúrgicos durante a laringectomia, tal que a vibração do tecido esofágico seja facilitada durante a passagem de ar.

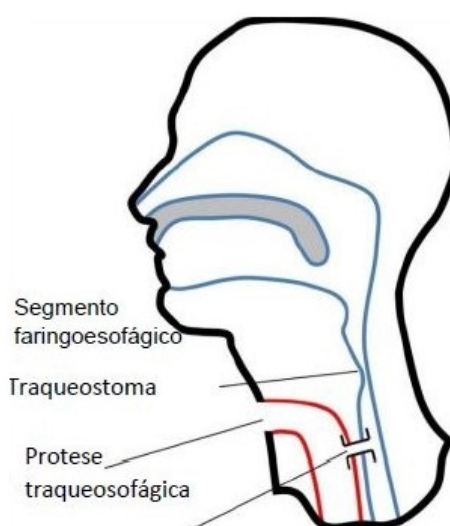


Figura 2 – Esquema da localização da prótese traqueoesofágica. Fonte: Adaptado de Byron D Erath e Hemsing (2016).

1.2 OBJETIVOS

Este trabalho tem como objetivo geral aperfeiçoar um modelo vibracional do segmento esofágico baseado em parâmetros agregados para auxiliar no entendimento do mecanismo de auto-oscilação desse sistema e seu papel na produção da voz. Como objetivos específicos tem-se:

- Implementar um modelo de parâmetros concentrados em Linguagem Matlab, utilizando como referência um modelo já existente proposto por Schwarz, Huttner *et al.* (2011);
- Otimizar os parâmetros mecânicos (inercia, rigidez, amortecimento etc.) de forma que o modelo possa reproduzir uma onda esofágica real, obtida experimentalmente;
- Investigar o papel das reflexões acústicas do trato vocal na dinâmica do segmento faringoesofágico.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Como visto no Capítulo 1 a fala é, sem dúvidas, a base do conhecimento e da capacidade de aprendizado que caracteriza o intelecto humano. Desta forma, é imprescindível que estudos para melhor compreender seu funcionamento sejam desenvolvidos. Como o responsável primário da produção da voz neste trabalho é o SFE é interessante verificar uma breve revisão da sua composição.

Após o procedimento de laringectomia total, onde toda seção da laringe é removida, há uma reconstrução da parte que liga a porção inferior da faringe ao início do esôfago. Esta porção que encontra-se na região do pescoço é denominada segmento faringoesofágico (SFE). Na literatura são encontrados outros termos sinônimos como esfíncter esofágico superior (LANG, 2006; BÚA *et al.*, 2016), esfíncter faringoesofágico (HALL, 2015) e neo-glote (Corina J van AS, 2001).

Esta região apresenta em seu início um esfíncter, denominado esfíncter superior (Figura 3), que tem como principal função selecionar e permitir a passagem de comida ao engolir e impedir a passagem de ar da faringe para o esôfago ou o refluxo do esôfago para a faringe (SINGH; HAMDY, 2005). Também é caracterizada por ser uma estrutura em forma de conduto de secção transversal irregular com paredes flexíveis composta em partes por tecido mucoso e muscular. O SFE normalmente permanece contraído graças à ação dos músculos constritor inferior da faringe, músculo cricofaríngeo e músculo esofágico cervical. Dentre estes o que apresenta maior função na fala é o Cricofaríngeo (LANG, 2006).

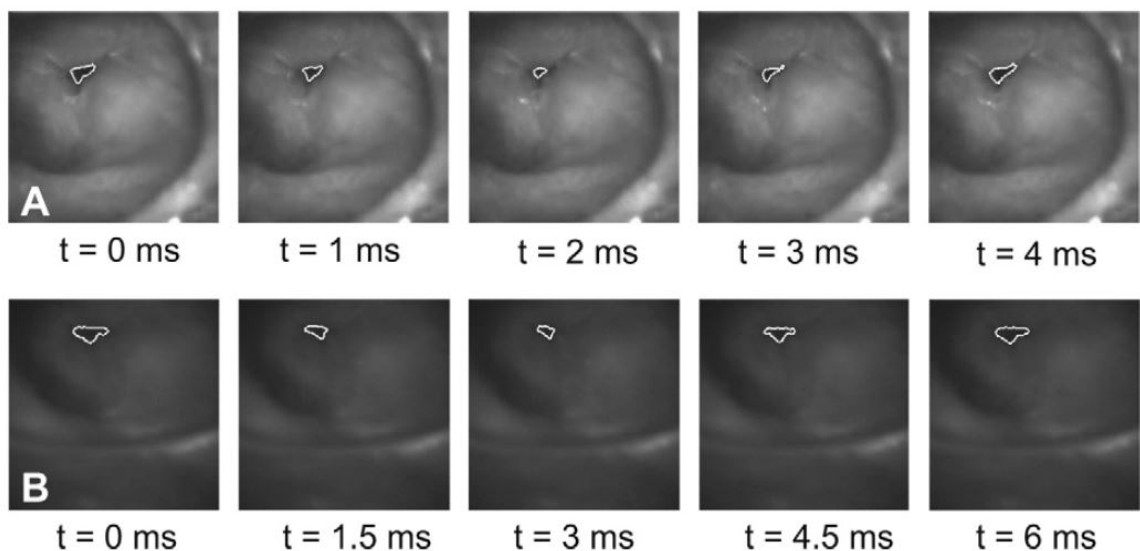


Figura 3 – Visão superior do esfíncter que forma o segmento faringoesofágico. As linhas brancas representam o contorno de abertura do segmento. Fonte: Stiglmayr *et al.* (2008).

Além das funções já citadas, o SFE em pessoas laringectomizadas é o respon-

sável por possibilitar a produção da voz traqueoesofágica ou esofágica, antes realizado pelas cordas vocais. Os estudos têm mostrado que o formato, a qualidade dos tecidos e o tônus muscular desta região têm papel crucial na qualidade da nova voz (Corina J. van AS *et al.*, 1999; SCHUSTER *et al.*, 2003), entretanto ainda não se consegue mensurar a relação das características destes tecidos com as vibrações e sinal acústico (HÜTTNER *et al.*, 2015).

Nas últimas décadas inúmeros trabalhos foram desenvolvidos no âmbito da modelagem das PV por meio de parâmetros concentrados. Apesar de as PV não serem o foco de estudo deste trabalho, muitas das técnicas para a modelagem desse sistema podem ser utilizadas para a representação do SFE. Por este motivo, apresenta-se a seguir uma revisão dos modelos das pregas vocais e, em seguida, apresentam-se os modelos do segmento faringoesofágico disponíveis na literatura. Tem-se como pioneiros J. Flanagan e Landgraf (1968), seguidos por inúmeros outros autores como Ishizaka e J. L. Flanagan (1972), Ingo R Titze (1973), Yang, Stingl *et al.* (2011), etc. Entretanto, em relação ao comportamento da fonação traqueoesofágica (FT) ainda há uma carência bibliográfica. Os únicos trabalhos encontrados na bibliografia sobre SFE são de Lohscheller *et al.* (2003), Schwarz, Huttner *et al.* (2011) e Hüttner *et al.* (2015), os quais são muito semelhantes e propostos pelo mesmo grupo de pesquisa.

Desta forma, neste capítulo serão apresentados os principais modelos desenvolvidos para as PV. E, posteriormente, os poucos modelos do SFE conhecidos.

2.1 MODELOS DE PARÂMETROS CONCENTRADOS DAS PREGAS VOCAIS

As investigações de modelos de PV com elementos concentrados foram inicialmente utilizadas devido ao baixo custo computacional. Apesar da evolução dos computadores, continuam a ser uma abordagem atraente para as investigações científicas da fala devido ao seu significado clínico e capacidade de realizar investigações paramétricas eficientes e relativamente rápidas (Byron D. ERATH; ZAÑARTU; PETERSON *et al.*, 2011).

Nestes casos a estrutura da PV é modelada como um sistema discreto, constituído de massas acopladas por amortecedores e molas, sujeitos à excitação por uma carga aerodinâmica ou acústica. De um modo geral, em um sistema vibratório amortecido, como a PV, a energia transmitida ao sistema deve ser tão grande quanto a energia dissipada por ele, a fim de sustentar a auto-oscilação. Isso também ocorre fisiologicamente devido ao fato da carga aerodinâmica ser fisicamente acoplada à PV e assim fornecer energia ao sistema durante cada ciclo de oscilação.

A resposta dinâmica da PV é obtida a partir de um sistema de equações diferenciais ordinárias não homogêneas acopladas. O número de equações necessárias para descrever o movimento está diretamente relacionado ao número de graus de liberdade empregados no modelo. Este sistema de equações geralmente pode ser resolvido

com relativa facilidade usando um método de diferenças progressivas, com condições iniciais apropriadas.

Além disso, à medida que os modelos de elementos concentrados ficam mais refinados, a perspectiva de desenvolver modelos de rápida solução com condições de reproduzir características fonatórias específicas de cada indivíduo torna-se possível.

2.1.1 Modelos de um elemento oscilante

J. Flanagan e Landgraf (1968) idealizaram o primeiro e mais simples modelo matemático para representar a vibração das PV. Utilizando uma analogia eletroacústica, o modelo consiste em um sistema massa-mola-amortecedor com seu movimento restrito somente a uma coordenada, ou seja, um grau de liberdade.

O circuito que representa essa analogia pode ser visto na Figura 4, onde a fonte de pressão subglótica (P_s) é representada como uma fonte de tensão. Isto ocorre devido ao fato dos pulmões gerarem uma pressão constante e de baixa impedância. Para representar a variação temporal da impedância da glote, Flanagan e Landgraf formularam três elementos, sendo eles, resistência independente do fluxo (R_v), resistência cinemática dependente do fluxo (R_k) e o último uma inertância relativa a massa (L_g). Estes elementos foram baseados em dados experimentais obtidos por Janwillem van den Berg (1958) e representados pelas Equações 1, 2 e 3.

$$R_v = 12\mu dl^2 A_g^{-3}, \tag{1}$$

$$R_k = 0.44\rho|U_g|A_g^{-2}, \tag{2}$$

$$L_g = \rho d A_g^{-1}. \tag{3}$$

onde μ e ρ são a viscosidade cinemática e densidade do ar, d e l as dimensões da corda vocal, comprimento e espessura, respectivamente, A_g a área do orifício da glote e U_g representa a velocidade do volume acústico.

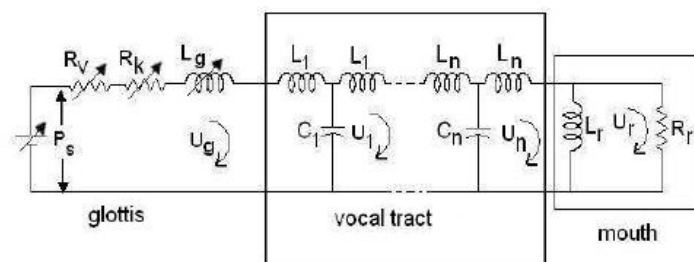


Figura 4 – Circuito elétrico que representa á analogia eletroacústica da produção de voz. Fonte: J. Flanagan e Landgraf (1968).

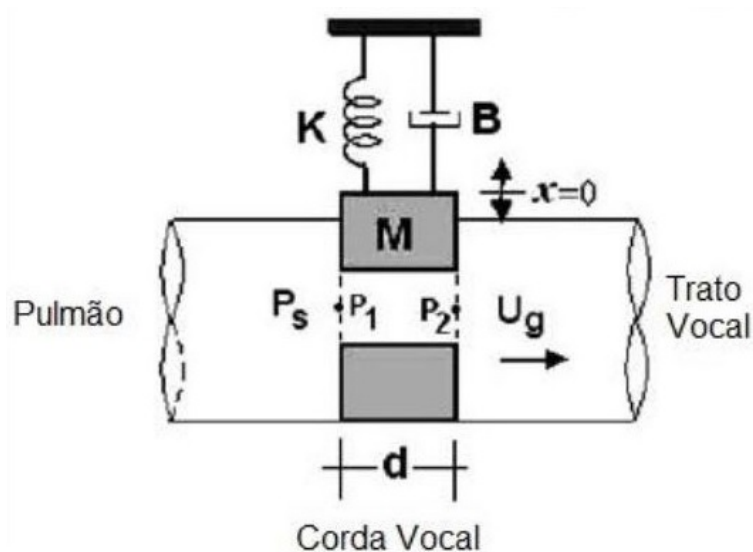


Figura 5 – Modelo das cordas vocais de uma massa. Fonte: adaptado de J. Flanagan e Landgraf (1968).

Para representar o sistema exposto acima, na forma de um modelo mecânico oscilatório, Flanagan e Landgraf assumiram que as pregas vocais são perfeitamente simétricas e seu movimento pode ocorrer somente na direção perpendicular ao fluxo de ar tornando-se, assim, um simples sistema de segunda ordem como visto na Figura 5. A equação do movimento que rege este sistema pode ser vista na Equação 4, onde F é a força que excita o sistema, $x(t)$ o deslocamento da massa da prega vocal (M), K a constante de rigidez que corresponde à tensão do tecido e B a constante de amortecimento viscoso obtido experimentalmente.

$$M\ddot{x} + B\dot{x} + Kx = F(x, t). \quad (4)$$

A força de excitação F vista na Equação 4 é calculada a partir do produto entre as médias da pressão de entrada (P_1) e de saída (P_2), e a área interna da superfície glotal, como mostrado na Equação 5.

$$F = \frac{1}{2}(P_1 + P_2)(ld). \quad (5)$$

Utilizando novamente os resultados experimentais de Janwillem van den Berg (1958), os autores sugeriram que essas pressões podem ser aproximadas pelas seguintes equações

$$P_1 = (P_S - 1.3P_B), \quad (6)$$

$$P_2 = -0.5P_B, \quad (7)$$

$$P_B = \frac{1}{2}\rho|U_g|A_g^{-2}. \quad (8)$$

onde P_B é a pressão de Bernoulli (Equação 8) e A_g a área do orifício da glote que varia em função do tempo, ou seja, $A_g = A_{g0} + lx(t)$.

Outra característica introduzida neste modelo é a vibração autossustentada da PV. Fisiologicamente, o mecanismo primário que descreve a auto-oscilação é a variação da pressão aerodinâmica causada pela mudança da orientação glotal, de convergente para divergente, como visto na Figura 6. Este efeito pode ser encontrado em modelos com mais de um elemento oscilante, onde a variação temporal da geometria da PV pode produzir uma assimetria no carregamento de pressão e, assim, induzir a auto-oscilação (Ingo R TITZE, 1988). Sendo assim, um modelo de uma massa e um grau de liberdade, como o exposto acima, não teria os requisitos necessários para auto-oscilar.

Byron D. Erath, Zañartu, Stewart *et al.* (2013) descrevem em seu trabalho que a vibração autossustentada em modelos viscoelásticos das PV, também pode ocorrer através da adição de energia ao sistema, de forma que ultrapasse a perda de energia por atrito nos tecidos. A energia é transferência do fluido para a massa pelo *feedback* acústico e, sobretudo, pelas forças aerodinâmicas causadas pela passagem de ar através das pregas vocais. McGowan e Howe (2010) reforçam dizendo que a oscilação auto-sustentada só ocorre na presença de carga acústica ou de algum outro mecanismo de adição de carga ao sistema das PV.

Para contornar esse problema e ter um modelo de uma única massa e um grau de liberdade que reproduza de forma mais realista as características da fonação humana, Flanagan e Landgraf acoplam o TV ao sistema, induzindo assim uma variação temporal da carga acústica através de cargas inerciais e resistivas do TV. Desta forma, mais energia é transmitida ao sistema durante a fase de fechamento do que a de abertura da PV e, assim, alimentando o ciclo auto oscilatório.

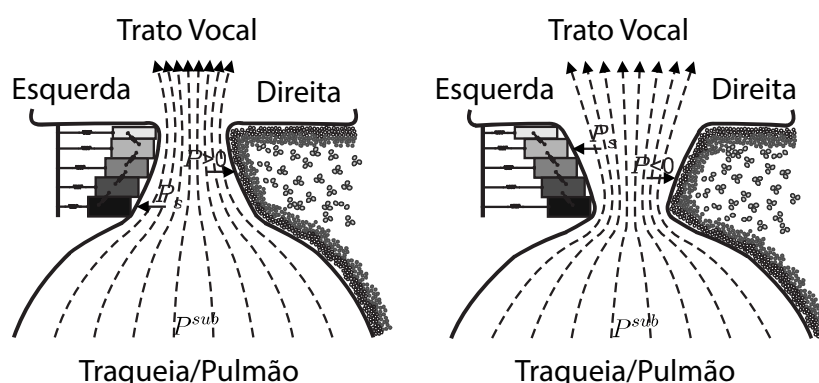


Figura 6 – Representação da variação da PV de convergente, lado esquerdo da imagem, para divergente, parte direita. Fonte: adaptado de Yang, Lohscheller *et al.* (2010).

A partir do modelo desenvolvido por Flanagan e Landgraf, outros modelos com somente um elemento oscilante foram criados. Estes levam como característica importantes modificações que resolvem a dificuldade de auto-oscilação de forma diferente da proposta pelo primeiro autor. Adachi e Yu (2005) propuseram um modelo constituído por dois conjuntos mola amortecedor presos em cada coordenada X e Y , como na Figura 7. Isso significa que o modelo ainda mantém a caracterização das pregas vocais em uma única massa, porem assume que a mesma pode oscilar em duas dimensões, sendo estas paralela e perpendicular ao escoamento.

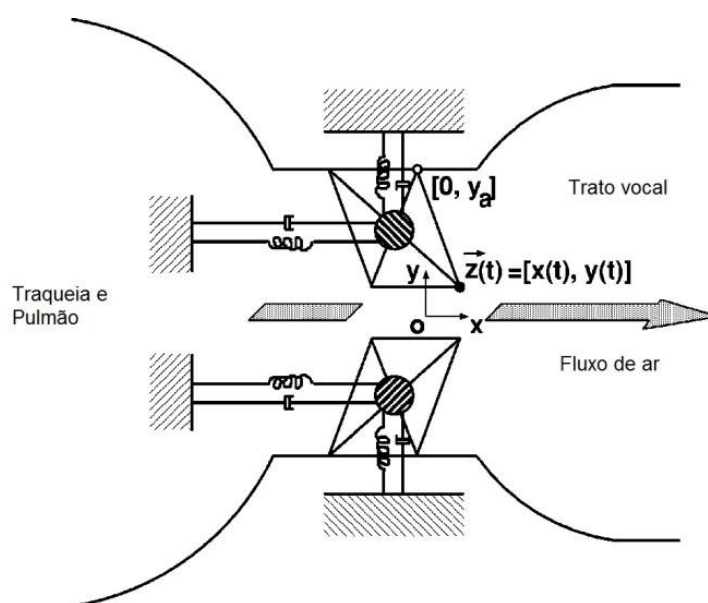


Figura 7 – Modelo das cordas vocais de uma massa proposto por Adachi e Yu (2005).
Fonte: adaptado de Adachi e Yu (2005).

Neste modelo as cordas vocais são representadas no formato de um paralelogramo, que sofre deformações conforme se movimentam. Esta característica de movimentação acoplada faz com que haja tanto uma deformação elástica quanto um movimento oscilatório da PV, resultando em um vetor de duas dimensões para representar o deslocamento das massas $\mathbf{r} = [x(t), y(t)]$.

Para realizar o equacionamento do problema, os autores consideraram a aceleração e a velocidade no centro do paralelogramo. Outro fator importante é a prega vocal ser considerada simétrica, não havendo, assim, a necessidade de uma equação para cada massa. Nesta equação, o coeficiente $\gamma = 2\sqrt{mk}/q$ é resistência dividida pelo fator de qualidade q .

$$\frac{1}{2}m \frac{d^2\mathbf{r}(t)}{dt^2} + \frac{1}{2}\gamma \frac{d\mathbf{r}(t)}{dt} = \mathbf{f}_B(t) + \mathbf{f}_{\Delta p}(t) + \mathbf{f}_C(t) + \mathbf{f}_R(t). \quad (9)$$

Os termos encontrados a direita da igualdade são as forças que excitam o movimento das pregas vocais, onde o primeiro termo \mathbf{f}_B é a força de excitação da glote, $\mathbf{f}_{\Delta p}$ é obtida através da diferença de pressão a montante e a jusante das massas, \mathbf{f}_C a

força de contato e f_R a força de restituição vinda das molas. Estas forças são derivadas individualmente para cada componente cartesiana como apresentadas nas Equações 10 a 13 , respectivamente.

$$\mathbf{f}_B(t) = [0, ldp_g(t)], \quad (10)$$

$$\mathbf{f}_{\Delta p}(t) = l(p_0 - p(t)) \cdot [w - y(t), x(t)], \quad (11)$$

$$\mathbf{f}_C(t) = [0, -iky(t)], \quad y(t) < 0, \quad (12)$$

$$\mathbf{f}_R(t) = -\frac{1}{2}k[\Delta x(t)(1 + \eta\Delta x^2(t)), \Delta y(t)(1 + \eta\Delta y^2(t))]. \quad (13)$$

onde p_0 , p_g e p são as pressões referentes aos pulmões, dentro da glote e a pressão que sai para o trato vocal, respectivamente. Δx e Δy são as coordenadas a partir da posição de repouso e η é o coeficiente que representa a não linearidade das molas.

Outra forma de apresentar um modelo de uma massa e dois graus de liberdade é utilizada por Awrejcewicz (1990), que considera uma reordenação das posições de ancoragem e, conseqüentemente, a dos componentes mecânicos (mola e amortecedor) em relação ao plano cartesiano da Figura 8. Para computar o descolamento sofrido pela massa o autor propõe um sistema com duas equações diferenciais onde cada uma refere-se a uma coordenada (x, y) , como demonstrado na Equação 14.

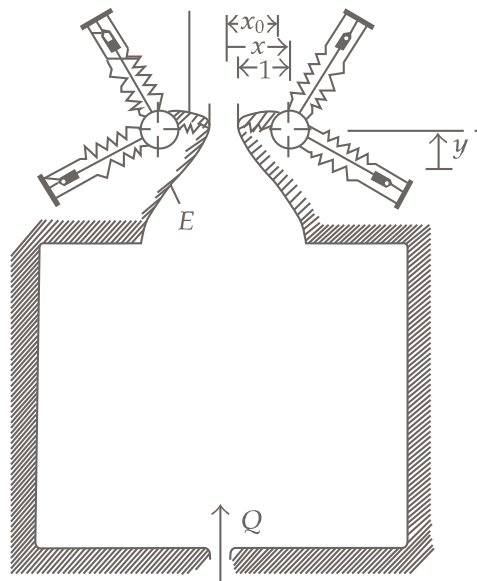


Figura 8 – Representação do modelo das PV de uma massa e dois graus de liberdade proposto por Awrejcewicz (1990). Fonte: Awrejcewicz (1990).

$$\begin{aligned} \ddot{x} + r\dot{x} + k_c \Delta x + k_c \left((\Delta x)^2 + y^2 \right) \Delta x - k_{xy} y + k_s x^{-s} (1 - r_s \dot{x}) &= Ep, \\ \ddot{y} + r\dot{y} + k_y \Delta y + k_c \left((\Delta x)^2 + y^2 \right) y - k_{xy} \Delta x &= Ep, \end{aligned} \quad (14)$$

onde a variação da pressão p satisfaz a relação

$$\dot{p} = Q - \begin{cases} (x-1)p^{1/2} & , \quad x > 1 \\ 0 & , \quad x \leq 1 \end{cases}. \quad (15)$$

r é o coeficiente de amortecimento da corda vocal, r_s o coeficiente de amortecimento adicional, k_x e k_y são os componentes elásticos vertical e horizontal da corda vocal, k_{xy} é o coeficiente elástico do movimento acoplado, k_c o coeficiente elástico cúbico, k_s o coeficiente elástico hiperbólico, x_0 representa o ponto de equilíbrio do sistema, E é a média da área onde a pressão é aplicada, Q fluxo de ar e $\Delta x = x - x_0$ a variação da posição.

Outra contribuição do trabalho de Awrejcewicz (1990) refere-se à estabilidade do modelo. O autor aponta que para o intervalo considerado de amortecimento existem dois pares de autovalores puramente imaginários que fazem com que o sistema tenha sua estabilidade alterada ao variar um ou mais parâmetros. Este fenômeno é conhecido como Bifurcação Hopf e, neste caso, torna a solução de equilíbrio, que era um ponto no espaço de fase, um ciclo limite neste ponto crítico. O autor cita ainda que há três pontos de bifurcação de dobramento de período. Neste caso, o ciclo limite original torna-se instável enquanto uma família de soluções de período duplicado emerge. O sistema ainda possui soluções instáveis harmônicas e sub-harmônicas.

2.1.2 Modelos de dois elementos oscilantes

O modelo de uma massa apresentado por J. Flanagan e Landgraf (1968) realiza a sintetização da voz com uma qualidade aceitável, porém o mesmo não reproduz alguns aspectos encontrados na produção da voz humana, como a fonação surda (pronuncia dos sons quando a laringe não vibra) e a interação acústica entre a fonte (pregas vocais) e o trato vocal.

Para minimizar esses problemas e incluir mais propriedades do comportamento fisiológico humano durante a fonação, Ishizaka e J. L. Flanagan (1972) propuseram um modelo onde as cordas vocais são simétricas e representadas por duas massas acopladas com movimento restrito somente na direção perpendicular ao fluxo, resultando em um sistema de duas massas e dois graus de liberdade. Um dos comportamentos mais relevantes habilitados com a adição da segunda massa é a diferença de fase entre as bordas superior e inferior da PV, o que possibilita a auto-oscilação do modelo.

