Fernando Roberto Hebler Andrade

**ANÁLISE DO FLUXO GLOTAL
EM MODELO DA LARINGE BASEADO EM
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia - Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo como parte dos requisitos para a obtenção do título de mestre em Ciências.

Área de Concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. Arlindo Neto Montagnoli

São Carlos,

2013

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO,
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

A553a Andrade, Fernando Roberto Hebeler
 Análise Do Fluxo Glotal Em Modelo Da Laringe
 Baseado Em Tomografia Computadorizada / Fernando
 Roberto Hebeler Andrade; orientador Arlindo Neto
 Montagnoli. São Carlos, 2013.

 - Programa de e Área de Concentração em --
 Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de
 São Paulo, 2013.

 1. Laringe. 2. Pregas vocais. 3. Tomografia
 computadorizada . 4. Análise de elementos finitos. 5.
 Fluxos induzidos. I. Título.

Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia
EESC / FMRP / IQSC

FERNANDO ROBERTO HEBELER ANDRADE

Título: "Análise do fluxo glotal em modelo da laringe baseado em tomografia computadorizada".

DISSERTAÇÃO APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
INTERUNIDADES BIOENGENHARIA EESC/FMRP/IQSC DA UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM CIÊNCIAS
NA ÁREA DE BIOENGENHARIA.

Aprovado em: 15/03/2013.

PROF. DR. ARLINDO NETO MONTAGNOLI
(ORIENTADOR)

Universidade Federal de São Carlos - UFSCar

Resultado: aprovado

Assinatura: *Arlindo Neto Montagnoli*

PROF^a. DR^a. MARIA EUGÊNIA DAJER

Pesquisadora da Faculdade de Medicina da USP

Resultado: Aprovado

Assinatura: *Maria Eugênia Dajer*

PROF. DR. MARIANO EDUARDO MORENO

Universidade Federal de São Carlos - UFSCar

Resultado: Aprovado

Assinatura: *Mariano Eduardo Moreno*

É com muito amor, carinho e gratidão que dedico este trabalho aos meus pais, **Vera Lúcia Hebeler Andrade e Roberto Corrêa Andrade**, pois seria impossível concluí-lo sem seu apoio, incentivo e colaboração.

AGRADECIMENTOS

Ao final de um trabalho é necessário agradecer muitas pessoas e dentre elas algumas merecem um agradecimento especial:

Tamires Morete de Oliveira, obrigado pelo carinho e pela compreensão durante essa curta jornada, com certeza seu apoio nesses dois anos foi fundamental, sou imensamente grato pelas revisões de última hora e por estar ao meu lado nessa fase.

Agradeço ao Bruno Fazendeiro Donadon, por ter sido um verdadeiro irmão” desde que me mudei para São Carlos.

Professor Dr. Arlindo Neto Montagnoli, gostaria de deixar claro que sou imensamente grato pela sua orientação, sua compreensão, seu apoio e por ter sido um exemplo como profissional e como pessoa.

Professor Dr. Mariano Eduardo Moreno, muito obrigado, pela amizade, pelo auxílio, pelos livros emprestados e pelas idéias que sempre surgiram depois de conversarmos.

Dra. Maria Eugênia Dajer, obrigado pela amizade e por elucidar diversas dúvidas durante todo o tempo em que realizei esse trabalho.

Agradeço a todo grupo de engenharia médica e demais professores dos departamentos de engenharia elétrica e engenharia mecânica da UFSCar, pela amizade e apoio.

Agradeço a Daiane Miqueleti Rodrigues e ao Dr. Waldir Barros Fernandes Jr., secretária e diretor da FATEC – São José do Rio Preto, por toda a disponibilidade e ajuda dispensada.

Agradeço aos professores e funcionários do Programa de Pós-graduação Interunidades em Bioengenharia pela disponibilidade, presteza e orientações.

Agradeço a Capes pela bolsa e financiamento da pesquisa, sem o qual, indiscutivelmente, não seria possível ter realizado esse trabalho.

RESUMO

Andrade, F. R. H. **Análise Do Fluxo Glotal Em Modelo Da Laringe Baseado Em Tomografia Computadorizada**. 2013. pp. 53. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia - Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2013.