Como visto na Figura 9, tanto os pulmões quanto o trato vocal são representados como tubos cilíndricos com tamanhos fixos. Os elementos oscilantes são divididos em

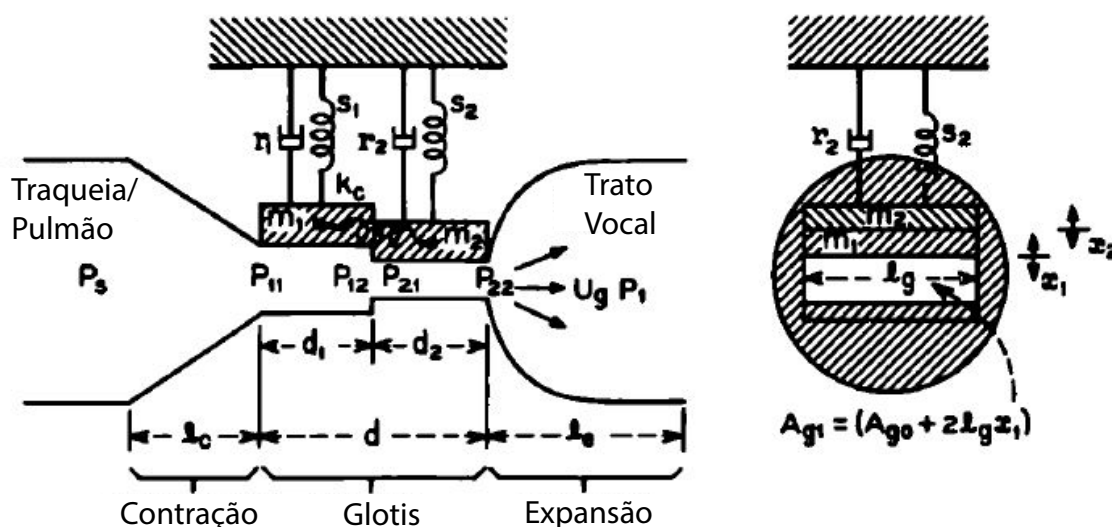


Figura 9 – Representação do modelo de Ishizaka e Flanagan. À esquerda, um corte longitudinal apresenta a contração da traqueia para a PV a configuração ao longo da PV e a súbita expansão para o TV. À direita, um corte transversal para expor a área de efetiva da PV. Fonte: adaptado de Ishizaka e J. L. Flanagan (1972)

superior (m_2) e inferior (m_1), ligados a uma parede rígida pelos elementos de mola não lineares S_2 e S_1 e pelos elementos de amortecimento r_2 e r_1 , respectivamente. Já k_c é um elemento de rigidez linear que acopla as massas do sistema.

Outro aspecto analisado na Figura 9 é a distribuição de pressão ao longo da PV. Essa distribuição será caracterizada através da equação de Bernoulli. Considerando a pequena dimensão da glote e a alta velocidade do fluxo é possível supor que o fluxo glotal é praticamente constante ao longo toda a PV. Para descrever o primeiro trecho, ou seja, a pressão representada como P_{11} , os autores levam em consideração a mudança de área abrupta que ocorre entre a traqueia e a glote. Essa mudança faz com que a área de entrada da PV aparente ser menor e conseqüentemente, a queda de pressão se torna maior. Esse princípio conhecido como *vena contracta* foi estudado por Jw. van den Berg, Zantema e Doornenbal (1957) e para corrigi-lo, um fator com valor de 1.37 é aplicado na equação que designa a pressão de entrada da PV, como visto na Equação 16.

$$P_S - P_{11} = 1.37 \frac{\rho}{2} \left(\frac{U_g}{A_{g1}} \right)^2 + \int_0^{l_c} \frac{\rho}{A(x)} dx \frac{dU_g}{dt}. \quad (16)$$

O argumento A_{g1} da equação acima é a área da primeira seção da PV, calculada como visto na Figura 9 e P_S é a pressão subglotal. O último termo representado pela integral refere-se à geometria da constrição.

A variação da pressão na próxima seção da PV é descrita pela Equação 17.

Nesta região há uma queda de pressão linear atribuída às perdas por viscosidade, onde μ é o coeficiente de viscosidade.

$$P_{11} - P_{12} = 12 \frac{\mu l_g^2 d_1}{A_{g1}^3} U_g + \frac{\rho d_1}{A_{g1}} \frac{dU_g}{dt}. \quad (17)$$

Ao passar da massa m_1 para m_2 há uma nova constrição. Para manter o fluxo constante em toda a extensão da glote, a variação de pressão será definida pela Equação 18, baseada na equação de Bernoulli.

$$P_{12} - P_{21} = \frac{\rho}{2} U_g^2 \left(\frac{1}{A_{g2}^2} - \frac{1}{A_{g1}^2} \right). \quad (18)$$

Assim, como na primeira massa, a variação de pressão em m_2 segue a mesma formulação, visto na Equação 19.

$$P_{21} - P_{22} = 12 \frac{\mu l_g^2 d_2}{A_{g2}^3} U_g + \frac{\rho d_2}{A_{g2}} \frac{dU_g}{dt}. \quad (19)$$

A última variação de pressão derivada da região glotal ocorre com uma expansão abrupta causada pelo acoplamento do TV. Este fator faz com que a pressão sofra uma recuperação no sentido da pressão atmosférica. Essa variação pode ser vista na Equação 20, onde k_e representa o fator que descreve a expansão e A_1 a área da primeira seção do trato vocal.

$$P_{22} - P_1 = -\frac{\rho}{2} \left(\frac{U_g}{A_{g2}} \right)^2 k_e, \quad (20)$$

onde

$$k_e = 2 \frac{A_{g2}}{A_1} \left(1 - \frac{A_{g2}}{A_1} \right).$$

A partir das pressões definidas em cada seção pode-se estimar as forças aerodinâmicas que irão atuar em cada uma das massas, forças estas responsáveis por fazer o sistema vibrar. Como apresentado nas Equações 21 a 23 as forças não dependem somente das pressões, mas também das dimensões geométricas, ou seja, da espessura d e do comprimento da corda vocal l_g , assim como da posição que as massas se encontram. Esta última causa uma derivação de três casos diferentes, como exposto a seguir.

O primeiro caso é quando as áreas de abertura da glote são maiores que zero, ou seja $A_{g1} > 0$ e $A_{g2} > 0$, no qual as forças são:

$$\begin{aligned} F_{m1} &= \frac{1}{2} (P_{11} + P_{12}) l_g d_1, \\ F_{m2} &= \frac{1}{2} (P_{21} + P_{22}) l_g d_2. \end{aligned} \quad (21)$$

No segundo caso, onde a área $A_{g1} > 0$ e a área $A_{g2} \leq 0$ há pressão somente na massa m_1 com valores iguais $P_{11} = P_{12} = P_S$. Como consequência as forças são expressas como:

$$\begin{aligned} F_{m1} &= P_S l_g d_1, \\ F_{m2} &= 0. \end{aligned} \quad (22)$$

O último caso ocorre quando a primeira seção da PV, representada pela massa m_1 , encontra-se fechada. Tanto no caso que $A_{g1} \leq 0$ e $A_{g2} > 0$ ou quando $A_{g1} \leq 0$ e $A_{g2} \leq 0$ a equação é definida como

$$F_{m1} = F_{m2} = 0. \quad (23)$$

Com as forças que excitam o sistema definidas, é possível demonstrar a equação do movimento que descreve este sistema dinâmico como na Equação 24.

$$\begin{cases} m_1 \ddot{x}_1 + r_1 \dot{x}_1 + S_1(x_1) + k_c(x_1 - x_2) = F_{m1}, \\ m_2 \ddot{x}_2 + r_2 \dot{x}_2 + S_2(x_2) + k_c(x_2 - x_1) = F_{m2}. \end{cases} \quad (24)$$

Como já citado, a força elástica representada na equação acima, como $S(x)$, é não linear e pode ser representada pela Equação 25, onde f_{sj} é a força necessária para produzir uma deflexão x , K é a constante de mola linear e η é o fator que descreve a não linearidade da mola.

$$f_{sj} = K_j x_j (1 + \eta x_j^2), \quad j = 1, 2. \quad (25)$$

Ishizaka e J. L. Flanagan (1972) introduzem, ainda, a condição de contato entre massas opostas durante o fechamento da glote. Este contato gera uma força de impacto que causa deformações nas PV, que por sua vez a deformação gera uma força de restauração f_{hj} , representada por uma mola equivalente. Desta forma, sempre que esse fenômeno ocorrer a Equação 26 é somada à Equação 25.

$$f_{hj} = h_j \left(x_j + \frac{A_{g0j}}{2l_g} \right) \left\{ 1 + \eta_{hj} \left(x_j + \frac{A_{g0j}}{2l_g} \right)^2 \right\}, \quad (26)$$

para

$$x_j + \frac{A_{g0j}}{2l_g} \leq 0, \quad j = 1, 2.$$

onde h_j é a rigidez linear, η_{hj} é o coeficiente positivo que representa a não linearidade das PV a partir do contato, por último l_g e A_{g0j} representam respectivamente, o comprimento efetivo e área das cordas vocais em repouso.

A partir desse modelo proposto por Ishizaka e J. L. Flanagan (1972) há uma grande gama de variações nos modelos de duas massas. Uma das variações é proposta por Jorge C Lucero e Laura L Koenig (2005), que consideram o amortecimento

uma característica não linear, assim como a constante de mola. Um dos motivos desta alteração é limitar a amplitude de oscilação das cordas vocais, uma vez que para diferentes alongamentos tem-se diferentes tensões.

Outra modificação é proposta por Steinecke e Herzel (1995). Estes consideram um modelo assimétrico das PV, onde o objetivo é o estudo de disfunções vocais usando métodos de dinâmica não linear. Estas características geram movimentos irregulares, assim como parâmetros que caracterizam as PV (massa rigidez e amortecimento) diferentes entre si. A partir disso, tem-se o surgimento de vibrações sub-harmônicas, duas frequências fundamentais de vibração independentes (*biphonation*), além de distúrbios que geram rouquidão na voz.

Os modelos apresentados até agora reproduzem a vibração das PV durante a fonação estacionária, por exemplo, a fonação de uma vogal em um tempo determinado, com tom e intensidade constantes. No entanto, as conclusões tiradas a partir destes modelos não podem ser equiparadas à geração de voz em um conjunto de fonemas, como na pronuncia de uma frase. Para contemplar uma gama maior de fenômenos associados às PV, Wurzbacher *et al.* (2006) utilizam um modelo assimétrico das PV. Entretanto para simular um sistema não invariante, os parâmetros de massa, mola e amortecedor sofrem uma variação em função do tempo, podendo assim representar com maior precisão o que ocorre nas PV durante o processo de fonação. Este tipo de modelo também pode ser empregado na avaliação intuitiva das instabilidades das PV, assim como para a quantificação objetiva de assimetrias das mesmas (WURZBACHER *et al.*, 2006).

2.1.3 Modelos concentrados com múltiplas massas

A classificação de múltiplos elementos oscilantes, ou multi-massa, é atribuída aos modelos com dois ou mais grupos de elementos oscilantes. Estes modelos foram desenvolvidos para tentar replicar algumas propriedades da voz que até então eram simplificadas ou mesmo desconsideradas, como por exemplo, a influência do tecido mucoso e do comportamento da vibração longitudinal da PV.

O primeiro modelo com essa característica foi descrito em 1973 por Ingo R Titze (1973). O autor divide a prega vocal em duas camadas: a primeira, representa a membrana mucosa e a segunda representa uma combinação dos ligamentos vocais. Estas camadas são compostas por 8 elementos distribuídos na direção longitudinal, totalizando assim um modelo de 16 massas, como visto na Figura 10. Esta configuração se tornou atrativa pois através dela foi possível simular variações físicas e ondulatórias nos tecidos da PV e ainda contemplar o movimento de cada uma das camadas, tanto na direção do fluxo de ar quanto transversal a ele (Byron D. ERATH; ZAÑARTU; STEWART *et al.*, 2013; WONG *et al.*, 1991). As direções são representadas na Figura 10 pelos eixos z e x , respectivamente.

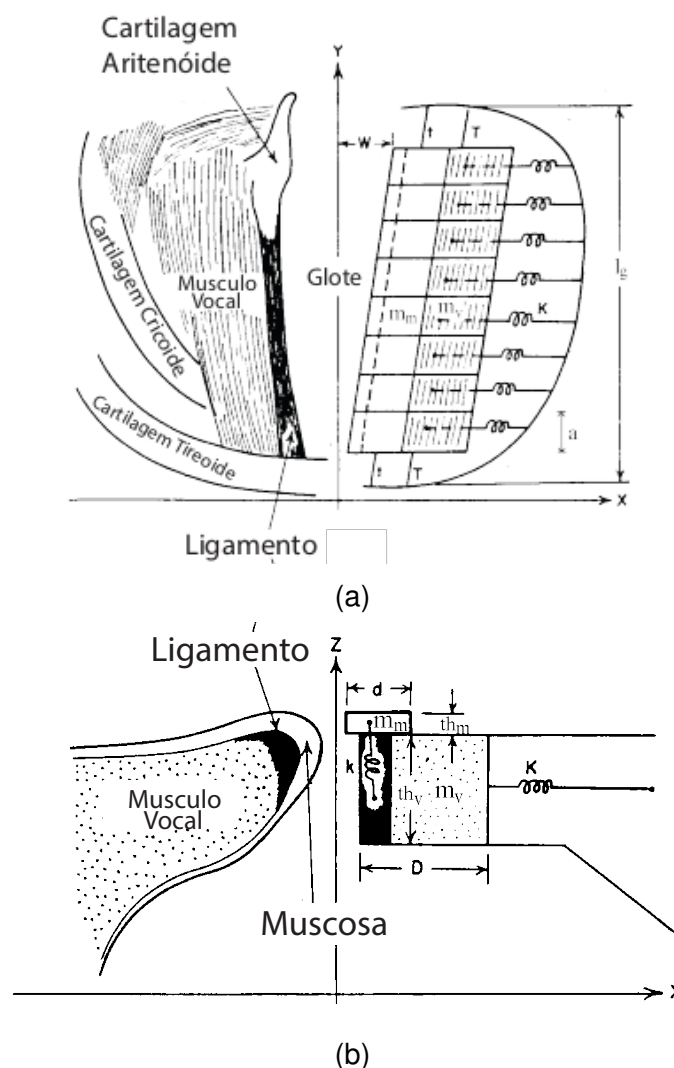


Figura 10 – Comparação entre a geometria de uma PV real (à esquerda) e sua representação através do modelo multi-massas (à direita). a) Vista transversal; b) Vista coronal. Fonte: adaptado de Kob (2002).

Wong *et al.* (1991) desenvolveram um modelo assimétrico das PV, com o objetivo de estudar alguns casos de patologias causadas por esta disfunção. O modelo proposto é constituído por um total de 10 elementos oscilantes e utiliza como referência os modelos de Ishizaka e J. L. Flanagan (1972) e o de Ingo R Titze (1973). Assim como em Titze, os autores dividem as duas massas do modelo de Ishizaka e Flanagan no sentido longitudinal, somando desta vez 5 elementos oscilantes para cada lado da PV, como visto na Figura 11. O que faz este modelo aproximar-se ao modelo Ishizaka e Flanagan, é seu comportamento vibratório das massas restringido somente a movimentos laterais (eixo x da Figura 11). Segundo os autores, o movimento vertical apresenta resultados muito próximos aos do modelo de Ishizaka e Flanagan quando atinge o regime estacionário. Além disso, a implementação deste movimento deixaria o cálculo do fluxo de ar entre as PV muito mais complexos para um modelo assimétrico (WONG *et al.*, 1991).

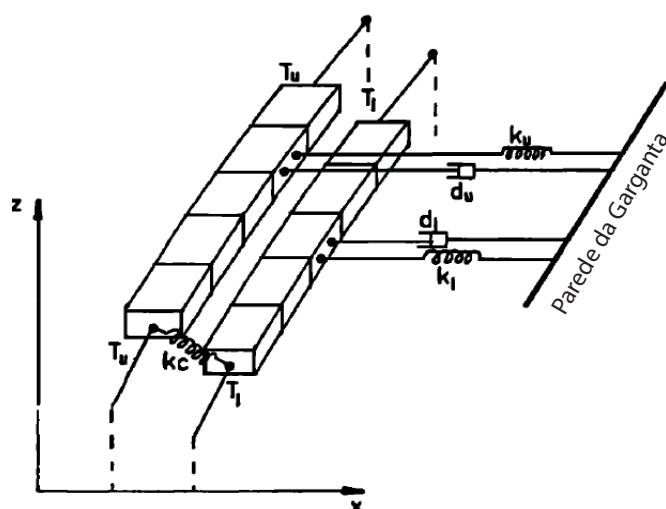


Figura 11 – Representação da disposição das massas que da lateral direita no modelo de Wong et al. Fonte: adaptado de Wong *et al.* (1991).

O modelo de 10 massas apresentado acima foi utilizado como referência para o desenvolvimento do denominado *Multi-Mass Model* (MMM), o qual é utilizado ao longo deste trabalho. Schwarz, Döllinger *et al.* (2008) propõem que o MMM seja constituído de três componentes oscilatórios para representar cada um dos lados da PV, formando assim, um sistema de 6 elementos oscilantes. Para melhor representar as simulações do movimento das PV, os autores realizaram algumas alterações aos modelos já citados anteriormente.

Uma das características alteradas pode ser vista na Figura 12. Ao analisar as duas imagens é possível perceber que a disposição geométrica do MMM aproxima-se ao esquema que representa a PV. Nota-se, também, que os elementos oscilatórios são ligados entre si por molas variáveis que reproduzem alterações da rigidez do tecido da PV no sentido longitudinal. A fim de tornar esta característica mais relevante, é incorporada ao modelo a oscilação nas duas direções do plano horizontal (eixos x e y da Figura 12). Outro diferencial neste caso são as posições fixas presentes no MMM, que de acordo com Schwarz, Döllinger *et al.* (2008) representam a parte não vibrante da transição entre corda vocal e cartilagem aritenoidea, também chamado como processo vocal.

O movimento que representa o sistema da Figura 12 é descrito pela Equação 27.

$$\mathbf{0} = m_{s,i} \ddot{\mathbf{x}}_{s,i} + \mathbf{F}_{s,i}^a + \mathbf{F}_{s,i}^v + \mathbf{F}_{s,i}^l + \mathbf{F}_{s,i}^c + \mathbf{F}_{s,i}^d \quad (27)$$

onde os vetores representados pela letra $\mathbf{F}_{s,i}^{a,v,l,c,d}$ são as forças de ancoragem, acoplamento vertical, acoplamento lateral, colisão e força motriz do modelo, respetivamente.

¹ A parte esquerda da figura foi adaptada de Schwarz, Huttner *et al.* (2011). A da direita adaptada de Gomes (2015).

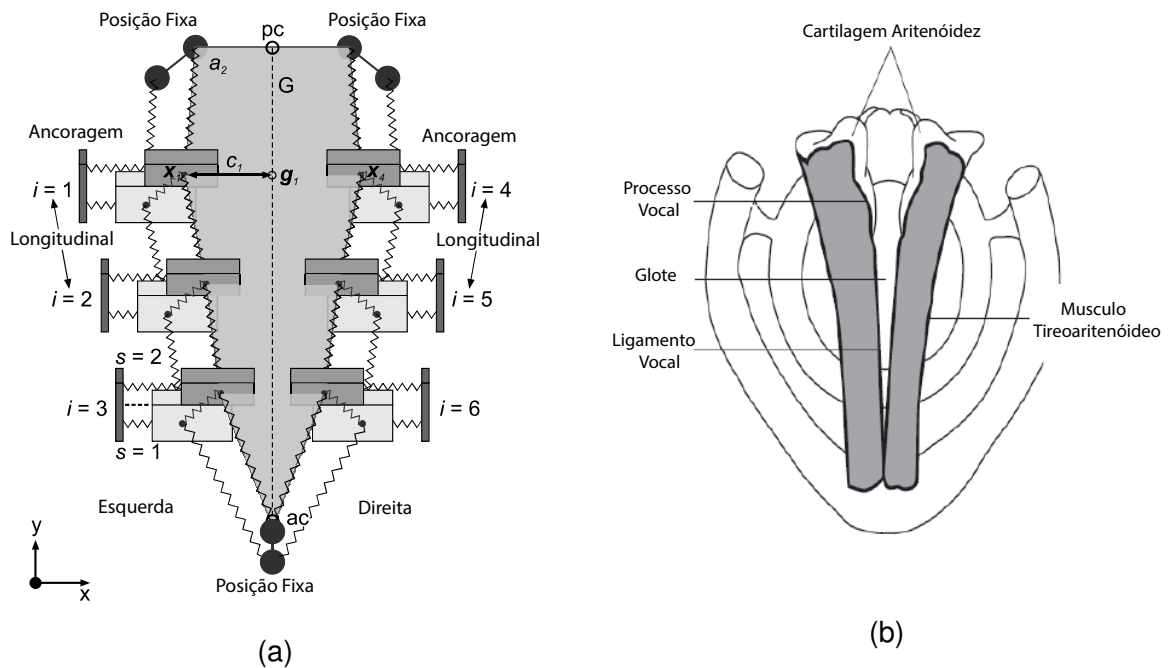


Figura 12 – a) Representação gráfica da disposição das massas no modelo proposto por Schwarz, Huttner *et al.* (2011). b) Representação simplificada da prega vocal, em vista transversal. Fonte: Elaborado pelo autor ¹.

Como neste modelo o movimento é realizado em duas dimensões, $\mathbf{x}_{s,i} = (x_{s,i}, y_{s,i})^T$ é o vetor que representa a posição da massa $m_{s,i}$. O índice s pode assumir o valor 1 para indicar o plano inferior ou 2 para o superior. Já o índice i determina qual elemento oscilante está sendo representado na equação. As derivadas $\dot{\mathbf{x}}_{s,i}$ e $\ddot{\mathbf{x}}_{s,i}$ representam a velocidade e aceleração, respectivamente.

$\mathbf{F}_{s,i}^a$ representa a força de ancoragem do sistema, a qual é produzida por molas e amortecedores que ligam as massas aos pontos de ancoragem. Estes, por sua vez, são fixos e localizados a 1.2 cm de distância do centro do modelo. $\mathbf{F}_{s,i}^v$ é a força de acoplamento vertical, responsável por conectar as massas do plano inferior com o superior. Vale lembrar que não há possibilidade de ocorrer movimentos na direção do fluxo de ar. Isto implica que a força de ancoragem vertical seja somente referente ao deslizamento entre as massas. A conexão entre os elementos oscilantes também é realizada por molas e amortecedores. Esta força é denominada acoplamento longitudinal, representada por $\mathbf{F}_{s,i}^l$.

Assim, como citado acima no modelo de Ishizaka e Flanagan, durante a fase de fechamento da PV pode ocorrer o contato entre as partes opostas. No MMM esta força ($\mathbf{F}_{s,i}^c$) também é contabilizada, entretanto, ocorre quando uma massa $m_{s,i}$ cruza os elementos de acoplamento longitudinal de duas massas opostas.

O último elemento da Equação 27, $\mathbf{F}_{s,i}^d$ representa a força que excita o movimento auto sustentado da PV. Assim como nos demais modelos, esta força é re-

presentada pela queda de pressão na glote e governada pela equação de Bernoulli. Entretanto, diferente do que foi exposto nas Equações 16 a 20, a queda de pressão para este caso depende somente da pressão advinda da região à montante da PV e da área interna formada pelas posições das massas (denominado daqui pra frente como método simplificado). Para que esta simplificação ocorra, algumas suposições são necessárias. Entre elas, que a pressão subglotal (P_{sub}) e a pressão supraglotal (P_{supra}) sejam constantes, com $P_{supra} = 0$. Também deve-se deixar de contabilizar as perdas viscosas (STEINECKE; HERZEL, 1995), assim como a interação do fluxo glotal com TV (STEINECKE; HERZEL, 1995; Ingo R. TITZE; Brad H. STORY, 2002).

Yang, Lohscheller *et al.* (2010) propuseram um modelo tridimensional das PV, denominado 3DM, do inglês *3D-Multi-Mass-Model*. O modelo contempla um total de vinte e cinco massas distribuídas igualmente tanto no sentido longitudinal quanto no vertical, como pode ser visto na Figura 13. Os autores citam que estas modificações são realizadas para que o modelo consiga prever as vibrações tridimensionais de toda superfície da PV, capturando assim uma aproximação das propriedades biomecânicas ao longo de toda sua extensão.

Apesar da extensão dimensional o equacionamento do 3DM é muito semelhante ao descrito para MMM. Entretanto, uma contribuição interessante deste modelo fica a cargo da duplicidade do cálculo da força motriz, uma vez que esta é calculada tanto pelo método simplificado exposto no MMM, como da forma descrita no modelo Ishizaka e Flanagan. Como conclusão desta implementação, os autores obtiveram um resultado semelhante, validando assim os dois métodos para o cálculo das forças de Bernoulli.

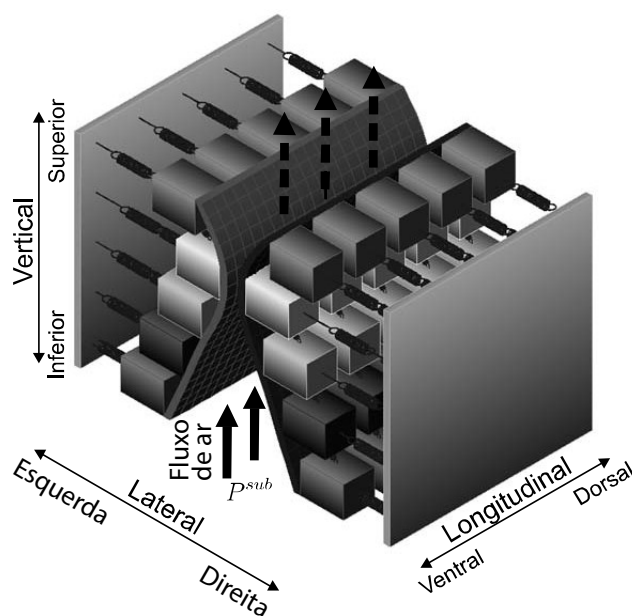


Figura 13 – Configuração tridimensional do modelo de PV proposto por Yang, Lohscheller *et al.* (2010). Fonte: adaptado de Yang, Lohscheller *et al.* (2010).

2.2 MODELOS DE PARÂMETROS CONCENTRADOS DO SEGMENTO FARINGOE-SOFÁGICO (SFE)

Diferente dos modelos citados na seção anterior, o que será exposto agora são trabalhos desenvolvidos para representar o processo de fonação característicos de pessoas laringectomizadas. Como visto no início deste capítulo, o SFE é considerado um tubo, tendo em sua parte superior uma constrição semelhante a um esfíncter (estrutura muscular em forma de anel revestida por mucosa). Há na literatura apenas três trabalhos que se dedicam a representar o movimento do SFE (LOHSCHELLER *et al.*, 2003; SCHWARZ; HUTTNER *et al.*, 2011; HÜTTNER *et al.*, 2015).

A diferença básica entre os três modelos é dada pela quantidade de massas que cada trabalho utiliza. Lohscheller *et al.* (2003) e Hüttner *et al.* (2015) modelam o SFE com 8 elementos oscilantes. Schwarz, Huttner *et al.* (2011) utilizam-se de 6. Vale ressaltar que no modelo mais recente os autores introduzem a variação temporal dos parâmetros mecânicos do sistema, de modo a capturar as modificações que ocorrem no SFE durante o processo de fonação, assim como, variações de tom e amplitude (HÜTTNER *et al.*, 2015).

Tal como a maioria dos trabalhos utilizados para descrever a fonação laríngea, os modelos do SFE baseiam-se no modelo canônico delshizaka e J. L. Flanagan (1972). Para adequar o modelo à morfologia do SFE os autores consideram uma série de elementos oscilantes dispostos de forma circular, arranjados no plano horizontal, de forma que fiquem todos orientados para o ponto p .

O modelo do SFE ou PE-MMM (do inglês, *Multi-Mass Model of the Pharyngo Esophagus Segment*) assemelha-se em muitas características ao MMM, como pode ser visto adiante. As massas que compõem os elementos mecânicos são divididas em duas camadas: anel inferior ($s = 1$) e anel superior ($s = 2$). Estas são capazes de se mover nas direções x e y do plano em que estão definidas. Desta forma, o vetor que representa a posição de uma respectiva massa $m_{s,i}$ em um instante de tempo qualquer é definido como: $\mathbf{x}_{s,i}[n] = (x_{s,i}[n], y_{s,i}[n])^T$.

Todo o acoplamento mecânico para o sistema do SFE é feito por molas e amortecedores. As massas além de serem ligadas a pontos de ancoragem ($i = 1, \dots, 6$), são conectadas às massas adjacentes, que pertencem ao mesmo plano (acoplamento lateral). Já o acoplamento vertical só ocorre entre massas que estão na mesma posição i e em planos s diferentes. Cada um destes acoplamentos é responsável por um vetor de forças que agem nas massas, sendo eles, $\mathbf{F}_{s,i}^a$, $\mathbf{F}_{s,i}^l$ e $\mathbf{F}_{s,i}^v$, respectivamente.

Outro aspecto de semelhança ao modelo citado (MMM) é a força de colisão ($\mathbf{F}_{s,i}^c$) que ocorre quando uma massa ultrapassa a barreira formada pelos elementos de acoplamento entre outras duas massas. Neste caso, pode-se indicar que haverá colisão quando uma massa cruzar o perímetro do polígono formado pelo restante das massas. Além disso, a força que excita o modelo sofre as mesmas simplificações já

descritas na seção anterior. Assim sendo, $F_{s,i}^d$ é derivada a partir da pressão subglotal que excita a área interna mínima formada pela posições das massas.

A geometria circular do PE-MMM faz com que as posições fixas apresentadas no MMM não existam mais. Como consequência, um possível movimento rotacional dos anéis de massas pode ocorrer, levando a um entendimento errôneo do que acontece no segmento durante a fonação. Para resolver este problema, uma ancoragem adicional foi proposta. Segundo os autores este elemento é posicionado perpendicularmente à posição de ancoragem já existente. Os elementos discutidos acima serão detalhados no capítulo subsequente.

Os modelos apresentados neste subitem foram desenvolvidos para tentar reproduzir a variação temporal do contorno do SFE a partir de imagens obtidas com câmera endoscópica em pessoas laringectomizadas. Para alcançar este objetivo e chegar o mais perto possível do movimento que ocorre no SFE durante a fonação, os autores realizam um processo de otimização. As variáveis otimizadas variam entre os trabalhos. Schwarz, Huttner *et al.* (2011) otimizaram os parâmetros referente as massas $m_{s,i}$, às rigidezes de ancoragem $k_{s,i}^a$, à pressão subglotal P_{sub} e à posição de repouso $x_{s,i}^r$. Hüttner *et al.* (2015) adicionaram a variável de acoplamento vertical $k_{s,i}^v$ a este processo.

As variáveis iniciais para modelagem são semelhantes às propostas por Ishizaka e J. L. Flanagan (1972) (Tabela 1). Entretanto, como o número de elementos vibrantes no PE-MMM são superiores ao de referência, uma adaptação se faz necessária. Esta é realizada da mesma forma que nos modelos multimassa da PV, em que os parâmetros do modelo Ishizaka e Flanagan são divididos pelo número de elementos oscilantes que contemplam o modelo em estudo (SCHWARZ; DÖLLINGER *et al.*, 2008; YANG; LOHSCHELLER *et al.*, 2010). Contudo, Hüttner *et al.* (2015) citam que mesmo com a divisão realizada para o número de elementos, houve ainda a necessidade de reduzir em 30% o valor dos parâmetros iniciais para que a pressão que age nas massas estivessem dentro dos limites fisiológicos.

Ao analisar as formas geométricas de um SFE real é possível notar que há uma grande diferença entre elas e a geometria circular proposta inicialmente para o modelo SFE. Desta forma, para tornar o processo de otimização mais eficiente os autores rearranjam os elementos oscilantes de forma manual, sobrepondo as posições de repouso sobre o contorno do SFE real estimado pela imagens da endoscopia de alta resolução, como pode ser visto na Figura 14. Ainda, para se adaptar à esta morfologia complexa, altamente mutável do SFE, uma função objetivo baseada na combinação de três parâmetros foi desenvolvida pelos autores.

O primeiro destes parâmetros é obtido pela soma das diferenças entre a área do SFE e a área obtida através do PE-MMM, normalizada pela área experimental. Segundo Schwarz, Huttner *et al.* (2011) este é denominado como energia das áreas.

Já o segundo critério é a variação das intersecções entre as áreas citadas. O terceiro e último parâmetro é a mínima distância entre a posição de um elemento oscilante ($x_{s,i}$) e o contorno da área experimental.

Por fim, o processo de otimização, utilizado para tentar aproximar os contornos do PE-MMM ao do SFE (Figura 14), é descrito em três etapas. A primeira, denominada pré-otimização, ajusta a dinâmica do modelo, a frequência e a amplitude da área experimental. Com a população limitada pela etapa anterior, a segunda etapa da otimização (otimização grosseira) define o conjunto de valores que irão representar a mínima diferença entre as trajetórias analisadas. Na última etapa é realizada uma regularização onde, além da dinâmica do modelo, as massas e rigidezes ao longo de cada elemento são avaliadas.

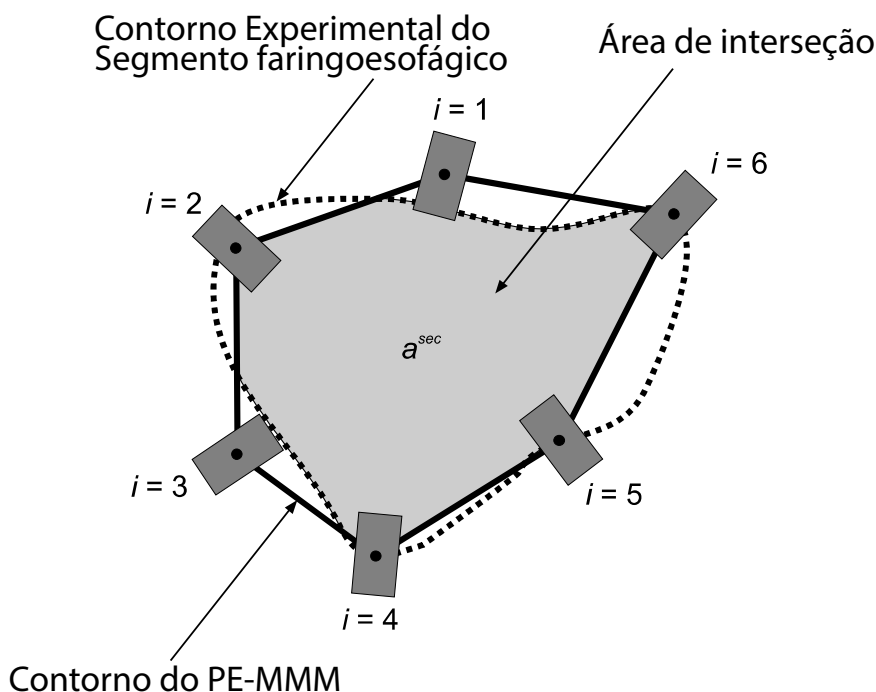


Figura 14 – Redistribuição dos elementos oscilantes para o início do processo de otimização. Fonte: Adaptado de Schwarz (2007).

3 MODELO DO SEGMENTO FARINGOESOFÁGICO BASEADO EM PARÂMETROS AGREGADOS

Assim como apontado no Capítulo 1, este trabalho tem como um dos seus objetivos desenvolver um modelo de parâmetros concentrados que possa ser utilizado para auxiliar o entendimento da vibração que ocorre nos tecidos do SFE durante a geração da voz de pacientes laringectomizados.

Com o intuito de atingir este objetivo, neste capítulo será apresentado o modelo matemático utilizado para a simulação do SFE. O mesmo foi desenvolvido a partir de um modelo já existente proposto por Schwarz (2007), onde algumas modificações ao mesmo foram realizadas.

Entre as modificações propostas estão:

- Utilização do método de diferenças finitas para solução das equações diferenciais.
- Criação de posições laterais ($a_{s,i}^l$), com direção normal às posições existentes $a_{s,i}$, acopladas as massas por um conjunto mola amortecedor.
- Implementação de um método sem simplificações para o cálculo da força de excitação.

3.1 DESCRIÇÃO DO MODELO IMPLEMENTADO

Para representar o formato do esfíncter superior do SFE, definiu-se um modelo de múltiplos elementos oscilantes que somam o total de 12 massas, assim como utilizado por Schwarz (2007). Estes são dispostos de forma que cada par de massa ocupe um vértice da forma geométrica do hexágono regular e esteja direcionado para seu centro, formando assim dois anéis de massas, como apresentado na Figura 15.

Os parâmetros agregados são considerados uma analogia às propriedades da composição fisiológica humana (músculos e mucosa) e são compostos por massas $m_{s,i}$, amortecedores $d_{s,i}$ e seus respectivos coeficientes de rigidez ($k_{s,i}^a, k_{s,i}^l, k_{s,i}^v, k_{s,i}^c$). Cada elemento mecânico descrito acima, somado à possibilidade de deslocamento das massas $m_{s,i}$, em duas direções do plano horizontal, geram as forças que descrevem a dinâmica do modelo proposto. Desta forma, para realizar a modelagem do comportamento dinâmico do SFE durante a fonação, é necessário um sistema composto por 12 equações diferenciais ordinárias. Estas são denominadas equações do movimento e descritas como

$$m_{s,i} \ddot{\mathbf{x}}_{s,i} = \mathbf{F}_{s,i}^A + \mathbf{F}_{s,i}^V + \mathbf{F}_{s,i}^L + \mathbf{F}_{s,i}^C + \mathbf{F}_{s,i}^D. \quad (28)$$

A posição de cada elemento $m_{s,i}$ no plano cartesiano é representado pelo vetor transposto $\mathbf{x}_{s,i} = (x_{s,i}, y_{s,i})^T$. Com esta definição, este modelo descarta o deslocamento

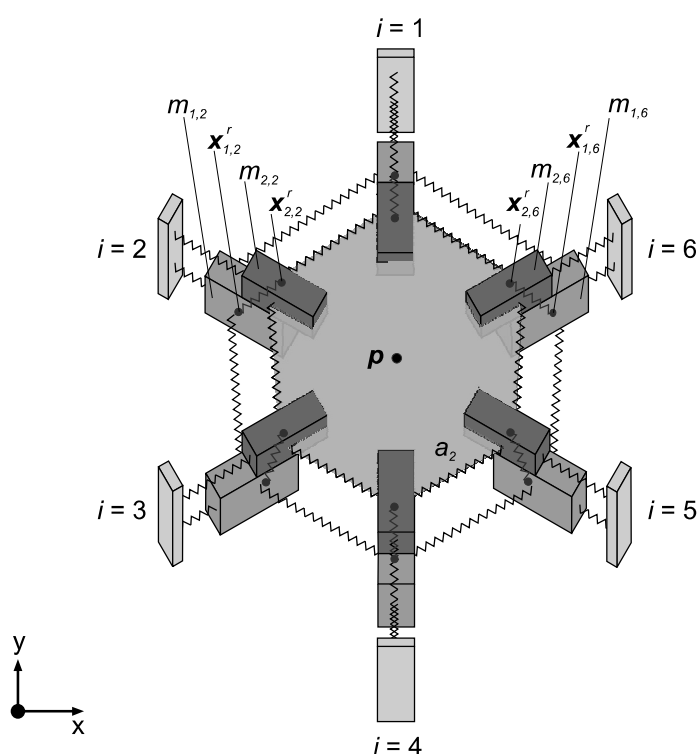


Figura 15 – Representação da disposição das massas no modelo PE-MMM. Fonte: Schwarz, Huttner *et al.* (2011).

vertical. $\dot{x}_{s,i}$ e $\ddot{x}_{s,i}$ representam a velocidade e aceleração deste elemento, respectivamente. A junção das posições elementares em cada plano é responsável por definir a área de abertura A_s do modelo. Os subíndices s e i que aparecem nos componentes acima servem para discriminar a posição espacial e a massa associada. Assim sendo, $s = 1$ representa o anel inferior e $s = 2$ o superior. Já o índice i pode assumir valores de $i = 1, \dots, 6$, que representam as massas em cada um dos vértices do elemento geométrico descrito como na Figura 15.

A primeira modificação proposta é a forma da solução da equação diferencial. Os modelos do segmento faringoesofágico existentes na bibliografia utilizam o método de Runge-Kutta de quarta ordem para a solução da mesma. Já o presente trabalho propõe que a equação diferencial (Equação 28) seja resolvida através da discretização por diferenças finitas regressivas. Este foi escolhido pois é um método com baixa complexidade de implementação, além disso, é uma solução muito utilizada nos modelos de parâmetros concentrados das PV, como em (Jorge C. LUCERO; Laura L. KOENIG, 2005). O autor cita que métodos numéricos clássicos, como o de Runge-Kutta, geram instabilidade numérica a solução.

Este é diferente do método empregado em outros modelos do SFE p diferente do No método de solução escolhido, as derivadas temporais contidas na equação do

movimento serão discretizadas a partir das equações a baixo.

$$\frac{df(t)}{dt} = \frac{f(t_i) - f(t_i - t_{i-1})}{t_i - t_{i-1}} = \frac{f_i - f_{i-1}}{\Delta t} \quad (29)$$

$$\frac{d^2f(t)}{dt^2} = \frac{f_i - 2f_{i-1} + f_{i-2}}{\Delta t^2} \quad (30)$$

As forças que compõem a equação do movimento (Equação 28), com exceção de $F_{s,i}^C$, tem suas direções expostas no diagrama de corpo livre da Figura 16. Outras propriedades e detalhes destas forças serão evidenciados a seguir.

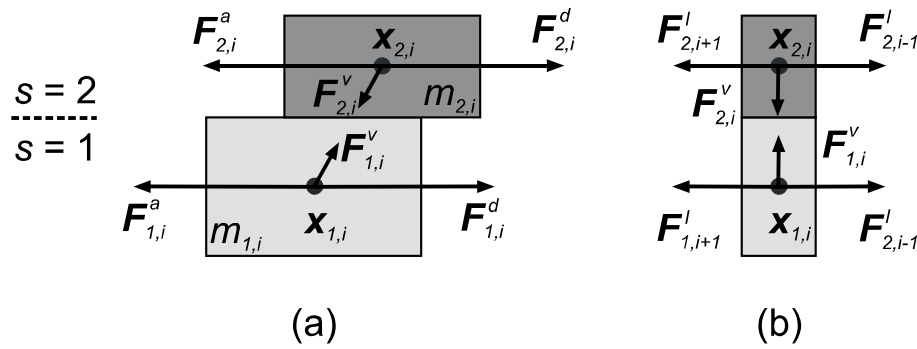


Figura 16 – Representação do diagrama de corpo livre para um elemento oscilante. (a) vista lateral e (b) vista frontal. Fonte: Schwarz, Huttner *et al.* (2011).

3.1.1 Força de ancoragem

Como visto no Capítulo 1, a laringectomia total é responsável pela remoção de toda a laringe e, junto com ela, são retiradas as cartilagens aritenoideas que proporcionam as posições "fixas" encontradas em alguns dos modelos de PV. Estas posições limitam os movimentos das massas. Sem estas condições de contorno o SFE pode apresentar um movimento oscilatório de rotação que, segundo Corina J. van As *et al.* (1999), é incompatível com o que ocorre durante o processo de abertura e fechamento do SFE. Para contornar este problema Schwarz (2007) adiciona ao modelo uma força de ancoragem lateral, posicionada perpendicular à força de ancoragem existente. Hüttner *et al.* (2015) cita que não há nenhuma explicação fisiológica para tal, ou seja, é somente um artifício matemático para promover a estabilidade do modelo.

A força de ancoragem proposta nos trabalhos que representam o SFE (SCHWARZ, 2007; SCHWARZ; HÜTTNER *et al.*, 2011; HÜTTNER *et al.*, 2015) pode ser representada pela equação abaixo.

$$\begin{aligned} \mathbf{F}_{s,i}^A = & -k_{s,i}^a \cdot \|\mathbf{x}_{s,i}^r - \mathbf{x}_{s,i}\|_2 \cdot \mathbf{u}_{s,i}^a - r_{s,i}^a \cdot (\mathbf{u}_{s,i}^a)^T \cdot \dot{\mathbf{x}}_{s,i} \cdot \mathbf{u}_{s,i}^a \\ & - k_{s,i}^p \cdot \|\mathbf{x}_{s,i}^r - \mathbf{x}_{s,i}\|_2 \cdot \mathbf{u}_{s,i}^p - r_{s,i}^p \cdot (\mathbf{u}_{s,i}^p)^T \cdot \dot{\mathbf{x}}_{s,i} \cdot \mathbf{u}_{s,i}^p. \end{aligned} \quad (31)$$

onde $\mathbf{x}_{s,i}^r$ representa a posição de repouso, $k_{s,i}^a$ é o coeficiente de rigidez e $r_{s,i}^a$ representa o coeficiente de amortecimento que incorpora as perdas viscosas dos tecidos, definido pela Equação 32 (ISHIZAKA; J. L. FLANAGAN, 1972; SCHWARZ; DÖLLINGER *et al.*, 2008).

$$r_{s,i}^a = 2\zeta_s \sqrt{m_{s,i} k_{s,i}^a}. \quad (32)$$

O amortecimento $r_{s,i}^a$ definido acima, sofre modificações quando a força de colisão se faz presente. Esta alteração é aplicada no parâmetro ζ , o qual tem seu valor alterado para $\zeta_1 = 0.1$ e $\zeta_2 = 0.6$ quando ocorre o fenômeno de colisão entre massas. Para o restante do tempo o valor atribuído para variável é $\zeta_1 = 1.1$ e $\zeta_2 = 1.6$.

A primeira linha da Equação 31 representa a força de ancoragem posicionada normal à disposição das massas no hexágono. $\mathbf{u}_{s,i}^a$ é o vetor unitário que representa a direção desta força. A representação gráfica desta direção pode ser vista na Figura 17. Sua formulação é descrita por Yang, Lohscheller *et al.* (2010) e representada na Equação 33, onde $\mathbf{a}_{s,i}$ é a posição da ancoragem normal.

A segunda linha presente na Equação 31 refere-se à força de acoplamento lateral, adicionada para conter o movimento de rotação. Neste caso, a direção desta força é obtida pelo vetor unitário $\mathbf{u}_{s,i}^p$ descrito pela Equação 34.

$$\mathbf{u}_{s,i}^a = \frac{\mathbf{a}_{s,i} - \mathbf{x}_{s,i}}{\|\mathbf{a}_{s,i} - \mathbf{x}_{s,i}\|_2}. \quad (33)$$

$$\mathbf{u}_{s,i}^p = \begin{pmatrix} 0 & -1 \\ 1 & 0 \end{pmatrix} \cdot \mathbf{u}_{s,i}^a. \quad (34)$$

onde $\|\mathbf{a}_{s,i} - \mathbf{x}_{s,i}\|_2$ é a norma euclidiana da diferença dos vetores.

Ao implementar as forças de ancoragem como descrito acima, constatou-se que o movimento de rotação ainda encontra-se presente no modelo (ver Figura 18). Consequentemente, um leve aumento na amplitude de movimento pode ocasionar incoerência no modo de vibrar do modelo que representa o SFE.

Isto ocorre por dois motivos: O primeiro é pelo fato de $\mathbf{u}_{s,i}^p$ ser determinado por um ângulo de 90 graus a partir de $\mathbf{u}_{s,i}^a$. Desta forma, a posição de ancoragem lateral é flutuante, ou seja, seu valor é alterado a cada variação de tempo. O segundo motivo, é o fato do mesmo alongamento ser aplicado às duas molas de ancoragem (normal e a lateral), gerando forças elásticas de mesma magnitude. O último fator é o mais determinante, pois quando o deslocamento das massas no plano cartesiano não for simétrico, forças com amplitudes desiguais deveriam ser resultantes.

Para contornar as questões levantadas acima, algumas alterações na forma de calcular a força de ancoragem foram realizadas. A primeira é a criação da posição de ancoragem lateral $\mathbf{a}_{s,i}^l$. Esta, a partir de agora será fixa e encontra-se posicionada de forma perpendicular à ancoragem já existente ($\mathbf{a}_{s,i}$). Com esta posição definida, é

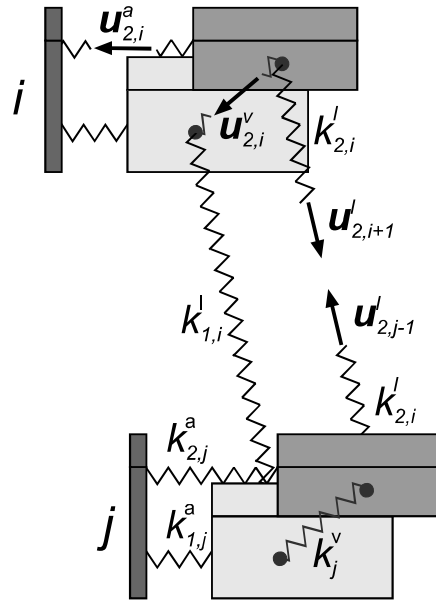


Figura 17 – Definição gráfica dos vetores unitários $u_{2,i}^a$ e $u_{2,i}^v$ para elemento de massa $m_{2,i}$. $u_{2,i+1}^l$ e $u_{2,j-1}^l$ representam o acoplamento lateral ao elemento seguinte e anterior, respectivamente. Fonte: Schwarz (2007)

possível calcular o vetor unitário $u_{s,i}^p$ que irá indicar a direção desta força lateral, que é semelhante a $u_{s,i}^a$, como visto na Equação 36.

Por fim, define-se uma deflexão individual para cada elemento de rigidez baseado nas respectivas posições de ancoragem. As alterações ficam evidentes na Equação 35.

$$\begin{aligned} \mathbf{F}_{s,i}^A = & -k_{s,i}^a \cdot (\|\mathbf{a}_{s,i} - \mathbf{x}_{s,i}^r\|_2 - \|\mathbf{a}_{s,i} - \mathbf{x}_{s,i}\|_2) \cdot \mathbf{u}_{s,i}^a \\ & - r_{s,i}^a \cdot (\mathbf{u}_{s,i}^a)^T \cdot \dot{\mathbf{x}}_{s,i} \cdot \mathbf{u}_{s,i}^a \\ & - k_{s,i}^l \cdot (\|\mathbf{a}_{s,i}^l - \mathbf{x}_{s,i}^r\|_2 - \|\mathbf{a}_{s,i}^l - \mathbf{x}_{s,i}\|_2) \cdot \mathbf{u}_{s,i}^p \\ & - r_{s,i}^l \cdot (\mathbf{u}_{s,i}^p)^T \cdot \dot{\mathbf{x}}_{s,i} \cdot \mathbf{u}_{s,i}^p, \end{aligned} \quad (35)$$

$$\mathbf{u}_{s,i}^p = \frac{\mathbf{a}_{s,i}^l - \mathbf{x}_{s,i}}{\|\mathbf{a}_{s,i}^l - \mathbf{x}_{s,i}\|_2}. \quad (36)$$

A Figura 18 é a representação gráfica do problema exposto nesta subseção. A parte superior da imagem representa o movimento oscilatório quando a força de ancoragem é calculada como descrito por Schwarz (2007). Ao analisar a imagem pode-se notar que o movimento de rotação das massas ainda ocorre (Figura 18a). A Figura 18b representa o mesmo ciclo de oscilação da anterior, entretanto, a força de ancoragem agora é calculada com as alterações propostas neste trabalho. Diferente do que ocorre antes, é possível observar que neste caso o movimento das massas é o de pulsar. Este é o resultado esperado visto que o modelo é simétrico, tem todos os

parâmetros mecânicos definidos por iguais e é excitado por uma força na direção das posições de ancoragem normal às massas.