A voz é a principal ferramenta de comunicação da espécie humana e quase 70% da população economicamente ativa dos países desenvolvidos dependem direta ou indiretamente dela em sua profissão. Sua produção deve-se ao funcionamento harmônico de sistemas fisiológicos distintos, nos quais a laringe desempenha um importante papel. É nela que as funções de deglutição, respiração e fonação se encontram e também onde o pulso glotal é formado durante a passagem do ar pelas pregas vocais. Se os nervos e músculos da região por alguma razão são lesionados, o funcionamento dessas funções é prejudicado, causando sérios danos à qualidade de vida do indivíduo. Em virtude disso, diversas pesquisas tem sido realizadas visando adquirir informações que auxiliem as tomadas de decisões clínicas e cirúrgicas. Embora diversos avanços tenham sido realizados no campo de modelagens das pregas vocais e nos estudos da laringe, modelos baseados em geometrias de pacientes específicos que possam colaborar mais ativamente no planejamento cirúrgico, permanecem um desafio. Nesse sentido, este trabalho apresenta o desenvolvimento de um modelo computacional tridimensional, com base em imagens de tomografia computacional. Tendo por objetivo impulsionar a modelagem das características fisiológicas de pacientes reais e assim proporcionar maiores informações para tomadas de decisões. Esse modelo foi utilizado em simulações de escoamento de fluido solucionadas por elementos finitos, apresentando possibilidades satisfatórias de contribuir para avanços na modelagem de pacientes com patologias e em abordagens interativas, tal como interferências nos modelos virtuais por interfaces hápticas e simulações virtuais de cirurgia da laringe.

Palavras-chave: Laringe. Pregas vocais. Tomografia computadorizada. Análise de elementos finitos. Fluxos induzidos.

ABSTRACT

Andrade, F. R. H. **Glotal Fluid Flow Analysis in Larynx Model based on Computed Tomography Scans**. 2013. pp. 53. Msc. (Dissertação) – Programa de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia - Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2013.

The voice is the main instrument for communication of human beings and almost 70% of the economically active population in the developed countries depends, directly or indirectly, on it for their profession. Its production is due to the harmonious interaction of different physiological systems, in which the larynx plays an important role. The larynx is involved in the deglutition, breathing and phonation functions and it is where the glottal pulse is formed during airflow through the vocal folds. If the nerves and muscles in this region for some reason are injured, these functions are adversely affected, causing serious damages to the individual's quality of life. As a result, several researches have been carried out, aiming at acquiring information that help in the clinical and surgical decision making. Although many progresses had been reached in the field of vocal folds modeling and in larynx studies, patient-specific geometry modeling that may take an active part in the surgical planning are still a challenge. In this regard, this work presents the development of a three-dimensional computational model, based on images from computed tomography (CT) scans. This model was used in fluid flow simulations, solved by finite element analysis, showing satisfactory possibilities for contributions to progresses in the modeling of patients with lesions and in interactive approaches, such as interferences in the models with haptic interface and virtual surgery of the larynx.

Keywords: Larynx. Vocal-folds. CT scans. Computed tomography. Finite element analysis. Induced-flow.

LISTA DE FIGURAS

<i>Figura 1: Estruturas que compõem a laringe. Adaptado de Seer Training modules.</i>	15
<i>Figura 2: Imagem das pregas vocais femininas durante a respiração obtida através de vídeo de alta velocidade.</i>	16
<i>Figura 3: Imagem das pregas vocais femininas em fonação obtida através de vídeo de alta velocidade.</i>	16
<i>Figura 4: Esquema de camadas da prega vocal adaptado de (Rosen, Simpson et al., 2008)</i>	18
<i>Figura 5: a) Domínio do problema b) Aproximação por conjunto de elementos.</i>	20
<i>Figura 6: Processo de análise por Elementos Finitos, adaptado de (Bathe, 1991).</i>	21
<i>Figura 7: Esquema dos modelos multi-massas: (a) Modelo de uma-massa; (b) Modelo duas-massas; (c) Modelo de três massas de Story e Titze; (d) Modelo Geral Multi-Massa de Titze. Adaptado de (Alipour, Brucker et al., 2011).</i>	24
<i>Figura 8: Modelo da prega vocal de uma camada</i>	28
<i>Figura 9: Modelo da prega vocal de 3 camadas.</i>	29
<i>Figura 10: Modos de vibração do modelo 1. a) Modo 1 71,9 Hz b). Modo 4 143,5 Hz.</i>	30
<i>Figura 11: Modos de vibração do modelo 2. a) Modo 1 171,1 Hz b) Modo 5 292,0 Hz.</i>	30
<i>Figura 12: Modelo para simulação de fluido com obstrução esférica no duto.</i>	31
<i>Figura 13: Corte medial do resultado da simulação do comportamento da velocidade um fluxo de ar com obstrução esférica.</i>	31
<i>Figura 14: Modelo para simulação de fluido com obstrução cilíndrica no duto.</i>	31
<i>Figura 15: Corte medial do resultado da simulação do comportamento da velocidade um fluxo de ar com obstrução cilíndrica.</i>	32
<i>Figura 16: Modelo das pregas vocais para simulação de fluido.</i>	32
<i>Figura 17: Resultados da simulação de fluido utilizando a prega vocal: a) Perfis de velocidade; b) Distribuição de pressão.</i>	33
<i>Figura 18: Vistas diversas bidimensionais de tomografia visualizadas utilizando VTK. a) Vista superior. b) vista frontal anteroposterior. c) vista lateral esquerda.</i>	35
<i>Figura 19: Vista superior de corte transversal do pescoço após a geração de imagem. a) Exibindo regiões de contorno, coluna cervical e protuberâncias de cartilagem. b) Exibindo apenas contornos de tecidos.</i>	36
<i>Figura 20: Visualização da região da laringe no modelo com suavização.</i>	36
<i>Figura 21: Visualização tridimensional da região da laringe e pescoço, sem suavização.</i>	37
<i>Figura 22: Corpo de chapas da região da laringe em diferentes posições.</i>	37
<i>Figura 23: Configuração básica do modelo de fluidos de modo que as paredes foram consideradas superfícies sem atrito e estão destacados em vermelho as condições de entrada na parte inferior (aumento de 1 kPa de pressão) e saída de fluxo na parte superior (abertura, condições ambientes de temperatura e pressão).</i>	40
<i>Figura 24: Vista lateral-direita do corte sagital dos resultados da simulação de escoamento de fluido nas pregas vocais exibindo a intensidade das velocidades.</i>	41
<i>Figura 25: Vista anterior do corte frontal dos resultados da simulação de escoamento de fluido nas pregas vocais exibindo a intensidade das velocidades.</i>	42