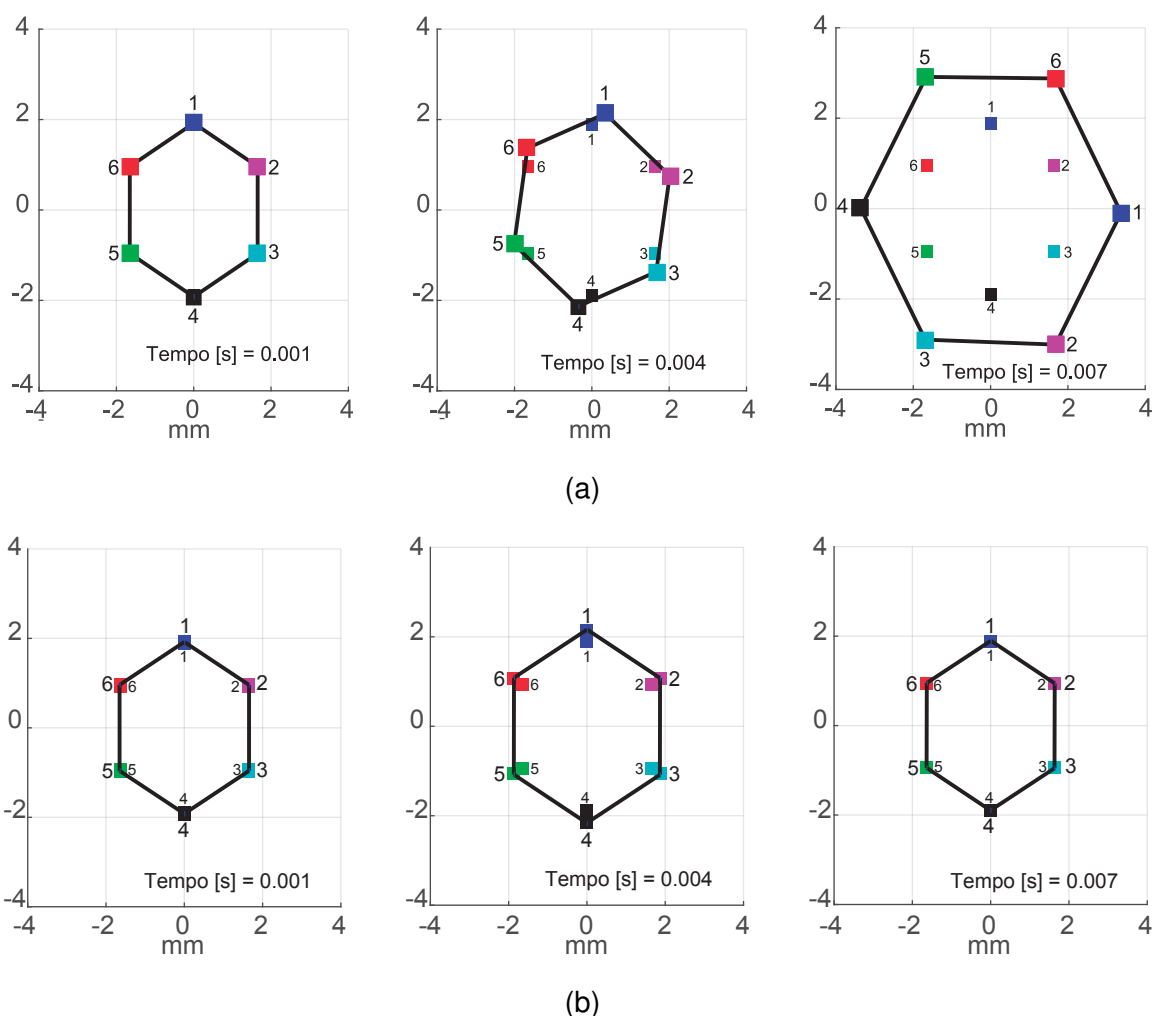


Figura 18 – Movimento do modelo do SFE ao longo de um ciclo de oscilação. a) Força de ancoragem $F_{s,i}^A$ de Schwarz, Huttner *et al.* (2011) . b) Força de ancoragem $F_{s,i}^A$ proposta pelo autor. Fonte: elaborado pelo Autor.

3.1.2 Força de acoplamento vertical

A força de acoplamento vertical é a responsável pela união das duas massas que encontram-se na mesma posição i e planos diferentes s , como representado no esquema da Figura 16. Vale ressaltar que o movimento vertical é desconsiderado neste modelo e, por isto, somente o deslizamento entre as massas é contabilizado nesta força. Isto ocorre pois quando o modelo atinge o regime estacionário a contribuição da força resultante do deslocamento vertical é praticamente nula (WONG *et al.*, 1991). Desta forma, a força de acoplamento $F_{s,i}^V$ é calculada conforme proposto por Schwarz (2007),

através da seguinte equação:

$$\begin{aligned} \mathbf{F}_{s,i}^V = & -k_{s,i}^v \cdot (\|\mathbf{x}_{s^*,i}^r - \mathbf{x}_{s,i}^r\|_2 - \|\mathbf{x}_{s^*,i} - \mathbf{x}_{s,i}\|_2) \cdot \mathbf{u}_{s,i}^v \\ & - r_{s,i}^v \cdot (\mathbf{u}_{s,i}^v)^T \cdot (\dot{\mathbf{x}}_{s,i} - \dot{\mathbf{x}}_{s^*,i}) \cdot \mathbf{u}_{s,i}^v, \end{aligned} \quad (37)$$

sendo,

$$\mathbf{u}_{s,i}^v = \frac{\mathbf{x}_{s^*,i} - \mathbf{x}_{s,i}}{\|\mathbf{x}_{s^*,i} - \mathbf{x}_{s,i}\|_2}, \quad (38)$$

onde, $k_{s,i}^v$ e $r_{s,i}^v$ são os coeficientes de rigidez e amortecimento dos elementos que acoplam verticalmente as massas $m_{s,i}$ e $m_{s^*,i}$. A definição espacial de $\mathbf{u}_{s,i}^v$ pode ser vista na Figura 17. O índice s^* é definido por:

$$s^* = \begin{cases} 1, & s = 2 \\ 2, & s = 1 \end{cases}. \quad (39)$$

3.1.3 Força de acoplamento lateral

O termo $\mathbf{F}_{s,i}^L$, explícito na Equação 40, é a força formada pela conexão entre a massa do mesmo plano 's', variando-se 'i'. O acoplamento mecânico é realizado por elementos de rigidez e amortecimento, com seus coeficientes de elasticidade $k_{s,i}^l$ e amortecimento $r_{s,i}^l$ expressos em função dos coeficientes da força de ancoragem. As Equações 41 e 42 representam como estes coeficientes mecânicos são calculados, sendo $\xi_k = 0.2$ e $\xi_r = 0.06$.

$$\begin{aligned} \mathbf{F}_{s,i}^L = & -k_{s,i-1}^l \cdot (\|\mathbf{x}_{s,i-1}^r - \mathbf{x}_{s,i}^r\|_2 - \|\mathbf{x}_{s,i-1} - \mathbf{x}_{s,i}\|_2) \cdot \mathbf{u}_{s,i-1}^l \\ & - r_{s,i-1}^l \cdot (\mathbf{u}_{s,i-1}^l)^T \cdot (\dot{\mathbf{x}}_{s,i} - \dot{\mathbf{x}}_{s,i-1}) \cdot \mathbf{u}_{s,i-1}^l \\ & - k_{s,i}^l \cdot (\|\mathbf{x}_{s,i+1}^r - \mathbf{x}_{s,i}^r\|_2 - \|\mathbf{x}_{s,i+1} - \mathbf{x}_{s,i}\|_2) \cdot \mathbf{u}_{s,i+1}^l \\ & - r_{s,i+1}^l \cdot (\mathbf{u}_{s,i+1}^l)^T \cdot (\dot{\mathbf{x}}_{s,i} - \dot{\mathbf{x}}_{s,i+1}) \cdot \mathbf{u}_{s,i+1}^l. \end{aligned} \quad (40)$$

$$k_{s,i}^l = \xi_k \cdot (k_{s,i}^a + k_{s,i+1}^a). \quad (41)$$

$$r_{s,i}^l = \xi_r \cdot (r_{s,i}^a + r_{s,i+1}^a). \quad (42)$$

Os vetores unitários $\mathbf{u}_{s,i-1}^l$ e $\mathbf{u}_{s,i+1}^l$ presentes nas equações acima, são definidos pela Equação 43, e tem suas direções ilustradas na Figura 17.

$$\mathbf{u}_{s,i-1}^l = \frac{\mathbf{x}_{s,i-1} - \mathbf{x}_{s,i}}{\|\mathbf{x}_{s,i-1} - \mathbf{x}_{s,i}\|_2} \quad e \quad \mathbf{u}_{s,i+1}^l = \frac{\mathbf{x}_{s,i+1} - \mathbf{x}_{s,i}}{\|\mathbf{x}_{s,i+1} - \mathbf{x}_{s,i}\|_2}. \quad (43)$$

3.1.4 Força de colisão

Nos primeiros modelos de PV, como de Ishizaka e J. L. Flanagan (1972), representados por dois elementos oscilantes que inicialmente encontram-se opostos um ao outro, a força de colisão é calculada a partir do contato que ocorre quando estes elementos de massas se encontram. No presente trabalho, assim como nos modelos mais recentes e de múltiplos elementos oscilantes, como Schwarz (2007), Schwarz, Döllinger *et al.* (2008) e Yang, Lohscheller *et al.* (2010), a força é baseada na definição de colisão proposta por Gunter (2003).

Desta forma, a força de colisão irá ocorrer quando uma massa $m_{s,i}$ cruza o acoplamento lateral que une outras duas massas. A representação gráfica desta definição pode ser vista na Figura 19. $F_{s,i}^C$, segundo Schwarz (2007), é definida como exposto na Equação 44 e atua como uma força de rigidez adicional na massa $m_{s,i}$.

$$\mathbf{F}_{s,i}^C := - \sum_{\forall j} k_{s,i,j}^c d_{s,i,j}^p \mathbf{u}_{s,i}^a. \quad (44)$$

Na equação acima $d_{s,i,j}^p$ é a distância em que a massa ultrapassa os limites do perímetro da composição geométrica que representa o SFE e $k_{s,i,j}^c$ é o coeficiente de rigidez definido como

$$k_{s,i,j}^c := 3 \cdot \left(\frac{l_{s,i,j}^c}{l_{s,i,j}^c + l_{s,i,j+1}^c} k_{s,j}^a + \frac{l_{s,i,j+1}^c}{l_{s,i,j}^c + l_{s,i,j+1}^c} k_{s,j+1}^a \right). \quad (45)$$

Neste caso, $l_{s,i,j}^c$ é a distância entre a intersecção do ponto de colisão as massas adjacentes a ele e j indica o índice do elemento de massa oposto a $m_{s,i}$. Os termos acima estão expostos na Figura 19.

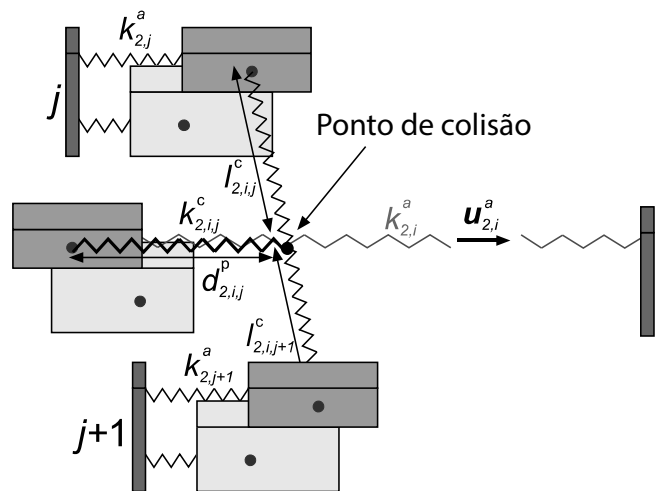


Figura 19 – Definição gráfica da força de colisão que ocorre entre a massa $m_{s,i}$ e os elementos de ligação de duas massas opostas $m_{s,j}$ e $m_{s,j+1}$. Fonte: Adaptado de Schwarz (2007).

3.1.5 Força de excitação

A força de excitação $F_{s,i}^D$ será calculada por dois métodos. O primeiro é um método abordado por Steinecke e Herzel (1995), Schwarz, Döllinger *et al.* (2008) e Schwarz (2007). Neste caso, várias simplificações fluidodinâmicas são realizadas de forma que a força de excitação torna-se dependente somente da pressão que chega dos pulmões e atravessa a mínima seção transversal do SFE. O segundo método, denominado método detalhado, foi proposto inicialmente por Ishizaka e Flanagan. Neste caso, a força motriz depende da variação da pressão que ocorre dentro SFE, ou seja, sofre a influência da variação das áreas entre os anéis de massa superior e inferior, assim como, do efeito resistivo da viscosidades das paredes do SFE. Outro fator importante no cálculo da força de forma detalhada, é a possibilidade da inclusão da influência da expansão de área causada pelo acoplamento do TV ao sistema do SFE. A seguir, são apresentados cada um dos métodos.

3.1.5.1 Forma simplificada da força de excitação

A forma simplificada do cálculo da força motriz considera que o fluxo de ar é quase-permanente devido à sua alta velocidade e a pequena dimensão do orifício que ele atravessa (STEINECKE; HERZEL, 1995). Para este caso, a pressão do pulmão P_{sub} e a pressão à jusante do SFE P_{supra} são constantes, onde $P_{sub} > 0$ e $P_{supra} = 0$. Assim como na maioria dos modelos de PV, considera-se ainda que o escoamento desprende-se da superfície do SFE ao passar pela mínima área, formada pelo arranjo das massas do modelo, formando assim um jato.

Considerando as simplificações citadas e ainda que as perdas viscosas dentro do SFE não sejam contabilizadas, é possível derivar as pressões que atuam no SFE a partir da equação de Bernoulli, dada por

$$P_{sub} = P + \frac{\rho}{2} \cdot \left(\frac{U_g}{A_1} \right)^2 = P_{supra} + \frac{\rho}{2} \cdot \left(\frac{U_g}{A_{min}} \right)^2. \quad (46)$$

onde ρ é a densidade do ar, P e A_1 são, respectivamente, a pressão e a área referentes ao anel inferior do SFE, A_{min} a menor área entre os contornos formados pelo agrupamento das massas inferiores e superiores e U_g é a velocidade do volume de ar que percorre o SFE.

Com a consideração de que $P_{supra} = 0$, deriva-se da equação acima a pressão que age no anel inferior do SFE, como visto na Equação 47 (STEINECKE; HERZEL,

1995).

$$P = \begin{cases} P_{sub} \cdot \left(1 - \left(\frac{A_{min}}{A_1}\right)^2\right) & , \quad A_1 > 0 \\ 0 & , \quad A_1 \leq 0 \end{cases} \quad (47)$$

Apesar de não influenciar matematicamente nos resultados da pressão, o fluxo de volume também pode ser obtido através da Equação 46, por

$$U_g = \sqrt{\frac{2P_{sub}}{\rho}} \cdot A_{min}. \quad (48)$$

Diferente da pressão determinada acima, que age por igual em todas as massas, a força de excitação $\mathbf{F}_{s,i}^D$ tem sua atuação definida de forma individual para cada componente de massa do sistema. Sua magnitude pode ser determinada com a multiplicação da pressão P pela área de cada elemento de massa, como a seguir

$$\mathbf{F}_{s,i}^D = \begin{cases} P \cdot w_{s,i} \cdot h_s \cdot \mathbf{u}_i^d & , \quad s = 1 \\ 0 & , \quad s = 2 \end{cases} \quad (49)$$

A área da massa é definida por h_s e $w_{s,i}$ que são sua altura e o comprimento, respectivamente. Já a direção que a força motriz atua é determinada por $\mathbf{u}_{s,i}^d$. Como observado na Figura 20, este vetor unitário é definido de forma que fique sempre perpendicular ao componente w_i .

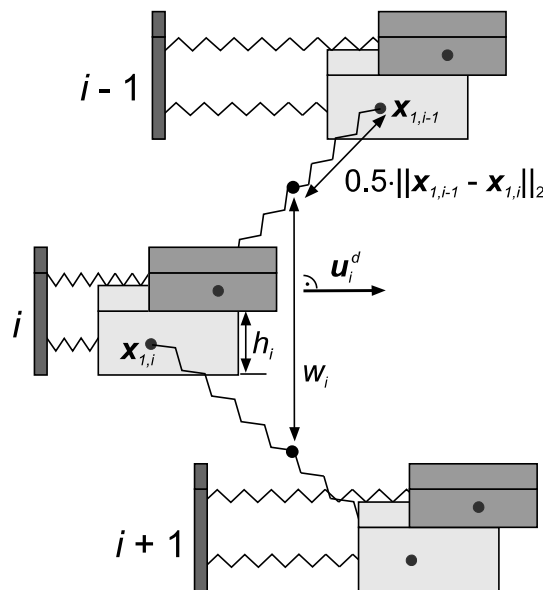


Figura 20 – Definição gráfica do comprimento lateral efetivo w_i e do vetor unitário que representa a direção da força de excitação $\mathbf{u}_{s,i}^d$. Fonte: Schwarz (2007)

Para distribuir individualmente a pressão em cada elemento de forma mais eficaz, Schwarz (2007) propôs que cada massa deve apresentar um comprimento lateral efetivo w_i . Como apresentado na Figura 20, este comprimento é calculado a partir do ponto médio das molas de acoplamento lateral. Sua definição é dada por

$$w_i = \frac{1}{2} \cdot \|\mathbf{x}_{s,i+1} - \mathbf{x}_{s,i-1}\|_2. \quad (50)$$

3.1.5.2 Forma detalhada da força de excitação

Os atuais modelos do SFE apresentam a força que descreve a excitação de forma simplificada, como discutido acima. Neste trabalho, esta força será implementada de forma mais detalhada. Este procedimento também ocorre para realizar o acoplamento entre o modelo do SFE e o TV, como será evidenciado no Capítulo 5.

A consideração que o escoamento é quase-permanente, devido sua alta velocidade e o pequeno espaço que ele atravessa é mantida. Do mesmo modo, define-se que ocorre em uma única dimensão. Através da equação de Bernoulli deriva-se a distribuição da pressão ao longo do SFE, como ilustra a Figura 21.

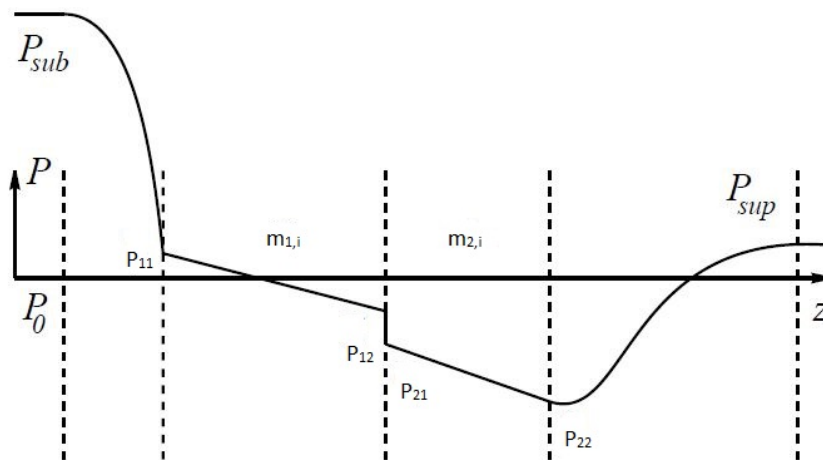


Figura 21 – Distribuição da pressão nas bordas das massas que compõem um elemento oscilante. Fonte: Adaptado de Kob (2002).

A forma de descrever matematicamente a queda de pressão apresentada na Figura 21, pode ser obtida pela generalização das Equações 16 a 20. Desta forma, as equações são reescritas como

$$P_{sub} - P_{s,a} = \frac{\rho}{2} \cdot \left(\frac{U_g}{A_1} \right)^2, \quad (51)$$

$$P_{s,a} - P_{s,b} = 12 \cdot \frac{\mu l_g^2 h_s}{A_s^3} \cdot U_g + \frac{\rho h_s}{A_s} \cdot \frac{dU_g}{dt}, \quad (52)$$

$$P_{s+1,a} - P_{s,b} = \frac{\rho}{2} \cdot U_g^2 \cdot \left(\frac{1}{A_s^2} - \frac{1}{A_{s+1}^2} \right). \quad (53)$$

onde $P_{s,a}$, $P_{s,b}$ são as pressões da borda inferior e superior para um determinado elemento de massa $m_{s,i}$. Por fim, l_g é a dimensão que representa a abertura máxima do SFE.

O fluxo de volume para o método detalhado é calculado pela Equação 54, a mesma proposta por Man Sondhi e Schroeter (1987).

$$U_g = \frac{P_{sub} - P_{supra} - L_{tot} \cdot \frac{dU_g}{dt}}{R_{tot}} \quad (54)$$

L_{tot} e R_{tot} , calculadas pelas Equações 55 e 56, são as variáveis que representam a indutância e resistência resultantes da variação das áreas ao longo do segmento, assim como da contração (Pulmão/SFE) e expansão (SFE/TV) que ocorre nas extremidades inferior e superior do SFE. A_0 é a área que representa a primeira seção do TV.

$$L_{tot} = \rho \cdot \left(\frac{h_1}{A_1} + \frac{h_2}{A_2} \right), \quad (55)$$

$$R_{tot} = \frac{\rho}{2} \left[\frac{0.37}{A_2^2} + \frac{1 - 2 \cdot \frac{a_2}{A_0} \cdot \left(1 - \frac{A_2}{A_0} \right)}{A_2^2} \right] \cdot U_g(n-1) \quad (56)$$

$$+ 12\mu l_g^2 \cdot \left(\frac{h_1}{A_1^3} + \frac{h_2}{A_2^3} \right).$$

A pressão que age em cada um dos anéis de massa é obtida pela média das pressões calculadas na parte inferior e superior de cada plano s , como visto na Equação 57. Entretanto, $P_{s,m}$ pode fornecer valores negativos de pressão. Caso isto ocorra, a pressão média que age nas massas tem o seu valor designado zero. Isto é realizado para garantir a validade das pressões calculadas pela equação de Bernoulli, uma vez que esta é menos aplicável quando a disposição das massas forma uma configuração divergente (caso em que a pressão dentro do SFE assume valores negativos ou muito próximos de zero) (I. TITZE, 2000; YANG; LOHSCHELLER *et al.*, 2010).

$$P_{s,m} = \frac{1}{2} \cdot (P_{s,a} + P_{s,b}). \quad (57)$$

Por fim, a força motriz para este caso é calculada pela Equação 58.

$$\mathbf{F}_{s,i}^D = P_{s,m} \cdot w_{s,i} \cdot h_s \cdot \mathbf{u}_{i,s}^d. \quad (58)$$

Como citado anteriormente, o método utilizado para resolver o sistema de equações definido na Equação 28 é o de diferenças finitas. Este foi escolhido por ser uma forma simples e que demanda pouco esforço computacional. O intervalo de amostragem determinado para o cálculo de cada iteração é igual a $\Delta t = 0.1$ ms (milissegundos). Inicialmente, o método iterativo calcula todos os coeficientes e forças que dependem da pressão e do deslocamento para o n -ésimo termo (n^{th}), utilizando valores do *time step* anterior ($(n-1)^{th}$). Juntando estes valores com o deslocamento de dois *time step* anteriores é possível encontrar o deslocamento atual $\mathbf{x}_{s,i}$. A partir disto, é possível calcular novas áreas, escoamento e valores de pressão. Por fim, estes são armazenados e utilizados nos cálculos dos intervalos de tempo subsequentes.

3.2 PARÂMETROS INICIAIS DO MODELO AGREGADO DO SFE

O modelo inicialmente tem as posições de repouso do anel inferior $x_{s,1}^r$ distribuídas igualmente em todo o plano cartesiano, formando uma área total igual a $a_1 \approx 9 \cdot 10^{-5}$ m. Já as posições de repouso das massas da porção superior são deslocadas por um fator 0.05 em relação ao outro plano, no sentido que afastem-se do centro. Isto é realizado para que o modelo do SFE inicie com um perfil convergente (SCHWARZ, 2007; HÜTTNER *et al.*, 2015). Para finalizar a distribuição espacial, as posições de ancoragem tanto normal ($\mathbf{a}_{s,i}$) quanto lateral ($\mathbf{a}_{s,i}^l$), são fixadas a 1.2 cm de distância do seu respectivo elemento de massa (SCHWARZ, 2007). Como pode ser visto na Figura 22.

O fluxo de ar e as pressões que atuam no interior do SFE recebem o valor zero para as duas primeiras iterações do modelo, pois como explicado, terão seu valor atualizado no final de cada *time step* e assim utilizados para os cálculos seguintes. Já a pressão antes do SFE (pressão pulmonar) tem o valor estipulado de $P_{sub} = 2.4$ kPa (YANG; LOHSCHELLER *et al.*, 2010; HÜTTNER *et al.*, 2015).

Em modelos de PV o comprimento longitudinal l_g não sofre alteração no seu valor durante a simulação. Desta forma, o valor padrão pode ser utilizado para representar o mesmo, em mulheres assume-se que $l_g = 0.7$ e para homens $l_g = 1.4$ (ISHIZAKA; J. L. FLANAGAN, 1972; SCHWARZ; DÖLLINGER *et al.*, 2008; YANG; LOHSCHELLER *et al.*, 2010).

Como o SFE apresenta uma configuração circular, que ao ser excitada pode sofrer deformações em todos os sentidos do plano horizontal, não há uma dimensão longitudinal imutável. Desta forma, é necessário adotar um valor que represente o tamanho da abertura média do SFE, para que o cálculo das pressões e do fluxo de

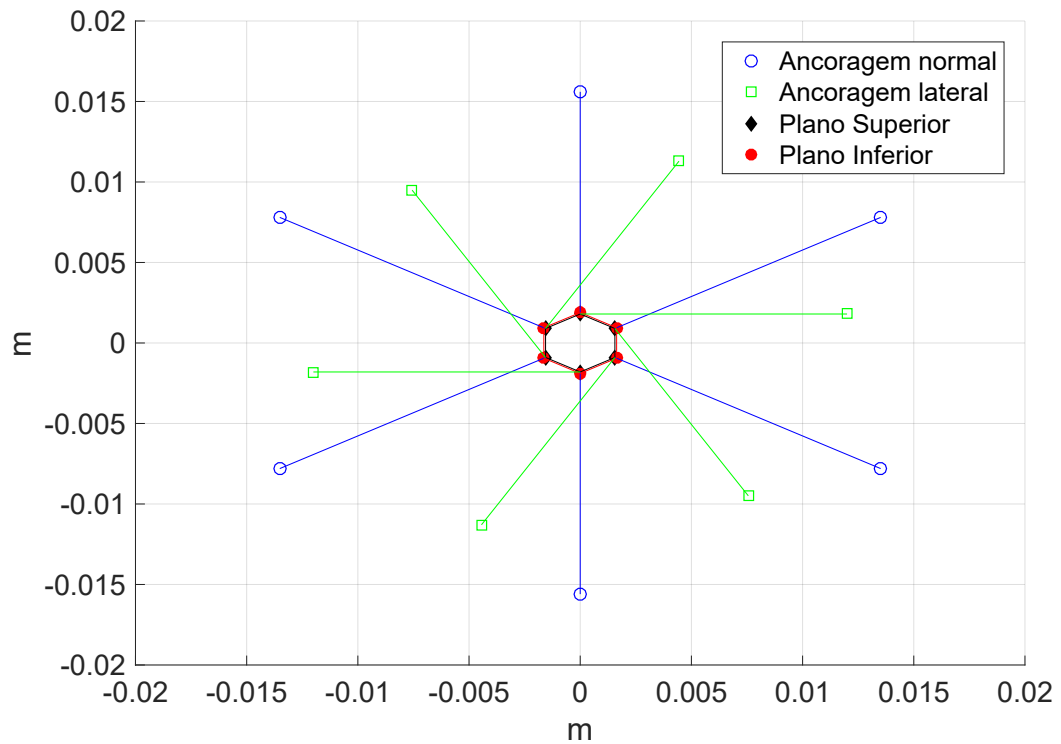


Figura 22 – Representação da configuração inicial do modelo desenvolvido. Fonte: elaborado pelo Autor.

volume ao longo deste orifício seja realizado de forma coerente com sua dimensão. Este valor será contabilizado levando-se em consideração uma aproximação da configuração dos elementos oscilantes no plano cartesiano durante cada instante de tempo. Esta simplificação considera que o SFE é circular e que a variável l_g representa o diâmetro do mesmo. Vale ressaltar que esta simplificação de circularidade da área do SFE é considerada somente para obter esta variável.

As demais variáveis necessárias para resolver o sistema de equações proposto neste trabalho estão descritas na Tabela 1. Estes valores foram previamente utilizados por Hüttner *et al.* (2015). Os autores citam que foi necessário reduzir em 30% os valores nominais, inicialmente introduzidos por Ishizaka e J. L. Flanagan (1972), para que o valor da pressão P_{sub} estivesse dentro da faixa considerada como condições fisiológicas para produzir a excitação do modelo.

Tabela 1 – Valores dos parâmetros mecânicos iniciais para a simulação do SFE. Fonte: Adaptado de Hüttner *et al.* (2015)

Plano s	$m_{s,i}[g]$	$k_{s,i}^a[N/m]$	$k_{s,i}^v[N/m]$	$r_{s,i}^v[Ns/m]$	$h_s[m]$
1	0.0109	7	2.2	0.0022	0.0025
2	0.0022	0.7	2.2	0.0022	0.0005

As imagens 23 e 24 são exemplos da pressão e do fluxo de volume, quando os parâmetros descritos acima são utilizados para resolver o modelo proposto neste trabalho. As imagens 25 e 26 são os resultados obtidos para a área e a transformada de Fourier da variação das áreas, respectivamente.

Com a finalidade de comparar os dois métodos utilizados para encontrar a força de excitação do modelo, é necessário desconsiderar o acoplamento do TV ao modelo detalhado. Isto é realizado considerando que P_{supra} é zero e que a área que representa a primeira seção do TV é a mesma do SFE. Observa-se, ao analisar os resultados exibidos abaixo, que há uma pequena diferença entre as curvas referentes aos dois métodos utilizados. Esta diferença, é esperada e acontece devido às simplificações existentes em um dos modelos. Entretanto, como visto na Figura 26, a frequência fundamental do modelo para os dois casos é exatamente a mesma. Pode-se afirmar que esta pequena diferença encontrada nos demais parâmetros pode ser desconsiderada, validando a utilização do modelo detalhado para o SFE.

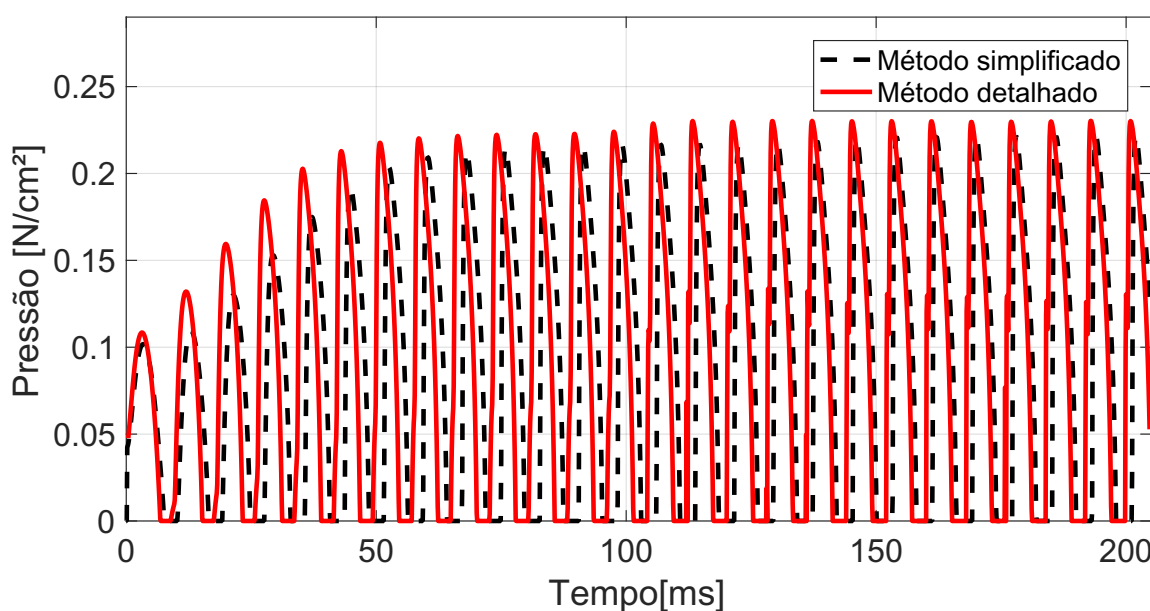


Figura 23 – Pressão responsável por excitar o modelo. A curva tracejada representa a pressão P do método simplificado. A curva contínua representa $P_{1,m}$, presente no método detalhado. Fonte: elaborado pelo Autor.

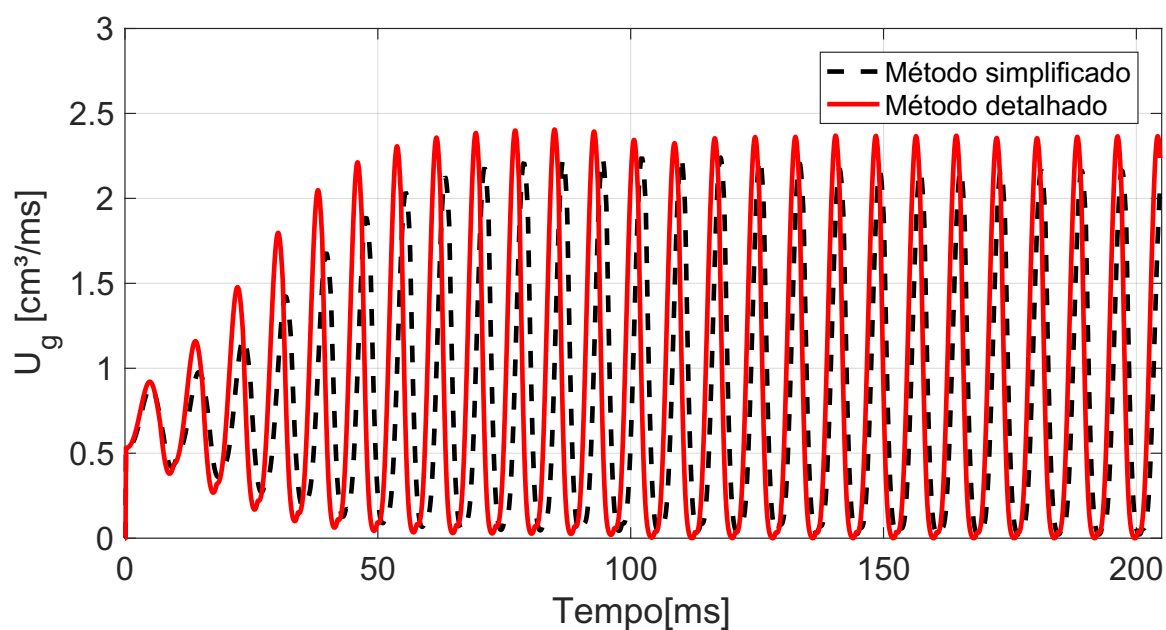


Figura 24 – Fluxo de volume ao longo do SFE. Fonte: elaborado pelo Autor.

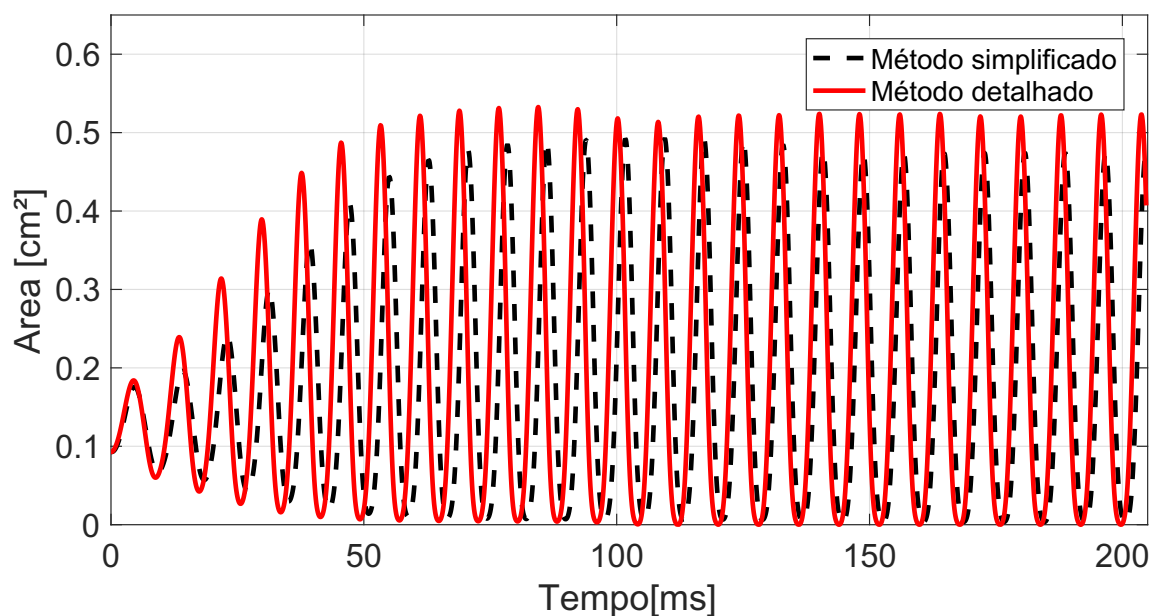


Figura 25 – Gráfico da variação da área do primeiro anel de massas, ao longo do tempo. Fonte: elaborado pelo Autor.

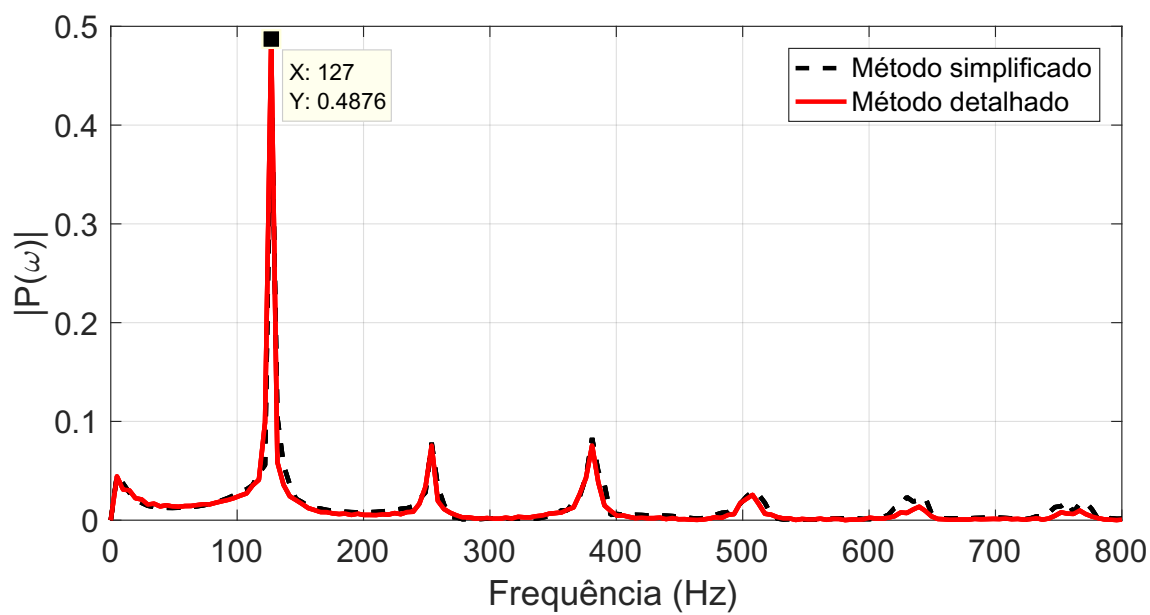


Figura 26 – Magnitude da transformada de Fourier da pressão. Fonte: elaborado pelo Autor.

4 OTIMIZAÇÃO DO MODELO AGREGADO

Neste capítulo será apresentado o procedimento aplicado para modificar os parâmetros mecânicos do modelo supracitado. Estas modificações são realizadas com o objetivo de aproximar os resultados acústicos (forma da onda acústica do SFE), obtidos através do modelo, aos poucos resultados contidos na bibliografia. Para realizar de forma automática estas variações dos componentes mecânicos é aplicado um método de otimização heurística conhecida como algoritmo genéticos (AG) (GOLDBERG, 1989; HOLLAND, 1992).

De forma simplista, os AG são ferramentas versáteis e robustas utilizadas na otimização de problemas não determinísticos. Sua lógica de funcionamento é inspirada no processo de seleção natural descrito por Darwin (GOLDBERG, 1989), onde os indivíduos que apresentam os melhores resultados tem seus genes (características específicas do indivíduo) compartilhados com as novas populações pelo processo evolutivo. No *software* Matlab, utilizado para desenvolver o trabalho, existe uma função predefinida para realizar este processo de otimização, que será utilizada seguindo o procedimento descrito a seguir.

4.1 PARÂMETROS OTIMIZADOS

Como é sabido, ao modificar os valores dos elementos de massa, mola ou amortecimento de um sistema mecânico irá alterar os padrões de vibração do mesmo. Desta forma, para encontrar o conjunto de parâmetros que represente com maior fidelidade a vibração do SFE durante o processo de fonação, é proposto neste trabalho um espaço de busca com um total de 38 elementos. Estes, são divididos da seguinte forma: 12 elementos de massa $m_{s,i}$ e 12 coeficientes de rigidez de ancoragem $k_{s,i}^a$, ou seja, seis para o anel inferior e seis para o superior. Os coeficientes de rigidez $k_{s,i}^v$ e os coeficientes de amortecimento $r_{s,i}^v$, que representam a força vertical, somam um total de seis elementos cada. Por fim, é otimizado a pressão de entrada no SFE P_{sub} e o coeficiente das posições de repouso Q_r .

Dos parâmetros citados acima, os coeficientes de amortecimento vertical $r_{s,i}^v$ e o coeficiente Q_r são os que diferem dos parâmetros otimizados em outros modelos do SFE.

Todos os outros parâmetros de amortecimento detalhados neste trabalho são derivados dos coeficientes de rigidez associados a eles, como visto por exemplo nas Equações 32 e 42. Entretanto, no caso do coeficiente de amortecimento vertical, não há relatos na bibliografia que diz respeito à forma como este deve ser calculado, ou então valores que pudessem ser atribuídos ao mesmo. Desta forma, para encontrar um valor adequado que represente este parâmetro, o mesmo é otimizado a partir do valor inicial descrito no capítulo anterior. Este valor atribuído inicialmente a $r_{s,i}^v$ foi

determinado baseando-se nos valores dos outros coeficientes de amortecimento.

Apesar de ser uma variável otimizada nos outros modelos, a proposta de otimização da posição de repouso $\mathbf{x}_{s,i}^r$ é diferente neste trabalho. Nos modelos existentes até então, os elementos oscilantes tem sua posição de repouso otimizada para que o contorno formado por elas aproxime-se ao máximo do contorno inicial de um SFE, obtido de forma experimental. Pelo fato de cada pessoa ter uma característica individual em relação ao formato do SFE, seria necessário conhecer o contorno do mesmo para cada simulação realizada. Este procedimento ficaria inviável para este trabalho, devido à dificuldade em obter-se esta característica. Desta forma, decidiu-se que a configuração das massas irá permanecer no formato inicial (hexágono regular). Assim, a posição de repouso de cada elemento oscilante será otimizada por igual, ou seja, irá ser aplicado o mesmo fator Q_r a todas as posições iniciais.

Busca-se, com esta modificação, uma variação da área inicial pois segundo Ishizaka e J. L. Flanagan (1972) auxilia na estabilidade do modelo, fazendo com que o mesmo passe pela fase transiente de forma mais rápida. Os autores citam ainda que o aumento exagerado da área inicial irá desencadear um aumento relativo na amplitude de oscilação, sem que haja variações significativas na frequência em que o modelo oscila quando o regime estacionário é atingido.

As posições de repouso otimizadas $\hat{\mathbf{x}}_{s,i}^r$ podem ser representadas no processo de otimização como

$$\hat{\mathbf{x}}_{s,i}^r = \mathbf{x}_{s,i}^r \cdot Q_r. \quad (59)$$

4.2 PROCEDIMENTO DE OTIMIZAÇÃO

Antes de iniciar o processo de otimização é necessário delimitar o espaço de pesquisa para novas soluções, assim como a função objetivo utilizada para avaliar a qualidade dos resultados obtidos. Os parâmetros utilizados para iniciar a otimização são apresentados no Capítulo 3, na Tabela 1. A partir destes valores, pode-se determinar o mínimo e o máximo que cada variável pode alcançar. Para isto, multiplicam-se os valores iniciais pelos fatores delimitantes 0.5 e 2, definindo-se assim os limites inferiores e superiores, respectivamente. A pressão de entrada varia de $1.2 < P_{sub} > 4.8$ kPa, o restante das variáveis pode ser visto na Tabela 2. Segundo Schwarz (2007), os valores resultantes desta relação não ultrapassam valores considerados fisiologicamente corretos.

Em outros trabalhos que abordam a modelagem do SFE, a função objetivo e o processo de otimização são formados por uma soma de outras funções, que tornam o processo mais complexo e lento. Estas complicações ocorrem porque o objetivo da otimização nestes trabalhos é reproduzir a forma de vibrar do SFE, ou seja, adaptar

Tabela 2 – Espaço de otimização de cada variável utilizada no AG. Fonte: elaborado pelo Autor

Plano $s/$ Limite	Parâmetros				
	$m_{s,i}[g]$	$k_{s,i}^a[N/m]$	$k_{s,i}^v[N/m]$	$r_{s,i}^v[Ns/m]$	$h_s[m]$
1 Inf.	0.00545	3.5	1.1	0.0011	0.00125
1 Sup.	0.0210	14	4.4	0.0044	0.00500
2 Inf.	0.0011	0.35	1.1	0.0011	0.00025
2 Sup.	0.0044	1.4	4.4	0.0044	0.00100

a oscilação das massas à movimentação que ocorre no esfíncter superior do SFE durante a fonação.

Já neste trabalho, a ideia é aproximar os resultados obtidos numericamente aos resultados dos gráficos que contemplam a forma de onda acústica do SFE, ou seja, comparar os valores das curvas que representam a pressão ou o fluxo de volume do modelo proposto aos valores das mesmas variáveis decorrentes da fala traqueoesofágica. Como este é um processo de avaliação da igualdade entre duas curvas, a função objetivo não requer uma alta complexabilidade, sendo composta desta forma de um fator que avalie a similaridade entre as curvas, tanto em amplitude quanto em frequência.

Para determinar quanto a curva gerada pela otimização aproxima-se da utilizada como referência, é utilizado como função objetivo o algoritmo DTW (*Dynamic Time Warping*). Sua função é encontrar o alinhamento ótimo entre duas séries temporais, determinando assim qual a menor distância que aproxima uma série da outra (SILVA; BATISTA, 2016). Este algoritmo já possui uma função pronta em Matlab® e é muito utilizado e eficiente em casos como deste trabalho, uma vez que minimiza os efeitos de deslocamento e distorção no tempo (SHOU; MAMOULIS; CHEUNG, 2005; SILVA; BATISTA, 2016).

Com o espaço de pesquisa delimitado e a função de avaliação dos resultados definida, a otimização inicia-se com a geração de uma população randômica, dentro dos limites estipulados. Esta população é constituída por n indivíduos, onde cada indivíduo contém um conjunto de trinta e oito parâmetros ($m_{s,i}$, $k_{s,i}^a$, $k_{s,i}^v$, $r_{s,i}^v$, P_{sub} e Q_r).

Os parâmetros contidos nos n indivíduos da população, são utilizados como variáveis de entrada no modelo desenvolvido, modificando a forma de vibrar do mesmo. Em sequência, o resultado obtido com a simulação de cada indivíduo é comparada à curva utilizada como referência. A quantificação desta comparação é feita pela função objetivo que gera um valor resultante atribuído para cada simulação.

Usando os indivíduos da geração atual, juntamente com o valor atribuído pela função objetivo, o AG gera uma nova população. Esta é composta pelos melhores indivíduos da geração passada e indivíduos criados a partir de um processo evolutivo que

envolve seleção, recombinação (*crossover*) e mutação. A nova população é testada e avaliada, o processo se repete até que o critério de convergência seja satisfeito. Um fluxograma deste processo pode ser visto na Figura 27.

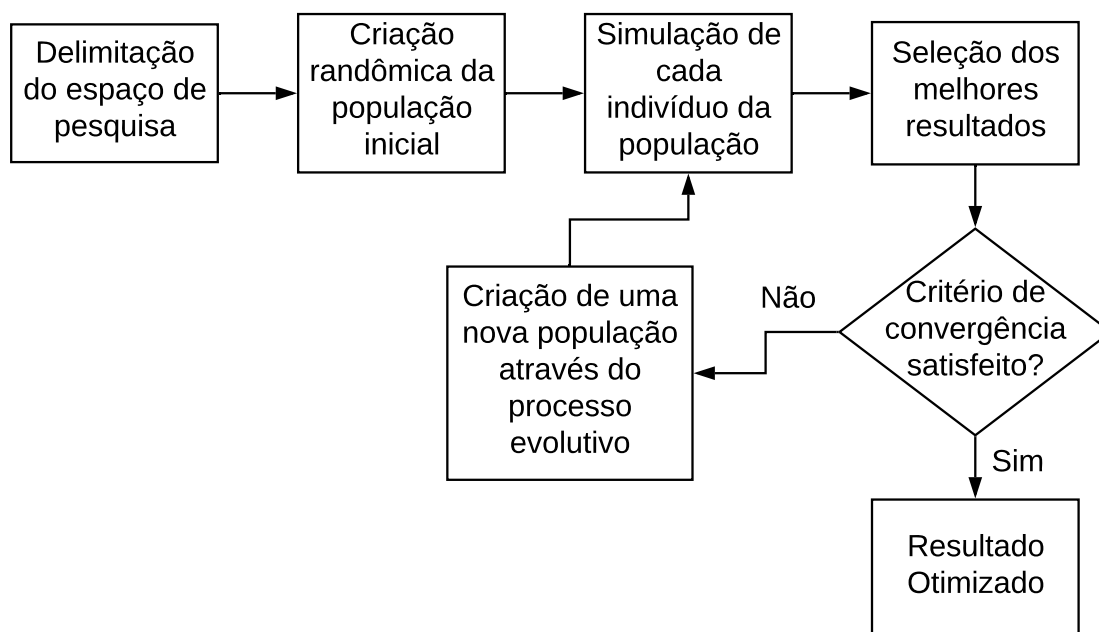


Figura 27 – Fluxograma do processo de otimização. Fonte: elaborado pelo Autor.

4.3 RESULTADOS OBTIDOS COM A OTIMIZAÇÃO DO SISTEMA

Uma forma de testar, avaliar e validar um novo modelo matemático, desenvolvido para resolver um problema já conhecido, é reproduzir os resultados que encontram-se descritos na bibliografia para este problema.

Neste contexto, buscou-se na bibliografia curvas que representassem a forma da onda acústica obtidas através dos modelos de parâmetros concentrados do SFE já existentes. Entretanto, resultados com estas características não foram encontrados nos trabalhos utilizados como referência. As poucas curvas resultantes destes modelos estão disponíveis no trabalho de Hüttner *et al.* (2015) e representam o gráfico de abertura da área do SFE ao longo do tempo. Um exemplo destes resultados pode ser visto na Figura 28, onde a linha contínua (PE segment) é resultante da captura experimental da fala de um indivíduo laringectomizado e a linha tracejada (PEM(t)) representa a curva obtida a partir da otimização do modelo desenvolvido pelos autores.

Os resultados obtidos com a otimização do modelo proposto estão divididos em duas partes. A subseção 4.3.1 apresenta a utilização das curvas das áreas do trabalho de Hüttner *et al.* (2015) como parâmetro comparativo. Enquanto na subseção 4.3.2 duas curvas que representam o fluxo de volume serão utilizadas como referência. A pri-

meira é a única curva encontrada que representa o sinal da fonte sonora produzida por um falante traqueoesofágico e a segunda é obtida através do modelo de PV proposto por Yang, Lohscheller *et al.* (2010).