<i>Figura 26: Vista superior de corte transversal na altura do estreitamento das pregas vocais dos resultados da simulação de escoamento de fluido nas pregas vocais, exibindo a intensidade das velocidades.</i>	<i>42</i>
<i>Figura 27: Vista lateral direita de corte sagital dos resultados de velocidade da simulação de escoamento de fluido nas pregas vocais, exibindo a trajetória do fluido e o gradiente da velocidade.</i>	<i>43</i>
<i>Figura 28: Vista anterior dos resultados de velocidade da simulação de escoamento de fluido nas pregas vocais, exibindo a trajetória do fluido e o gradiente das velocidades.</i>	<i>43</i>
<i>Figura 29: Vista lateral direita do corte sagital dos resultados da simulação de escoamento de fluido nas pregas vocais exibindo o gradiente de pressão e a trajetória do fluido.</i>	<i>44</i>
<i>Figura 30: Vista anterior dos resultados da simulação de escoamento de fluido nas pregas vocais exibindo o gradiente de pressão e a trajetória do fluido.</i>	<i>44</i>
<i>Figura 31: Vista lateral do corte sagital dos resultados da simulação de escoamento de fluido nas pregas vocais exibindo ao fundo o gradiente de pressão e com os resultados de velocidade representados por bolhas.</i>	<i>45</i>
<i>Figura 32: vista posterior de um corte sagital do modelo sólido da laringe destacando em verde a região sólida.</i>	<i>46</i>

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	11
2. OBJETIVO	13
3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	14
3.1 Fundamentos de Anatomia e Fisiologia do Processo Fonatório	14
3.1.1 Anatomia e Fisiologia Geral da Laringe	14
3.1.2 Pregas Vocais	17
3.2 Fundamentos de Engenharia.....	18
3.2.1 Modelagem, Métodos Matemáticos e Simulação Numérica...	18
3.2.2 Fundamentos de Elementos Finitos	19
3.2.4 Análise de Elementos Finitos	20
3.3 Estado da Arte em Fonoengenharia	22
3.3.1 Modelos de Múltiplas Massas	22
3.3.2 Modelos Diferenciais.....	25
4. MATERIAIS E MÉTODOS	27
4.1 Materiais	27
4.2 Metodologia	27
4.2.1 Avaliação do Software Siemens Nx 8.0	28
4.2.2 Desenvolvimento do Modelo a partir das Imagens Médicas ..	33
5. RESULTADOS	41
6. DISCUSSÃO.....	46
7. CONCLUSÕES.....	48
REFERÊNCIAS	50

1. INTRODUÇÃO

A voz é uma das principais ferramentas de comunicação que o ser humano possui e atualmente cerca de 60% da população economicamente ativa dos países desenvolvidos a utilizam como a ferramenta fundamental em sua vida profissional, em todos os seguimentos, mesmo quando a voz não é o foco da atividade realizada. No Brasil essa quantidade ultrapassa a marca de 70% (Lohscheller, Toy *et al.*, 2007).