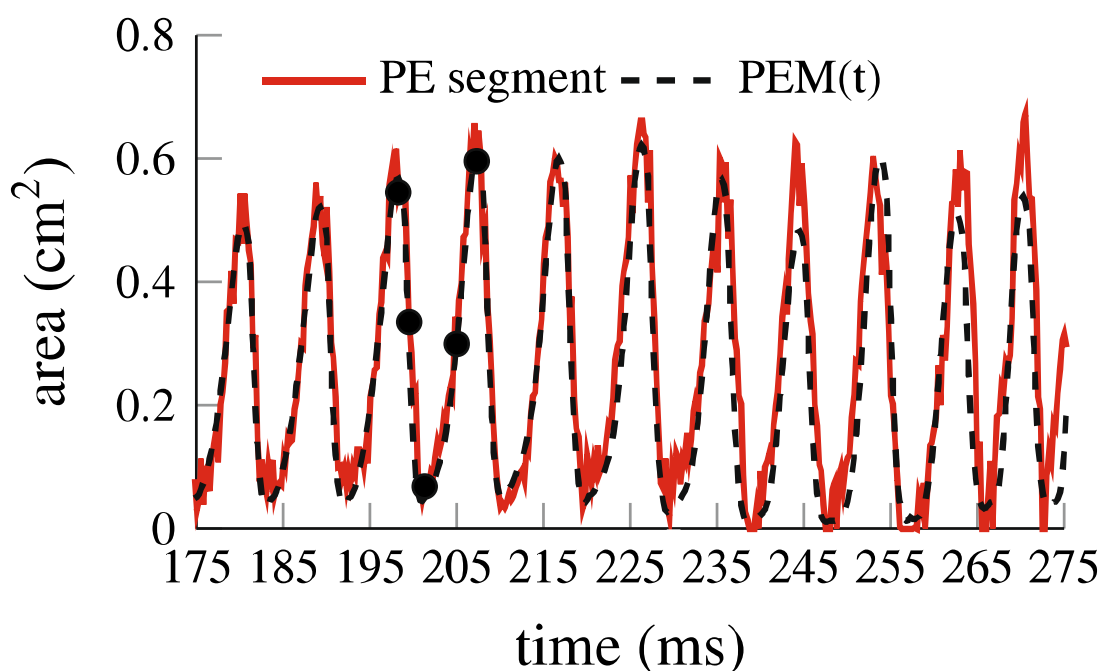


Figura 28 – A Linha contínua representa a área de abertura do esfíncter superior do SFE obtida de forma experimental. Já a linha tracejada representa a curva obtida pelo modelo de Hüttner *et al.* Fonte: Hüttner *et al.* (2015)

4.3.1 Resultados obtidos a partir de curvas que representam a área de abertura do SFE

O processo de otimização que utiliza como referência a área do SFE, como a da Figura 28, não é a proposta principal do modelo desenvolvido neste trabalho. Entretanto, o uso destes resultados fez-se necessário pois encontrar referências que demonstrem como é o comportamento da forma da onda acústica do SFE tornou-se uma tarefa árdua. Além disso, como já mencionado, a utilização de curvas extraídas de outros modelos é essencial para concretizar a validade do modelo desenvolvido.

Para tentar reproduzir a curva que representa a área total de abertura do esfíncter superior do SFE produzida pelo modelo de Hüttner *et al.* (2015) (curva tracejada da figura exibida acima) o procedimento de otimização desenvolvido sofre uma alteração na função objetivo. Neste caso, a função DTW deverá avaliar a igualdade entre os resultados referentes às curvas das áreas.

O resultado obtido com a solução otimizada do modelo desenvolvido, levando em consideração a curva citada acima, pode ser visto na Figura 29. A linha tracejada representa a curva pertencente ao modelo de Hüttner et al. e a linha contínua é a melhor aproximação obtida com o modelo proposto.

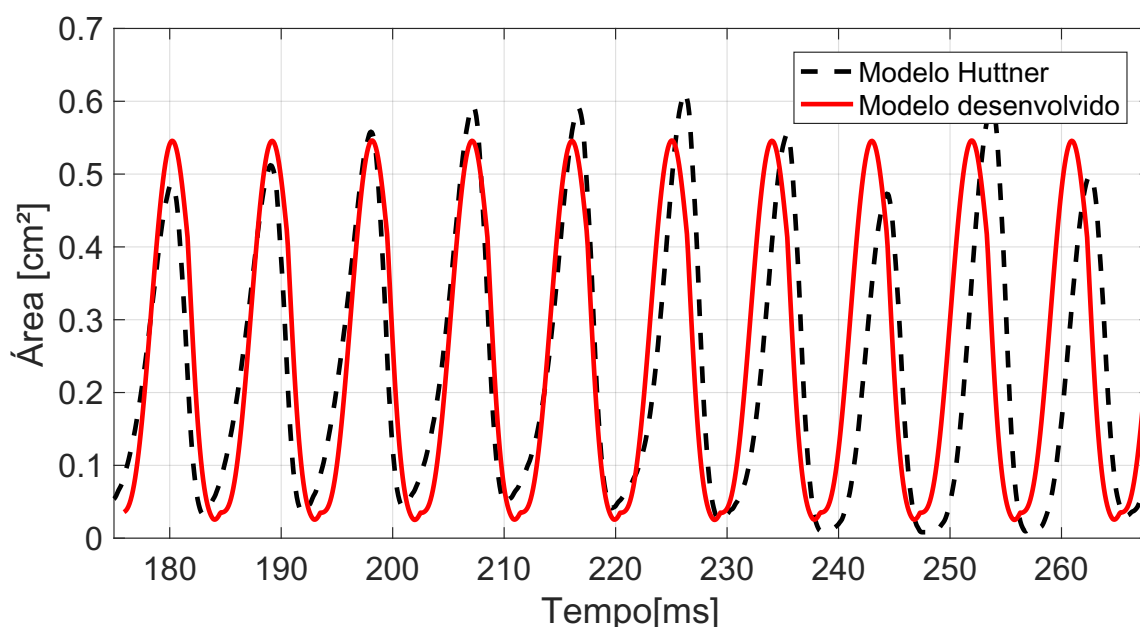


Figura 29 – Comparação entre o resultado obtido pelo modelo desenvolvido (linha contínua) e o utilizado como referência (linha tracejada). Caso 1. Fonte: elaborado pelo autor.

Além do resultado exibido acima, outras duas curvas do trabalho de Hüttner et al. foram utilizadas como referência para a otimização do modelo desenvolvido. Os resultados obtidos com a aplicação destas, podem ser vistos nas Figuras 30 e 31.

Ao comparar as curvas dos três casos, observa-se que há pequena divergência entre as obtidas com o modelo desenvolvido e as utilizadas como referência. Acredita-se que esta discrepância acontece devido ao modelo desenvolvido não utilizar parâmetros mecânicos variáveis no tempo, assim como acontece no trabalho de Hüttner et al., uma vez que este tipo de abordagem não permite reproduzir um sinal com variação de amplitude e periodicidade.

Uma forma de quantificar esta diferença é através do coeficiente de correlação η entre as curvas. No *software* Matlab este coeficiente pode variar entre os valores $-1 \leq \eta \leq 1$. Quanto mais próximo dos extremos maior a correlação entre as duas variáveis. Entretanto, quando η assume os valores negativos significa que a fase entre os sinais é oposta. Por fim, quando o valor aproxima-se de zero, menos correlacionadas são as variáveis.

O resultado do coeficiente de correlação para os gráficos da Figura 29 é de

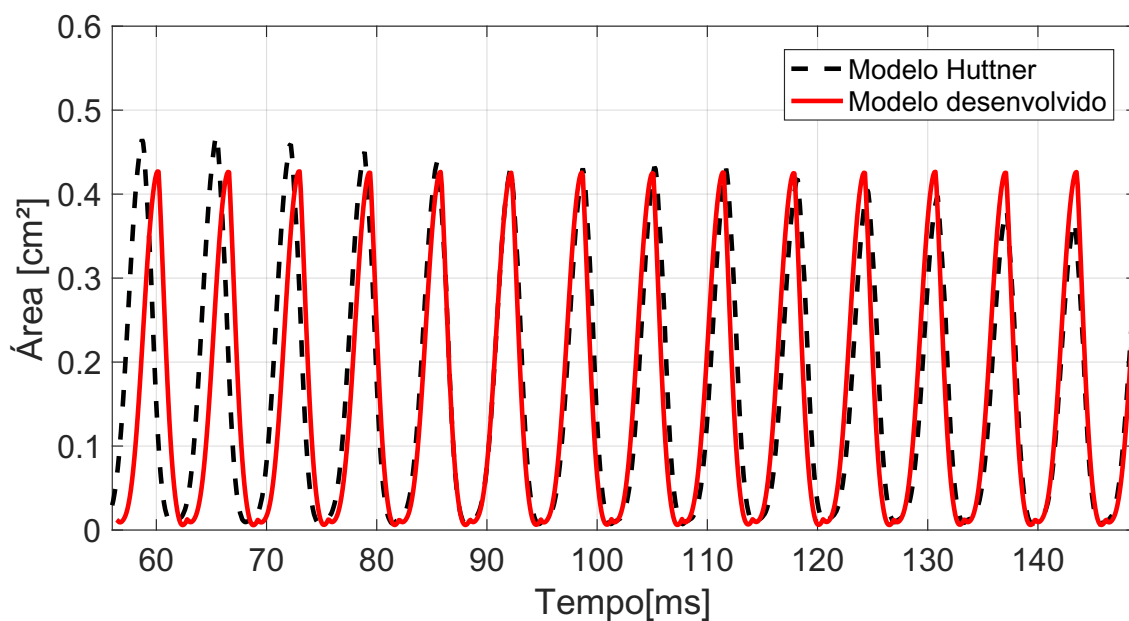


Figura 30 – Comparação entre o resultado obtido pelo modelo desenvolvido (linha contínua) e o utilizado como referência (linha tracejada). Caso 2. Fonte: elaborado pelo autor.

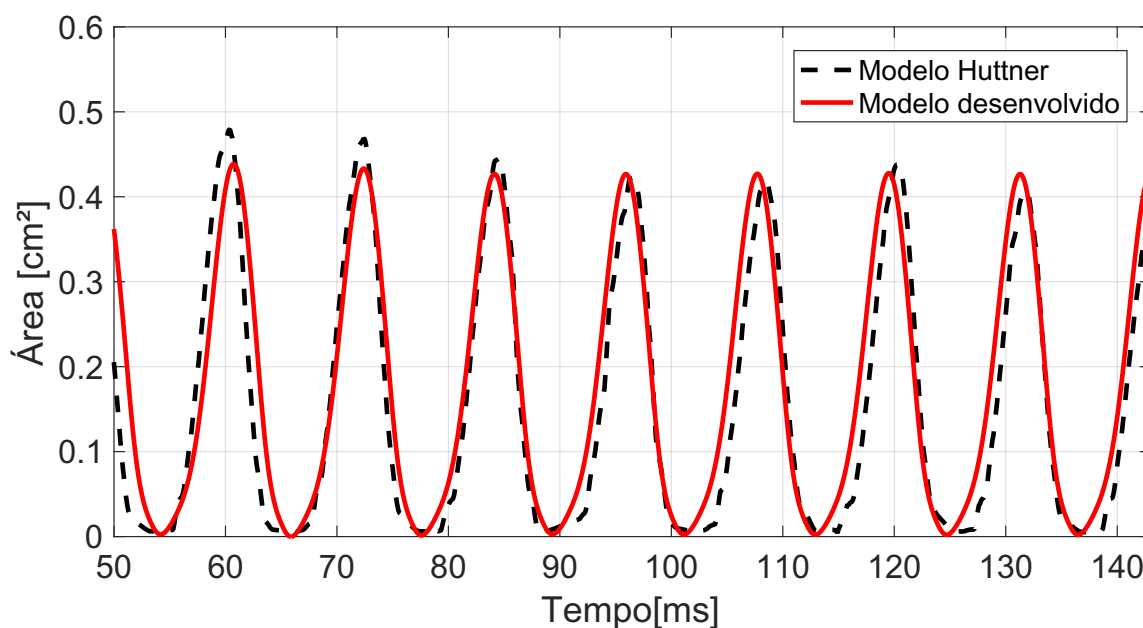


Figura 31 – Comparação entre o resultado obtido pelo modelo desenvolvido (linha contínua) e o utilizado como referência (linha tracejada). Caso 3. Fonte: elaborado pelo autor.

0.44. Para as Figuras 30 e 31 os coeficientes são de 0,84 e 0,94, respectivamente. Estes valores, quando comparados aos obtidos por Schwarz (2007), estão condizentes. Em seu trabalho o autor cita que a correlação entre as áreas obtidas, de forma

experimental e através do modelo desenvolvido por ele, varia de 0.69 a 0.95. Como os parâmetros mecânicos do modelo de Hüttner et al. podem variar com o tempo, os autores conseguem uma melhor aproximação entre os dados experimentais e os obtidos com o modelo, sendo o coeficiente de correlação entre eles maior que 0.97.

Também foi analisada a frequência fundamental na qual ocorre a variação de abertura e fechamento de cada área utilizada como referência. Estes resultados podem ser visualizados nas Figuras 32, 33 e 34, que representam as magnitudes dos espectros dos sinais mostrados acima.

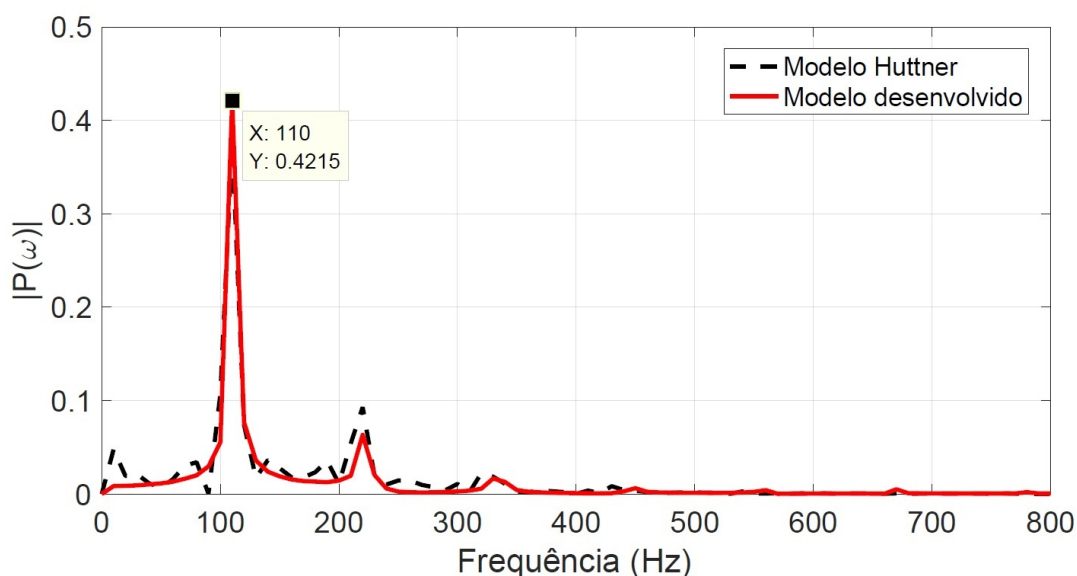


Figura 32 – Espectro da pressão sonora. Caso 1. Fonte: elaborado pelo autor.

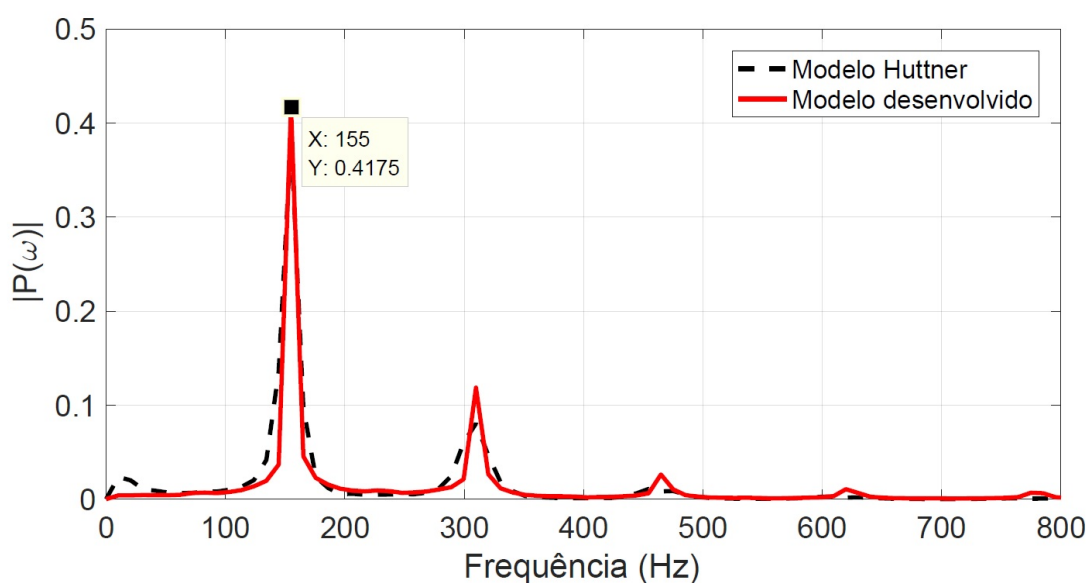


Figura 33 – Espectro da pressão sonora. Caso 2. Fonte: elaborado pelo autor.

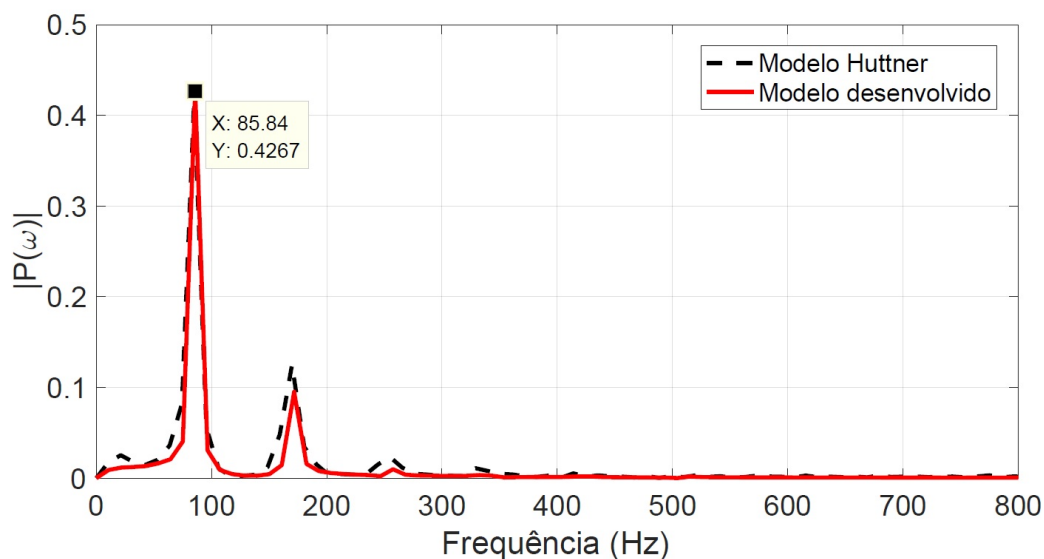


Figura 34 – Espectro da pressão sonora. Caso 3. Fonte: elaborado pelo autor.

Nota-se que o modelo desenvolvido conseguiu representar de forma eficiente os espectros de frequência dos sinais das áreas utilizados como referência, obtendo o mesmo valor de frequência fundamental das curvas teóricas, nos três casos analisados.

A partir dos resultados expostos acima, é possível afirmar que o modelo proposto conseguiu reproduzir satisfatoriamente os resultados dos modelos utilizados como referência, apresentando-se apto a ser utilizado com resultados experimentais da fala traqueoesofágica.

4.3.2 Resultado a partir do fluxo de volume

A onda sonora produzida pela fonte esofágica, utilizada para realizar o processo de otimização, foi obtida do trabalho de Qi e Weinberg (1995). Os autores citam que este resultado foi obtido para um falante traqueoesofágico de 58 anos do sexo feminino durante a pronúncia da vogal /a/ em um nível de entonação confortável, ou seja, compatível com a produção sonora em um ambiente silencioso.

Para replicar este caso, nenhuma modificação precisou ser feita ao modelo de otimização proposto, visto que este foi desenvolvido para adaptar-se a resultados como o contido no trabalho de Qi e Weibeng.

Aplicando a otimização descrita anteriormente ao modelo proposto no Capítulo 3 obtém-se como resultado a curva contínua visualizada na Figura 35.

Observa-se pela imagem acima que o modelo chegou muito próximo aos resultados obtidos de forma experimental. Esta afirmação fica ainda mais evidente quando o coeficiente de correlação entre estas curvas é analisado. Neste caso, esta variável tem o valor calculado de 0.98, o que significa que os gráficos exibidos acima são 98% similares.

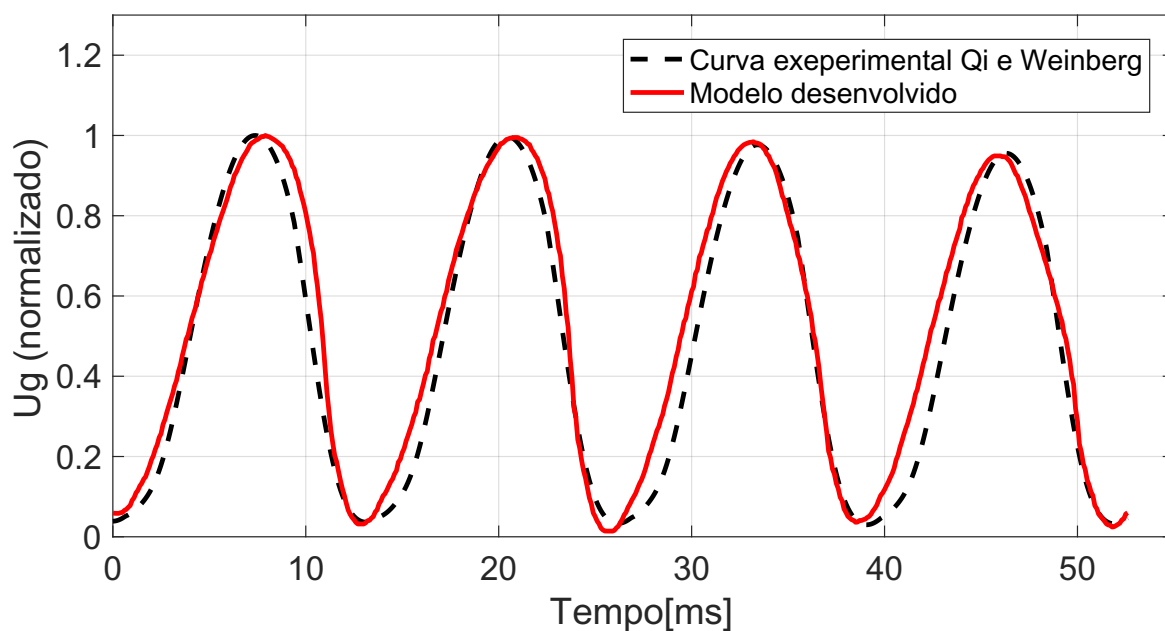


Figura 35 – Fluxo de volume determinado pelo modelo desenvolvido (linha contínua) e o utilizado como referência (linha tracejada). Fonte: elaborado pelo autor.

Assim como nos outros casos, a frequência natural de oscilação da curva experimental foi simulada sem nenhum problema pelo modelo desenvolvido, como visto na Figura 36.

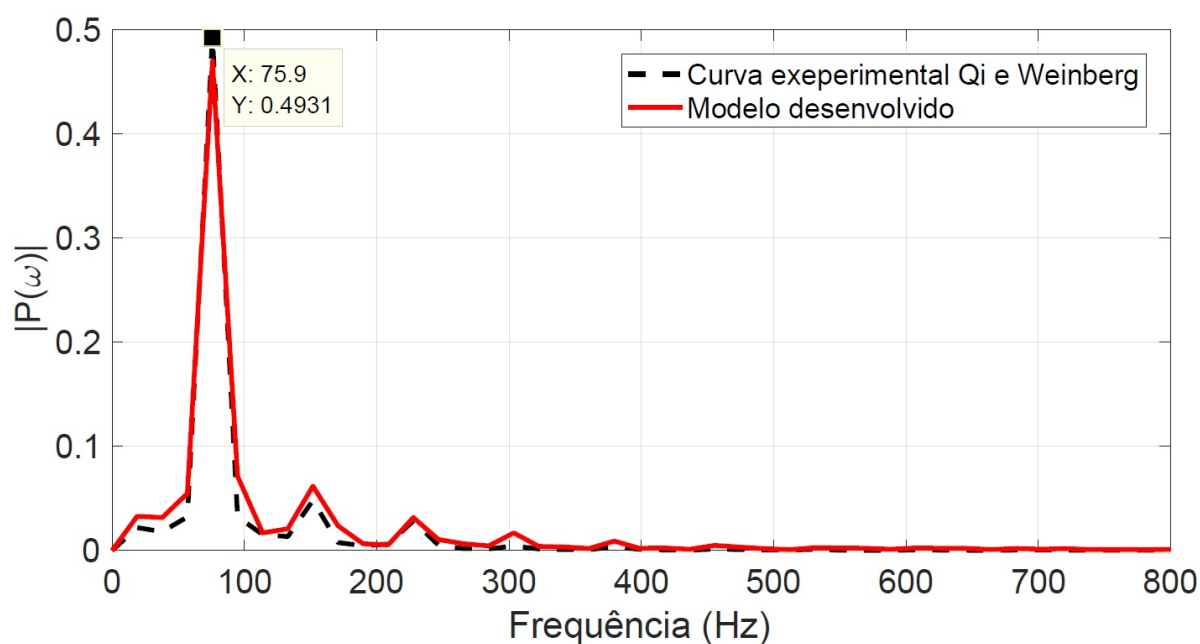


Figura 36 – Espectro da transformada de Fourier da curva de referência e da curva simulada. Fonte: elaborado pelo autor.

A próxima curva utilizada como referência para a otimização do modelo desen-

volvido, obtida do trabalho de Yang, Lohscheller *et al.* (2010), representa o fluxo de volume de uma PV. Apesar de não representar a forma de onda de um falante traqueoesofágico, julgou-se necessário apresentar mais comparações entre resultados do modelo desenvolvido e os contidos na bibliografia. e os resultados quando o fluxo de volume é considerado a finalidade do programa. Além disso, a curva proveniente de falantes laríngeos carrega a característica de ser uma onda com maior periodicidade quando comparada à de falantes traqueoesofágicos.

Ao analisar as Figuras 37 e 38, percebe-se que o modelo desenvolvido neste trabalho conseguiu produzir um resultado muito próximo ao obtido por Yang, Lohscheller *et al.* (2010), apresentando um coeficiente de correlação entre as curvas de 0.99. Este resultado ratifica o que foi mencionado na análise dos primeiros resultados exibidos, onde a dificuldade em conseguir reproduzir as curvas do trabalho de Hüttner *et al.* (2015) são acarretadas pela não variação temporal dos parâmetros mecânicos do sistema proposto neste trabalho. Estando desta forma, mais apto a conseguir resultados melhores quanto maior for a periodicidade da curva utilizada como referência.