O processo de fonação deve-se a interação entre sistemas fisiológicos distintos cujos mecanismos atuam harmonicamente entre si produzindo o fenômeno de emissão vocal. De maneira resumida, o processo inicia-se com a corrente de ar proveniente dos pulmões que, ao trafegar através da laringe, excita as pregas vocais gerando um movimento de vibração coordenado. Esses movimentos produzem um sinal chamado de pulso glotal, que determinará a frequência fundamental da voz, além de características primárias como a riqueza de harmônicos, sendo por isso considerado de grande importância no processo de elaboração da fala e nos estudos a seu respeito. Após a produção do pulso nas pregas vocais, o sinal é direcionado ao trato vocal e sucessivamente para a boca e cavidades nasais, onde sofrerá novas alterações espectrais resultando, por fim, no que chamamos de voz.

Desse modo, é possível observar que o funcionamento das pregas vocais está diretamente ligado à qualidade vocal, de tal forma que, uma vez alterado o padrão de vibração, altera-se também a frequência fundamental, bem como os harmônicos e conseqüentemente todo o resultado do processo fonatório. Assim, a compreensão das características e do funcionamento das pregas vocais tornou-se essencial para os campos da medicina e fonoaudiologia.

Diversas pesquisas tem sido realizadas para conhecer a estrutura micro-anatômica e fisiológica das pregas vocais e para melhor compreender os fenômenos que ocorrem ao longo de todo o processo de fonação. Hirano (1974) destacou-se nos estudos da micro-anatomia das pregas vocais ao descrever o modelo corpo-cobertura (“*cover-body*”), que determina que as pregas vocais são constituídas por três camadas: a cobertura, formada por uma mucosa, o ligamento e o musculo

vocal. Em virtude das reduzidas dimensões da laringe, diversos modelos matemáticos e numéricos tem sido utilizados para expandir a compreensão da fisiologia das pregas vocais e dos fenômenos ocorridos na região. Esses modelos tem se tornado cada vez mais complexos à medida que se disponibilizam novos recursos computacionais, pois, através deles é possível obter dados mais precisos se comparados aos estudos empíricos, uma vez que existem diversas dificuldades para realização de estudos in-vivo e/ou, em laringes excisadas, seja pela dificuldade em se obter indivíduos para realização do estudo ou pela dificuldade de realizar o controle do mesmo.

Flanagan e Ishizaka (1972) são considerados os pioneiros na modelagem das pregas vocais ao tentarem simplificar sua fisiologia com base nas teorias de elasticidade, utilizando estruturas massa-mola-amortecedor. E tornaram-se uma referência frequente na busca para expandir o conhecimento e esclarecer as interações fluido-estruturais existentes nas pregas vocais, bem como os impactos da aerodinâmica nas condições de abertura e fechamento, na produção da voz e no desenvolvimento de patologias nas pregas vocais e na garganta. No entanto, embora tenham-se feitos diversos progressos no campo da modelagem, desenvolver modelos baseados em dados de um paciente específico permanece um desafio. Zheng (2011), comenta em seu trabalho as contribuições dos avanços na área de modelagem à medicina e destaca que para as contribuições mais efetivas no planejamento cirúrgico de procedimentos como a laringoplastia, seria necessário o uso de modelos desenvolvidos com a geometria específica do paciente. Desse modo o presente trabalho foi conduzido para o desenvolvimento de um modelo com base em imagens obtidas em tomografia computadorizada, a fim de possibilitar a modelagem das condições específicas de um paciente e verificar a funcionalidade do modelo utilizando-o em simulações de escoamento de fluidos. Assim, foram obtidos resultados que possibilitam sua utilização em pesquisas futuras.

2. OBJETIVO

Dentre as diversas abordagens propostas na literatura para estudar o processo fonatório, a modelagem de indivíduos específicos ainda é pouco explorada e representa um grande desafio. Uma vez que modelagens de objetos reais com estruturas complexas demandam um alto custo computacional, neste trabalho buscou-se desenvolver um modelo tridimensional da região da laringe, contemplando desde a região subglotal até parte da epiglote, com base em informações obtidas de tomografias computadorizadas e verificar o uso desse modelo em simulações numéricas de escoamento de fluido, utilizando elementos finitos para a solução.