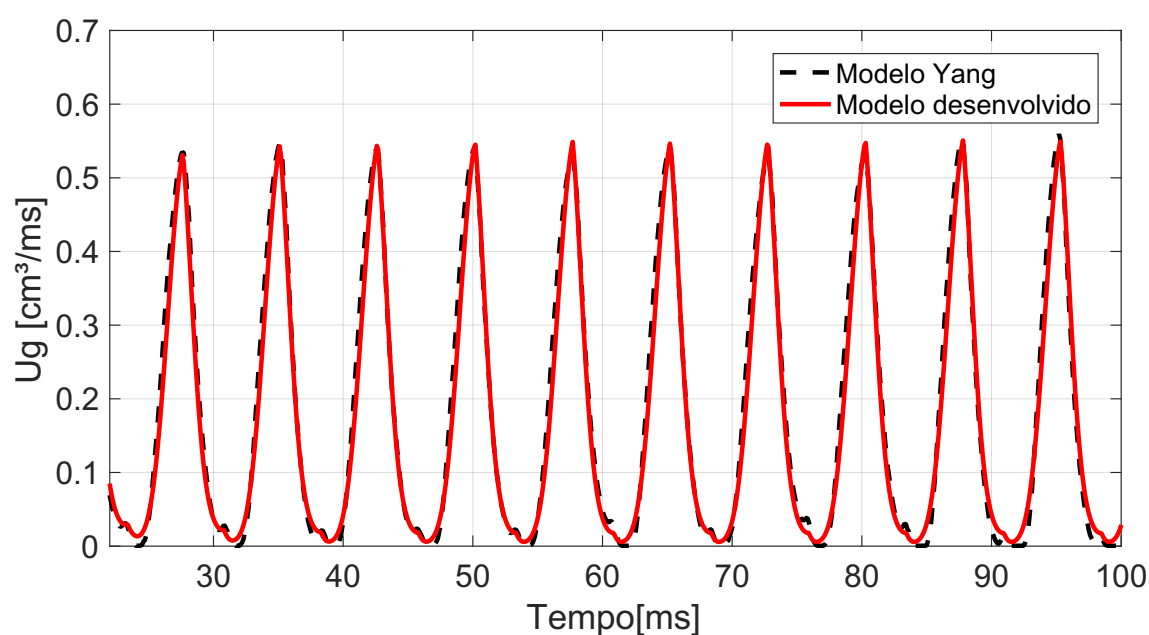


Figura 37 – Fluxo de volume determinado pelo modelo desenvolvido (linha contínua) e o utilizado como referência (linha tracejada). Fonte: elaborado pelo autor.

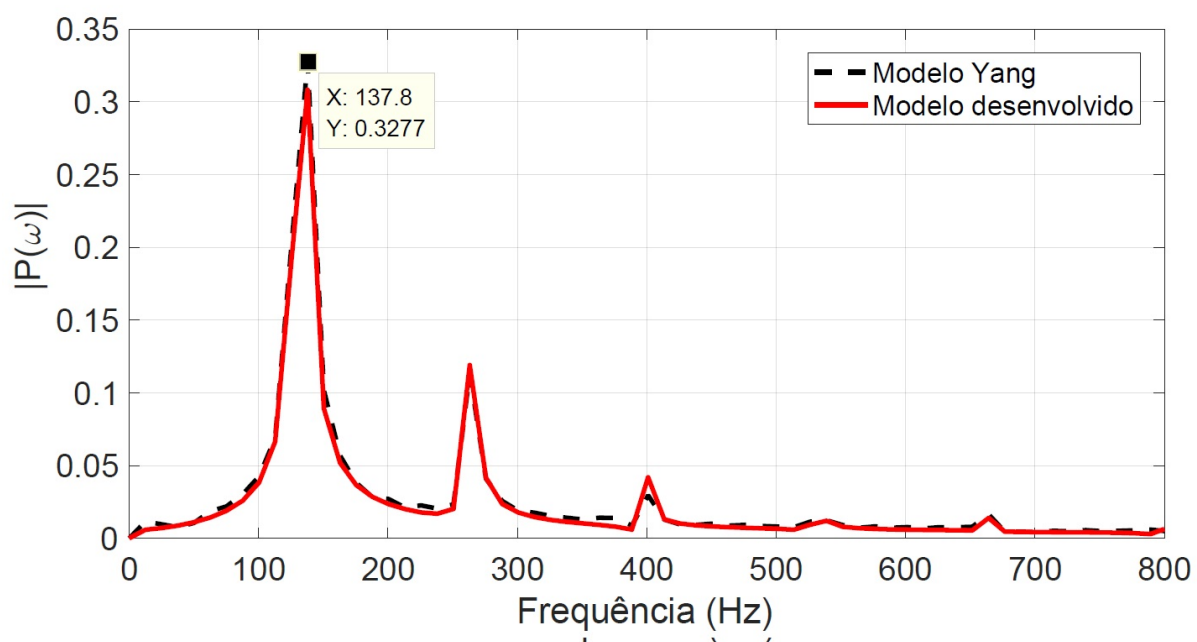


Figura 38 – Espectro de frequência da oscilação da PV. Fonte: elaborado pelo autor.

5 EFEITO DA CARGA ACÚSTICA NO COMPORTAMENTO DO SFE

Assim como acontece com os modelos de PV, há diversos trabalhos e autores que abordam o TV juntamente com modelos de fala laríngea (ISHIZAKA; J. L. FLA-NAGAN, 1972; Ingo R TITZE, 1973; MAN SONDHAI; SCHROETER, 1987). Entretanto, esta interação entre os sistemas do SFE e TV ainda não foi estudada. Desta forma, neste capítulo será apresentada, além da descrição matemática do modelo de TV implementado, a influência do mesmo quando acoplado ao modelo do SFE. Para tal, será utilizado o modelo de domínio híbrido tempo-frequência desenvolvido por Man Sondhi e Schroeter (1987).

5.1 MODELO DO TRATO VOCAL

O fato do modelo Sondhi e Schroeter ser híbrido possibilita que o equacionamento do SFE, desenvolvido nos capítulos anteriores, possa ser utilizado sem alterações. Ou seja, sua solução ainda é realizada no domínio do tempo, enquanto a modelagem do TV é realizada na frequência. A interligação entre os modelos acontece por meio da convolução entre a transformada inversa de Fourier da impedância acústica do TV e o fluxo de volume do SFE. Segundo os autores esta abordagem torna o sistema mais versátil e eficiente computacionalmente.

A Figura 39 representa esquematicamente o que acontece no acoplamento dos dois sistemas. Neste caso, o modelo do SFE alimenta o modelo do TV com um fluxo de volume, calculado como descrito no Capítulo 3, Equação 54. Em contrapartida, o modelo do TV devolve ao sistema SFE a pressão calculada logo após a extensão total do SFE.

5.1.1 Matriz de transferência do TV

Assumindo que a propagação de ondas dentro do TV acontecerá de forma plana e linear, o mesmo pode ser modelado através da matriz de transferência 2x2 denominada matriz ABCD, que inclui além de características geométricas, as perdas pela vibração e atrito viscoso que ocorrem nas paredes do TV. Quando multiplica-se esta matriz pelos parâmetros de entrada, pressão (P_e) e fluxo de volume (U_e), obtém-se a pressão (P_s) e o fluxo de volume (U_s) de saída, como visto na Equação 60.

$$\begin{pmatrix} P_s \\ U_s \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A & B \\ C & D \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} P_e \\ U_e \end{pmatrix} = [K_t] \times \begin{pmatrix} P_e \\ U_e \end{pmatrix}. \quad (60)$$

Considerando que o TV é fracionado em pequenos cilindros concatenados entre si, a matriz de transferência $[K_t]$ pode ser obtida pela multiplicação das matrizes $[K_n]$,

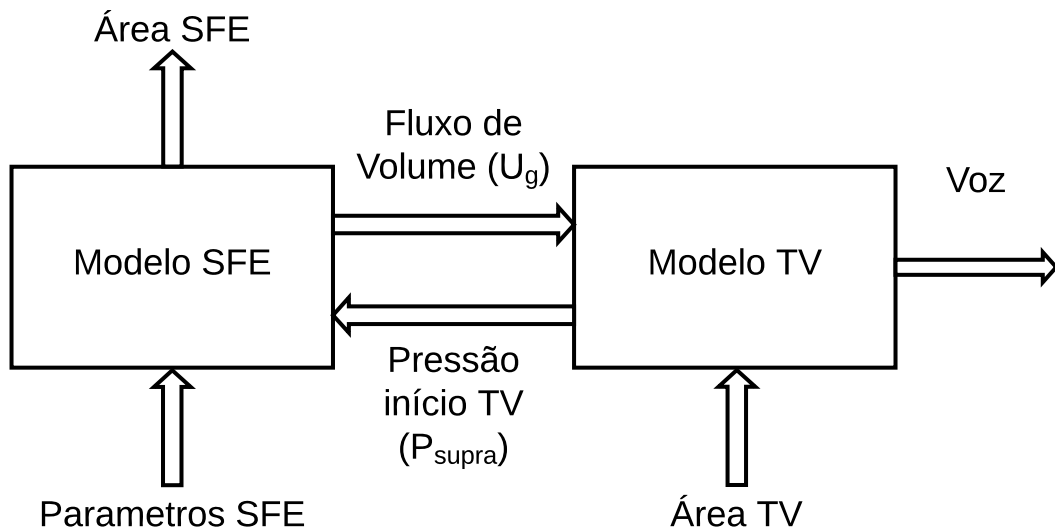


Figura 39 – Representação dos sistemas do SFE e TV acoplados. Fonte: elaborado pelo Autor.

que representam cada uma das n secções do TV, ou seja:

$$[K_t] = [K_1].[K_2].[K_3]...[K_n]. \quad (61)$$

De acordo com Man Sondhi e Schroeter (1987), para que os as perdas citadas acima sejam contabilizadas, os coeficientes ABCD de cada matriz $[K_n]$ devem ser calculados como:

$$[K_n] = \begin{pmatrix} \cosh(\sigma\Delta l/c) & -\frac{\rho c}{area}\gamma(\sigma\Delta l/c) \\ -\frac{area}{\rho c}\frac{\sinh(\sigma\delta l/c)}{\gamma} & \cosh(\sigma\Delta l/c) \end{pmatrix}. \quad (62)$$

Na equação acima γ e σ são variáveis complexas descritas da seguinte forma:

$$\gamma = \sqrt{\frac{a + j\omega}{\beta + j\omega}} \quad e \quad \sigma = \gamma(\beta + j\omega) \quad (63)$$

onde β é definido como:

$$\beta = \frac{j\omega\omega_0^2}{(j\omega + a)j\omega + b} + \sqrt{j\omega c_1} \quad (64)$$

sendo ω a frequência angular; Δl o comprimento de cada segmento do TV; $area$ a área da seção transversal de cada elemento do TV; c a velocidade de propagação do som no ar; ρ a densidade característica do fluido, em kg/m^3 ; j o número complexo ($j = \sqrt{-1}$); a relação entre a resistência da parede à massa; b frequência angular quadrática de ressonância mecânica; c_1 correção para condutividade térmica e viscosidade; ω_0 é a

menor frequência de ressonância angular do TV quando ele é fechado em ambas as extremidades.

Multiplicando as matrizes de transferência individuais em uma ordem correspondente à sua localização geométrica obtém-se a matriz de transferência total do TV. A partir disto, tem-se uma única equação que relaciona o fluxo de volume e a pressão no SFE e nos lábios.

5.1.2 Interação entre os sistemas do SFE e TV

Como visto na Figura 39, os sistemas interligam-se através da pressão superior ao SFE (P_{supra}). Esta pode ser obtida através da convolução da impedância acústica z_e com o fluxo de volume do SFE u_g , como:

$$P_{supra}(t) = z_t(t) * u_g(t) \quad (65)$$

De forma discretizada a Equação 65 pode ser escrita como:

$$P_{supra}(n) = z_t(0)u_g(n) + \sum_{k=1}^{N-1} z_t(k)u_g(n-k) \quad (66)$$

onde N é o tamanho da resposta ao impulso truncado.

A impedância do TV (z_t) é obtida pela transformada inversa de Fourier de Z_t , definida por:

$$Z_t = \frac{D_{TV}Z_r - B_{TV}}{A_{TV} - C_{TV}Z_r} \quad (67)$$

onde A_{TV} , B_{TV} , C_{TV} e D_{TV} são os elementos da matriz de transferência do TV. Já Z_r é a impedância de radiação nos lábios. Esta é calculada pela Equação 68 como descrito por J. L. Flanagan (2013), que considera os lábios como um pistão que oscila num defletor de dimensões infinitas.

$$Z_r = \frac{\rho c}{A} \left[\frac{(kr)^2}{2} + j \frac{8}{3\pi} (kr) \right] \quad (68)$$

onde o raio (r) do pistão é dado por $r = \sqrt{A/\pi}$ para $kr \ll 1$

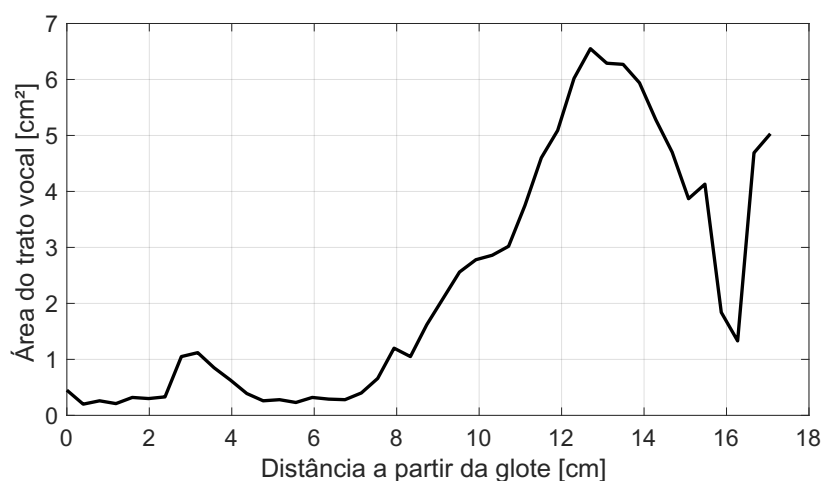
Com P_{supra} definido, fecha-se o ciclo para a solução dos modelos acoplados. Desta forma, a cada iteração de tempo é possível calcular um fluxo de volume através da Equação 54, que junto com os deslocamentos das massas resultam em novas forças de excitação para os elementos oscilantes, que por fim resultam em novos deslocamentos das massas.

5.1.3 Influência causada pelo TV

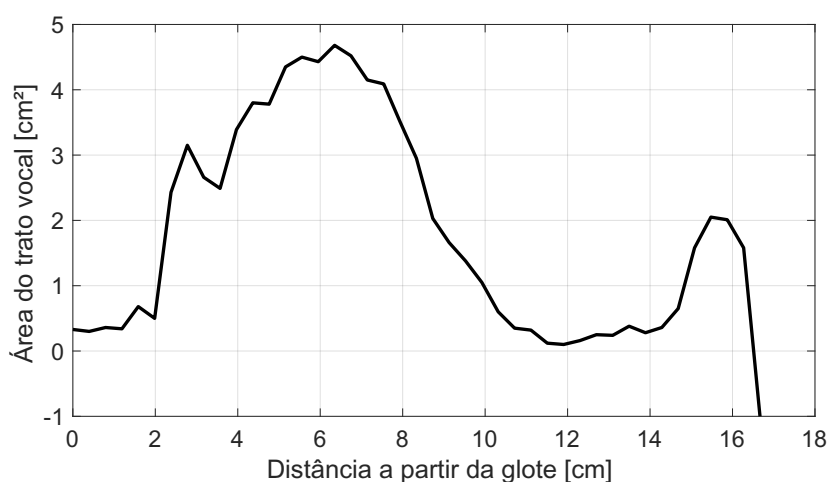
Para verificar o tipo de influência que ocorre no modelo do SFE quando o TV é contabilizado na simulação são escolhidas duas vogais, sendo elas, o "a" e o "i".

Estas vogais foram escolhidas por apresentarem um comportamento distintos entre si. Segundo Ishizaka e J. L. Flanagan (1972) a interação acústica que ocorre entre a fonte e o TV dependem das características de ressonância do TV. Neste sentido, os autores citam que a letra "a" apresenta uma relevância maior uma vez que a seção transversal logo acima da laringe é pequena causando alta ressonância ao sistema. Pelo contrario, vogais como "i" possuem uma expansão maior logo acima da laringe e, por isso, a interação fonte-trato é considerada menos importante.

Neste trabalho, as áreas das vogais foram usadas os mesmos valores daqueles do trabalho de Brad H Story, Ingo R Titze e Hoffman (1996), e estão apresentas na Figura 40. Já as constantes necessárias para desenvolver a matriz de transferência do TV foram retiradas do trabalho de Man Sondhi e Schroeter (1987) e são apresentadas na Tabela 3.



(a)



(b)

Figura 40 – Representação gráfica para a geometria do TV. a) Área da vogal "a"; b) Área da vogal "i". Fonte: elaborado pelo Autor.

Tabela 3 – Variáveis do trato vocal no domínio da frequência. Fonte: Man Sondhi e Schroeter (1987).

Variável	Descrição	Valor	Unidade
a	relação entre a resistência da parede à massa	130π	rad/s
b	frequência angular quadrática de ressonância mecânica	$(30\pi)^2$	$(rad/s)^2$
c_1	correção para condutividade térmica e viscosidade	4	rad/s
w_0^2	menor frequência de ressonância angular do TV quando fechado em ambas as extremidades	$(406\pi)^2$	$(rad/s)^2$

Os resultados obtidos com a aplicação de cada um dos TV podem ser vistos nas Figuras 41 a 44. Cada figura é composta por três gráficos que, em sequência, representam o fluxo de volume, a pressão no SFE e a área de abertura do mesmo. Em cada gráfico são expostas a curva de referência (sem o TV) e as curvas que sofreram o efeito do TV.

Analisando as figuras, juntamente com a Tabela 4, é possível notar que a configuração do TV influencia de forma considerável na frequência de oscilação. Outro efeito causado pelo acoplamento do TV é a alteração no formato da onda gerada. Estes efeitos vão de encontro com os resultados da bibliografia (ISHIZAKA; J. L. FLANAGAN, 1972; KOIZUMI; TANIGUCHI; HIROMITSU, 1987).

Tabela 4 – Influência do TV na frequência natural de oscilação. Fonte: elaborado pelo Autor

	Frequência [Hz]		
	\a\	\i\	Sem TV
Sinal 1	122,1	117,2	131,8
Sinal 2	112,3	112,3	110,7
Sinal 3	146,5	136,7	156,3
Sinal 4	78,13	78,13	85,84

Ishizaka e J. L. Flanagan (1972) citam que alterações que ocorrem nas formas de onda devem ocorrer prioritariamente nas curvas do fluxo de volume, já as curvas como a área e a pressão interna na glote deveriam comportar-se como se não houvesse o acoplamento do TV. Já Fant e Lin (1987) especificam que o tipo de alteração que ocorre pode receber o nome de "Skewing" e "Ripple". O primeiro é quando a onda do fluxo de volume fica atrasada em relação à área glótica, o segundo é quando ocorre uma ondulação sobreposta na onda do fluxo de volume.

O primeiro dos efeitos citados acima não pode ser notado neste trabalho, uma vez que olhando para a Tabela 4 observa-se que as frequências de oscilação do

sistema mudam com a implementação do TV, o que de forma natural já causaria um atraso/avanço de uma curva em relação à outra. Já o segundo efeito só ficou evidente na Figura 42a, onde é possível notar as oscilações causadas pela influência da modulação pela vogal "i".

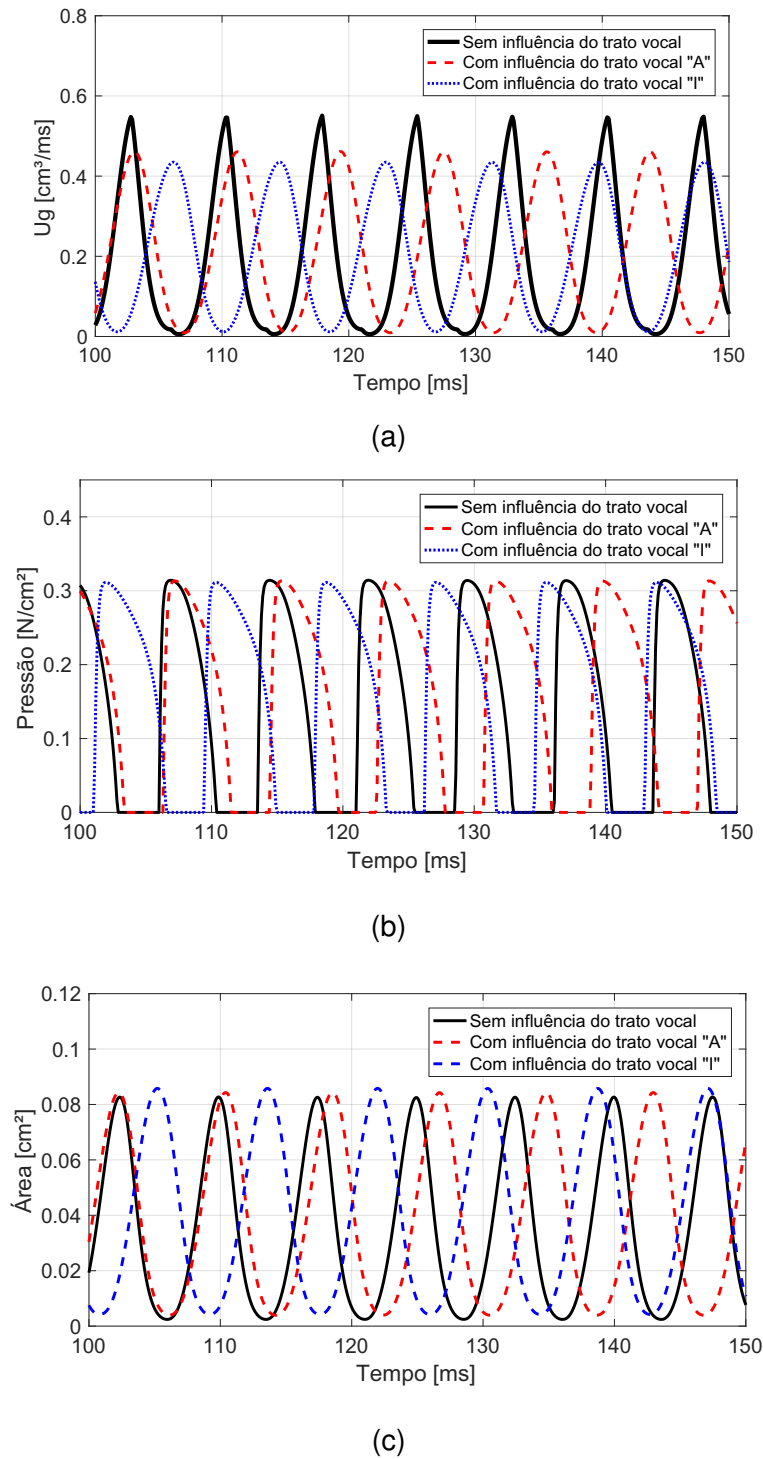


Figura 41 – Resultados da simulação com TV acoplado. a) Fluxo de volume; b) Pressão atuante no SFE; c) Área de abertura do SFE. Fonte: elaborado pelo Autor.

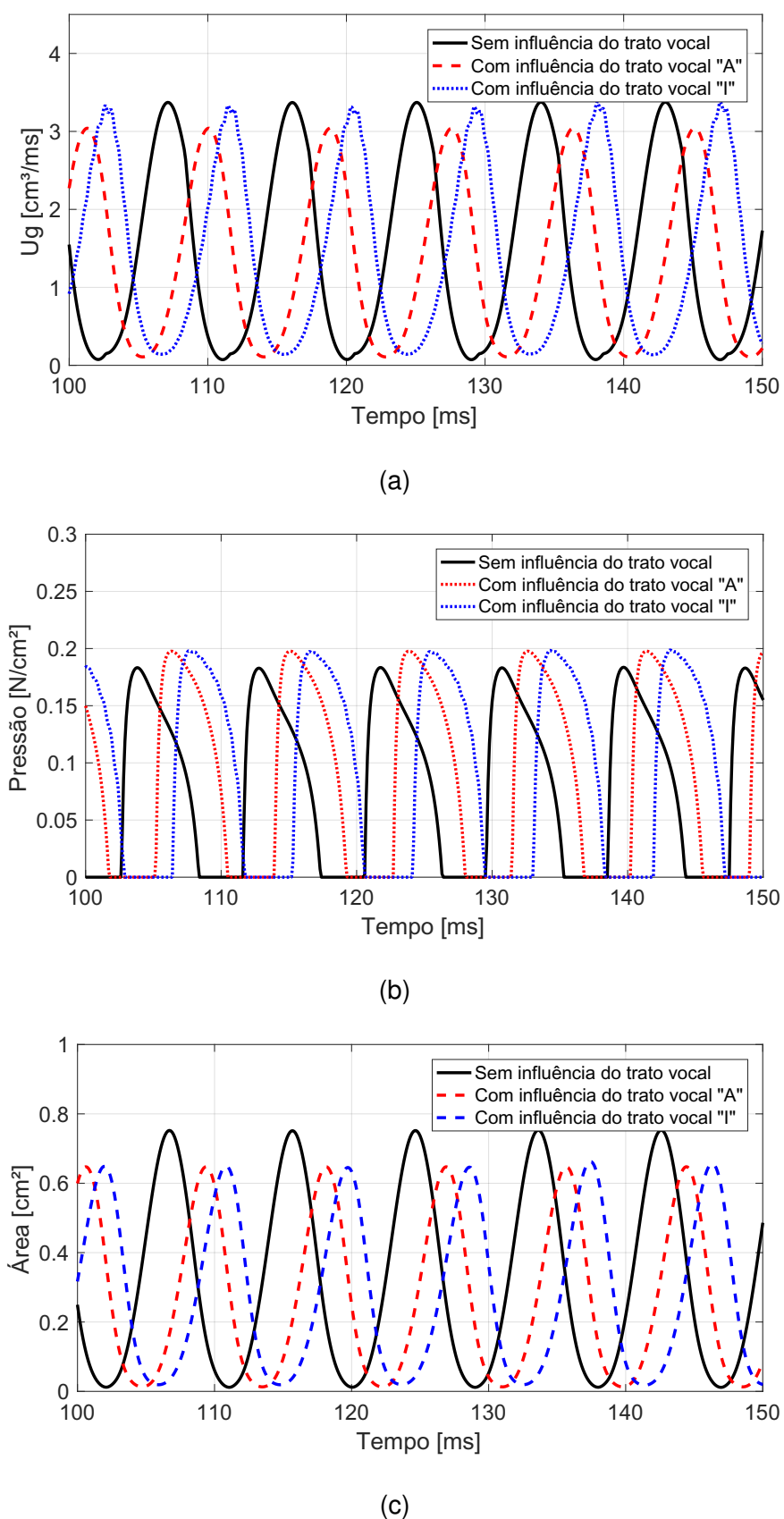
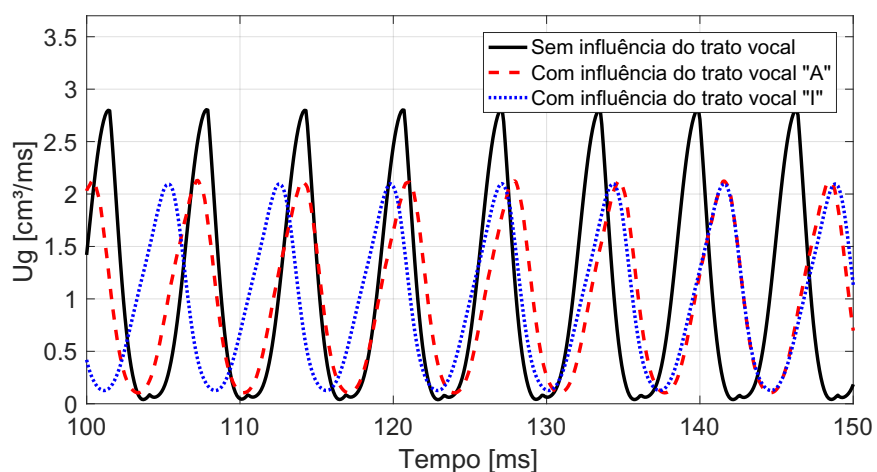
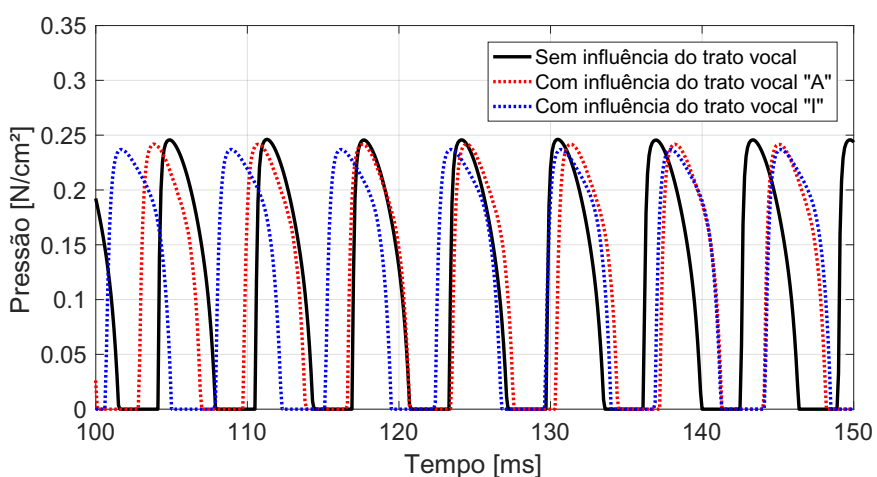


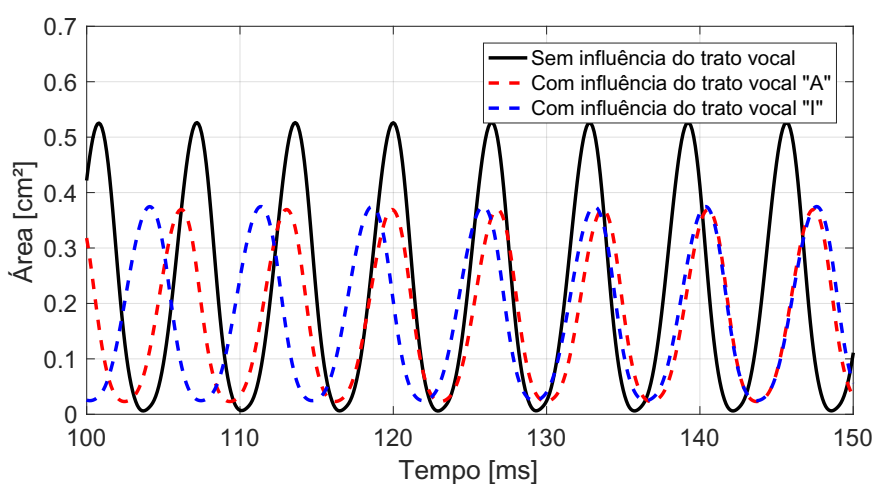
Figura 42 – Resultados da simulação com TV acoplado. a) Fluxo de volume; b) Pressão atuante no SFE; c) Área de abertura do SFE. Fonte: elaborado pelo Autor.



(a)

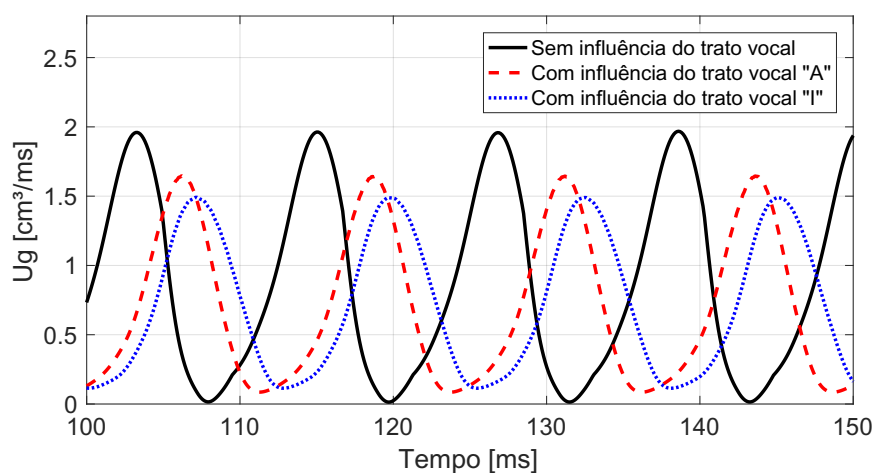


(b)

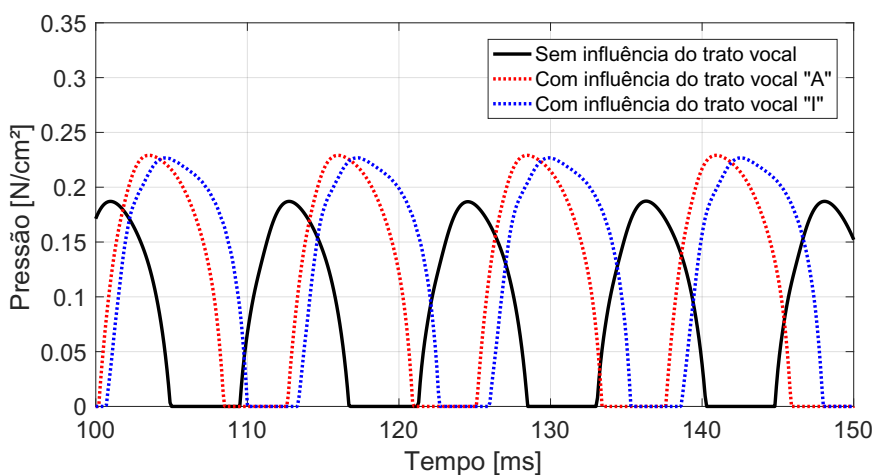


(c)

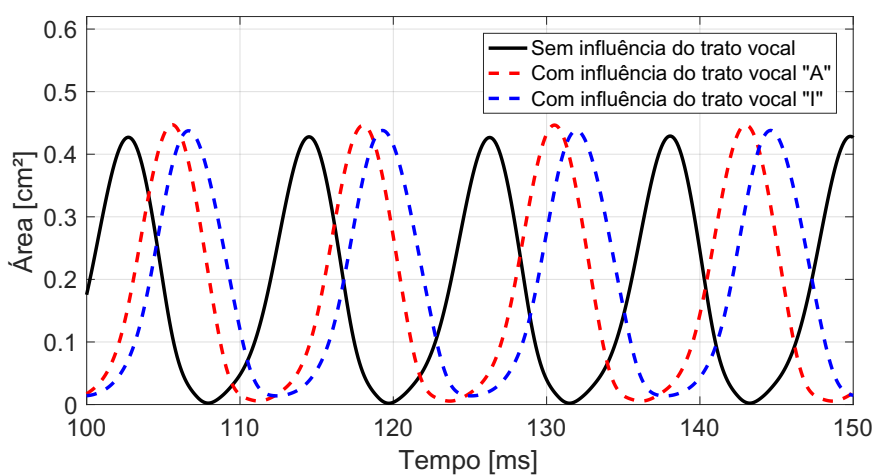
Figura 43 – Resultados da simulação com TV acoplado. a) Fluxo de volume; b) Pressão atuante no SFE; c) Área de abertura do SFE. Fonte: elaborado pelo Autor.



(a)



(b)



(c)

Figura 44 – Resultados da simulação com TV acoplado. a) Fluxo de volume; b) Pressão atuante no SFE; c) Área de abertura do SFE. Fonte: elaborado pelo Autor.

Nota-se, mesmo com a variação da frequência entre a curva sem o TV e as demais, que a Figura 41 sofreu uma alteração significativa somente no fluxo de volume, mantendo a pressão e a área do SFE praticamente a mesma de quando não há TV, assim como citado por Ishizaka e Flangan. Já as imagens 42, 43, 44 não obedecem nenhum padrão sobre a variação dos seus elementos quando o TV é acoplado ao sistema. Atribui-se este tipo de variação à utilização das áreas do TV de falantes laríngeos aplicada em ondas de falantes traqueoesofágicos.

6 CONCLUSÕES

O desenvolvimento de modelos de parâmetros concentrados utilizados para reproduzir condições da fala traqueoesofágica proporcionam possibilidades de um maior entendimento do processo de geração de voz que acontece neste sistema. Tendo isto em vista, esse trabalho implementou modificações ao modelo desenvolvido por Schwarz (2007) a fim de possibilitar a representação de diferentes registros de voz e a influência das reflexões acústicas do TV no comportamento dinâmico do SFE.

Entre as modificações implementadas, a nova força de ancoragem lateral fez com que o modelo adquirisse uma maior estabilidade, deixando de existir uma oscilação rotacional incoerente com a forma de vibrar esperada. O desenvolvimento detalhado da força de excitação do sistema possibilita o estudo da distribuição de pressão ao longo da extensão do SFE modelado. Esta modificação permite ainda o acoplamento do TV ao sistema do SFE.

A otimização do sistema a partir de uma onda glotal, seja ela o fluxo de volume ou a pressão sonora, concede ao modelo proposto maior flexibilidade na utilização de resultados experimentais, uma vez que a captura do modo de vibrar do SFE é um procedimento com alto custo (método utilizado nos outros trabalhos do SFE). Como forma de validar a implementação desenvolvida utilizou-se como função objetivo do método de otimização, curvas que representam a área de abertura do SFE, produzidas pelo modelo desenvolvido por Hüttner *et al.* (2015). Para as três curvas testadas obteve-se uma correlação, entre os sinais originais e os obtidos pela otimização, de 44%, 88% e 94%. O resultado discrepante dos outros dois pode ser explicado pela dificuldade do modelo em reproduzir sinais com menor periodicidade. Mesmo assim, é possível afirmar que o modelo conseguiu cumprir com o requisitado.

A implementação realizada apresenta-se coerente também quando o sinal utilizado como função objetivo é o fluxo de volume. Neste caso, os resultados encontrados são de 98% e 99% de correlação entre os sinais, o que reforça o dito anteriormente, quanto mais periódico o sinal for melhor será a aproximação que o modelo irá conseguir obter.

Por fim, foi realizada a implementação do TV por um modelo de domínio híbrido tempo-frequência desenvolvido por Man Sondhi e Schroeter (1987), o qual permite que o modelo do SFE continue sendo resolvido no domínio do tempo enquanto o modelo do TV é resolvido na frequência. A interação entre os domínios acontece através da convolução da impedância acústica do TV com o fluxo de volume do SFE. Os resultados obtidos com a influência do TV na dinâmica do SFE mostram-se satisfatórios uma vez que, mesmo utilizando a geometria do TV de falantes laríngeos para simular as ondas do SFE, vão ao encontro com o descrito na bibliografia.

REFERÊNCIAS

ADACHI, Seiji; YU, Jason. Two-dimensional model of vocal fold vibration for sound synthesis of voice and soprano singing. **The Journal of the Acoustical Society of America**, ASA, v. 117, n. 5, p. 3213–3224, 2005.

ANDRADE, Fernando Roberto Hebler. **Análise do fluxo glotal em modelo da laringe baseado em tomografia computadorizada**. Mar. 2013. Mestrado em Bioengenharia – Universidade de São Paulo, São Carlos. DOI: 10.11606/D.82.2013.tde-23052013-101017. Disponível em: <http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/82/82131/tde-23052013-101017/>. Acesso em: 11 set. 2019.

AS, Corina J van. **Tracheoesophageal speech. A multidimensional assessment of voice quality**. [S.l.: s.n.], 2001. v. 85.

AS, Corina J. van *et al.* High-Speed Digital Imaging of Neoglottic Vibration After Total Laryngectomy. en. **Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery**, v. 125, n. 8, p. 891, ago. 1999. ISSN 0886-4470. DOI: 10.1001/archotol.125.8.891. Disponível em: <http://archotol.jamanetwork.com/article.aspx?doi=10.1001/archotol.125.8.891>. Acesso em: 30 out. 2019.

AWREJCEWICZ, J. Bifurcation portrait of the human vocal cord oscillations. **Journal of Sound and Vibration**, Academic Press, v. 136, n. 1, p. 151–156, 1990.

BERG, Janwillem van den. Myoelastic-Aerodynamic Theory of Voice Production. en. **Journal of Speech and Hearing Research**, v. 1, n. 3, p. 227–244, set. 1958. ISSN 0022-4685. DOI: 10.1044/jshr.0103.227. Disponível em: <http://pubs.asha.org/doi/10.1044/jshr.0103.227>. Acesso em: 11 set. 2019.

BERG, Jw. van den; ZANTEMA, J. T.; DOORNENBAL, P. On the Air Resistance and the Bernoulli Effect of the Human Larynx. en. **The Journal of the Acoustical Society of America**, v. 29, n. 5, p. 626–631, maio 1957. ISSN 0001-4966. DOI: 10.1121/1.1908987. Disponível em: <http://asa.scitation.org/doi/10.1121/1.1908987>. Acesso em: 12 set. 2019.

BÚA, Beatriz Arenaz *et al.* The Pharyngoesophageal Segment After Total Laryngectomy. **Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology**, SAGE Publications, v. 126, n. 2, p. 138–145, dez. 2016. DOI: 10.1177/0003489416681321. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/0003489416681321>.

COUL, BMR Op de *et al.* A decade of postlaryngectomy vocal rehabilitation in 318 patients: a single Institution's experience with consistent application of provox indwelling voice prostheses. **Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery**, American Medical Association, v. 126, n. 11, p. 1320–1328, 2000.

ERATH, Byron D.; HEMSING, Frank S. Esophageal aerodynamics in an idealized experimental model of tracheoesophageal speech. **Experiments in Fluids**, Springer, v. 57, n. 3, p. 34, 2016.

ERATH, Byron D.; ZAÑARTU, Matías; PETERSON, Sean D. *et al.* Nonlinear vocal fold dynamics resulting from asymmetric fluid loading on a two-mass model of speech. en. **Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science**, v. 21, n. 3, p. 033113, set. 2011. ISSN 1054-1500, 1089-7682. DOI: 10.1063/1.3615726. Disponível em: <http://aip.scitation.org/doi/10.1063/1.3615726>. Acesso em: 11 set. 2019.

ERATH, Byron D.; ZAÑARTU, Matías; STEWART, Kelley C. *et al.* A review of lumped-element models of voiced speech. en. **Speech Communication**, v. 55, n. 5, p. 667–690, jun. 2013. ISSN 01676393. DOI: 10.1016/j.specom.2013.02.002. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0167639313000162>. Acesso em: 12 set. 2019.

FANT, Gunnar; LIN, Qi-guang. Glottal source-vocal tract acoustic interaction. **The Journal of the Acoustical Society of America**, ASA, v. 81, S1, s68–s68, 1987.

FLANAGAN, J.; LANDGRAF, L. Self-oscillating source for vocal-tract synthesizers. **IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics**, v. 16, n. 1, p. 57–64, mar. 1968. DOI: 10.1109/TAU.1968.1161949.

FLANAGAN, James L. **Speech analysis synthesis and perception**. [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2013. v. 3.

GOLDBERG, David E. **Genetic Algorithms in Search, Optimization and Machine Learning**. 1st. Boston, MA, USA: Addison-Wesley Longman Publishing Co., Inc., 1989. ISBN 0201157675.

GOMES, Elias Amadeu de Souza. Simulação computacional de uma fenda glótica, 2015.

GUNTER, Heather E. A mechanical model of vocal-fold collision with high spatial and temporal resolution. en. **The Journal of the Acoustical Society of America**, v. 113, n. 2, p. 994–1000, fev. 2003. ISSN 0001-4966. DOI: 10.1121/1.1534100. Disponível em: <http://asa.scitation.org/doi/10.1121/1.1534100>. Acesso em: 30 out. 2019.

HALL, John E. **Pocket Companion to Guyton & Hall Textbook of Medical Physiology E-Book**. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2015.

HOLLAND, John H. **Adaptation in Natural and Artificial Systems: An Introductory Analysis with Applications to Biology, Control and Artificial Intelligence**. Cambridge, MA, USA: MIT Press, 1992. ISBN 0262082136.

HÜTTNER, Björn *et al.* Development of a time-dependent numerical model for the assessment of non-stationary pharyngoesophageal tissue vibrations after total laryngectomy. **Biomechanics and modeling in mechanobiology**, Springer, v. 14, n. 1, p. 169–184, 2015.

ISHIZAKA, Kenzo; FLANAGAN, James L. Synthesis of voiced sounds from a two-mass model of the vocal cords. **Bell Labs Technical Journal**, Wiley Online Library, v. 51, n. 6, p. 1233–1268, 1972.

KOB, Malte. **Physical modeling of the singing voice**. 2002. Tese (Doutorado) – Bibliothek der RWTH Aachen.

KOIZUMI, Takuya; TANIGUCHI, Shuji; HIROMITSU, Seijiro. Two-mass models of the vocal cords for natural sounding voice synthesis. **The Journal of the Acoustical Society of America**, ASA, v. 82, n. 4, p. 1179–1192, 1987.

LANG, Ivan M. Upper esophageal sphincter. **GI Motility online**, Nature Publishing Group, 2006. Disponível em: <http://www.nature.com/gimo/contents/pt1/full/gimo12.html>.

LOHSCHELLER, Jörg *et al.* Modelling of the Laryngectomee Substitute Voice. *In: THIRD International Workshop on Models and Analysis of Vocal Emissions for Biomedical Applications*. [S.l.: s.n.], 2003.

LUCERO, Jorge C; KOENIG, Laura L. Simulations of temporal patterns of oral airflow in men and women using a two-mass model of the vocal folds under dynamic control. **The Journal of the Acoustical Society of America**, ASA, v. 117, n. 3, p. 1362–1372, 2005.

LUCERO, Jorge C.; KOENIG, Laura L. Simulations of temporal patterns of oral airflow in men and women using a two-mass model of the vocal folds under dynamic control. en. **The Journal of the Acoustical Society of America**, v. 117, n. 3, p. 1362–1372, mar. 2005. ISSN 0001-4966. DOI: 10.1121/1.1853235. Disponível em: <http://asa.scitation.org/doi/10.1121/1.1853235>. Acesso em: 26 nov. 2019.

MAN SONDHI; SCHROETER, J. A hybrid time-frequency domain articulatory speech synthesizer. en. **IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing**, v. 35, n. 7, p. 955–967, jul. 1987. ISSN 0096-3518. DOI: 10.1109/TASSP.1987.1165240. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1165240/>. Acesso em: 1 nov. 2019.

MCGOWAN, Richard S; HOWE, Michael S. Comments on single-mass models of vocal fold vibration. **The Journal of the Acoustical Society of America**, ASA, v. 127, n. 5, e1215–e1221, 2010.

MENEZES, Marcelo Benedito *et al.* Uso da Toxina Botulinica em Pacientes Laringectomizados Totais para Controle do Espasmo do Segmento Faringo-esofágico e aquisição de voz esofágica. **Rev. Bras. Cir. Cabeça Pescoço**, v. 41, n. 1, p. 27–32, 2012.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Estimativa 2018: Incidência de Câncer no Brasil**. Rio de Janeiro: Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA), 2017. Disponível em: <http://www1.inca.gov.br/estimativa/2018/estimativa-2018.pdf>.

MORAES, Ana Carolina Calheiros de *et al.* Produção de vogais do português brasileiro (pb) em pacientes laringectomizados totais: análise acústica. Universidade Católica de Pernambuco, 2008.

PAPADAS, Theodoros A *et al.* Survival after laryngectomy: a review of 133 patients with laryngeal carcinoma. **European Archives of Oto-Rhino-Laryngology**, Springer, v. 267, n. 7, p. 1095–1101, 2010.

QI, Yingyong; WEINBERG, Bernd. Characteristics of Voicing Source Waveforms Produced by Esophageal and Tracheoesophageal Speakers. en. **Journal of Speech, Language, and Hearing Research**, v. 38, n. 3, p. 536–548, jun. 1995. ISSN 1092-4388, 1558-9102. DOI: 10.1044/jshr.3803.536. Disponível em: <http://pubs.asha.org/doi/10.1044/jshr.3803.536>. Acesso em: 4 nov. 2019.

SCHUSTER, Maria *et al.* Quality of life in laryngectomees after prosthetic voice restoration. **Folia Phoniatica et Logopaedica**, Karger Publishers, v. 55, n. 5, p. 211–219, 2003.

SCHWARZ, Raphael. Model-based quantification of pathological voice production, 2007.

SCHWARZ, Raphael; DÖLLINGER, Michael *et al.* Spatio-temporal quantification of vocal fold vibrations using high-speed videoendoscopy and a biomechanical model. **The Journal of the Acoustical Society of America**, ASA, v. 123, n. 5, p. 2717–2732, 2008.

SCHWARZ, Raphael; HUTTNER, Björn *et al.* Substitute voice production: Quantification of PE segment vibrations using a biomechanical model. **IEEE transactions on biomedical engineering**, IEEE, v. 58, n. 10, p. 2767–2776, 2011.

SHOU, Yutao; MAMOULIS, Nikos; CHEUNG, David W. Fast and exact warping of time series using adaptive segmental approximations. **Machine Learning**, Springer, v. 58, n. 2-3, p. 231–267, 2005.

SILVA, Diego F.; BATISTA, Gustavo E. A. P. A. Speeding Up All-Pairwise Dynamic Time Warping Matrix Calculation. en. *In*: PROCEEDINGS of the 2016 SIAM International Conference on Data Mining. [S.l.]: Society for Industrial e Applied Mathematics, jun.

2016. p. 837–845. DOI: 10.1137/1.9781611974348.94. Disponível em: <https://epubs.siam.org/doi/10.1137/1.9781611974348.94>. Acesso em: 1 nov. 2019.

SINGER, Mark I; BLOM, Eric D. An endoscopic technique for restoration of voice after laryngectomy. **Annals of Otology, Rhinology & Laryngology**, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 89, n. 6, p. 529–533, 1980.

SINGH, S; HAMDY, S. The upper oesophageal sphincter. **Neurogastroenterology & Motility**, Wiley Online Library, v. 17, p. 3–12, 2005.

STEINECKE, Ina; HERZEL, Hanspeter. Bifurcations in an asymmetric vocal-fold model. **The Journal of the Acoustical Society of America**, ASA, v. 97, n. 3, p. 1874–1884, 1995.

STIGLMAYR, Michael *et al.* Registration of PE segment contour deformations in digital high-speed videos. **Medical image analysis**, Elsevier, v. 12, n. 3, p. 318–334, 2008.

STORY, Brad H; TITZE, Ingo R; HOFFMAN, Eric A. Vocal tract area functions from magnetic resonance imaging. **The Journal of the Acoustical Society of America**, ASA, v. 100, n. 1, p. 537–554, 1996.

TITZE, Ingo R. The human vocal cords: a mathematical model. **Phonetica**, Karger Publishers, v. 28, n. 3-4, p. 129–170, 1973.

TITZE, Ingo R. The physics of small-amplitude oscillation of the vocal folds. **The Journal of the Acoustical Society of America**, ASA, v. 83, n. 4, p. 1536–1552, 1988.

TITZE, Ingo R.; STORY, Brad H. Rules for controlling low-dimensional vocal fold models with muscle activation. **The Journal of the Acoustical Society of America**, Acoustical Society of America (ASA), v. 112, n. 3, p. 1064–1076, set. 2002. DOI: 10.1121/1.1496080. Disponível em: <https://doi.org/10.1121/1.1496080>.

TITZE, I.R. **Principles of Voice Production**. [S.l.]: National Center for Voice e Speech, 2000. ISBN 9780874141221. Disponível em: <https://books.google.com.br/books?id=ytAeAQAAMAAJ>.

VAN DEN BERG, JW; MOOLENAAR-BIJL, AJ. Crico-pharyngeal sphincter, pitch, intensity and fluency in oesophageal speech. **ORL**, Karger Publishers, v. 21, n. 4, p. 298–315, 1959.

VERKERKE, Gijsbertus Jacob; THOMSON, SL. Sound-producing voice prostheses: 150 years of research. **Annual review of biomedical engineering**, Annual Reviews, v. 16, p. 215–245, 2014.

WONG, Darrell *et al.* Observation of perturbations in a lumped-element model of the vocal folds with application to some pathological cases. **The Journal of the Acoustical Society of America**, ASA, v. 89, n. 1, p. 383–394, 1991.

WURZBACHER, Tobias *et al.* Model-based classification of nonstationary vocal fold vibrations. **The Journal of the Acoustical Society of America**, ASA, v. 120, n. 2, p. 1012–1027, 2006.

YANG, Anxiong; LOHSCHELLER, Jörg *et al.* Biomechanical modeling of the three-dimensional aspects of human vocal fold dynamics. **The Journal of the Acoustical Society of America**, ASA, v. 127, n. 2, p. 1014–1031, 2010.

YANG, Anxiong; STINGL, Michael *et al.* Computation of physiological human vocal fold parameters by mathematical optimization of a biomechanical model. **The Journal of the Acoustical Society of America**, ASA, v. 130, n. 2, p. 948–964, 2011.