Desse modo, buscamos contribuir significativamente para que novos estudos que explorem a modelagem de indivíduos sejam realizados e permitam avanços em áreas como:

- Modelagem de patologias;
- Planejamento cirúrgico;
- Auxílio clínico;
- Treinamento médico através de cirurgia virtual utilizando interfaces hápticas; e
- Aeroacústica.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Estando este trabalho situado no domínio da engenharia biomédica, faz-se necessário uma breve contextualização para as áreas de saúde e engenharia. Assim essa seção tem por objetivo abranger a fundamentação teórica básica, necessária para a compreensão do trabalho do ponto de vista de ambas as áreas.

3.1 Fundamentos de Anatomia e Fisiologia do Processo Fonatório

3.1.1 Anatomia e Fisiologia Geral da Laringe

A Laringe está situada na porção anterior do pescoço, pouco abaixo da posição onde a faringe se divide em trato respiratório e trato digestivo. Em virtude de sua localização, a laringe desempenha um papel importante na normalidade da respiração, da deglutição e da fala, assim, lesões em seus tecidos podem resultar em interferências em alguma ou em todas essas funções. (Hirano, 1981a)

A estrutura da Laringe é composta por um conjunto de nove cartilagens, sendo as maiores a cartilagem tireóidea, mais superior e cuja proeminência anterior é comumente referenciada como “Pomo-de-Adão”, e a cartilagem cricoide, menor e localizada mais abaixo. A epiglote localiza-se superiormente e é a estrutura responsável por proteger a laringe e impedir a aspiração da comida durante a deglutição. Por fim, os pares de cartilagens aritenóide, corniculada e cuneiforme concluem o corpo cartilaginoso da laringe, cuja estrutura anatômica é apresentada na Figura 1 (Hirano, 1974; Hirano, 1981b).

Figura 1: Estruturas que compõem a laringe. Adaptado de Seer Training modules.

As pregas vocais situam-se na região central da estrutura laríngea, na orientação anteroposterior. Quando observadas durante a respiração, conforme apresentado na Figura 2, as pregas vocais apresentam uma disposição em “V” e a abertura entre as pregas vocais forma a entrada da traqueia. Na porção posterior da laringe, em cada lado, encontra-se uma das cartilagens aritenoides, na qual se ligam as pregas vocais e outros pequenos músculos. Esses músculos contraem-se em diversos momentos como durante a fonação e deglutição e relaxam durante a respiração e seu funcionamento é vital para a normalidade da laringe. O controle desses nervos acontece por meio de dois ramos de nervos vagos: o nervo laríngeo recorrente e o nervo laríngeo superior. Quando lesionados, por trauma ou quaisquer outras causas, pode ocorrer paralisia total ou parcial das pregas vocais, conduzindo a casos de rouquidão, disfonia, aspiração e outros sintomas associados a lesões nos nervos laríngeos(Hirano, 1974; Hirano, 1981a; b; Hirano, Kakita *et al.*, 1982).

No processo fonatório as pregas vocais são unidas próximas ao centro da laringe pelos músculos fixados nas cartilagens aritenoides, da forma apresentada na Figura 3. O fluxo de ar proveniente dos pulmões é então forçado através das pregas vocais, que vibram produzindo o sinal conhecido como pulso glotal. As principais características desse pulso são determinadas pela intensidade da contração dos músculos da aritenóide durante sua geração e as demais características decorrem

de sua passagem pelo trato vocal e pela articulação da boca e das cavidades nasais, tendo como produto final a fala em si.

Figura 2: Imagem das pregas vocais femininas durante a respiração obtida através de vídeo de alta velocidade.

Figura 3: Imagem das pregas vocais femininas em fonação obtida através de vídeo de alta velocidade.

Assim, em virtude da importância do bom funcionamento da laringe e da complexidade da produção da fala, diversos pesquisadores tem se dedicado a melhor compreensão de suas características visando métodos de auxiliar o restabelecimento da fala e das condições de vida de pacientes que tenham sofrido lesões ou que possuam outras patologias laríngeas.

3.1.2 Pregas Vocais

É possível destacar o papel das pregas no processo de fonação vocal como uma estrutura essencial. Conforme apresentado na Figura 4, elas possuem uma micro-anatomia complexa que permite às camadas da mucosa vibrar livremente sobre uma estrutura mais rígida das camadas inferiores. A prega vocal pode ser dividida em três níveis: Mucosa, Ligamento e Músculo vocal. A Mucosa é altamente especializada para a realização da sua função de vibração e pode ser subdividida em epitélio escamoso e lâmina própria superior, com textura gelatinosa, que juntamente com o epitélio escamoso se move livremente sobre as estruturas inferiores. Abaixo da lâmina própria superior localizam-se outras duas camadas de lâminas próprias, a lâmina própria intermediária e a lâmina própria profunda, que juntas formam o ligamento vocal. As três camadas de lâminas próprias possuem arranjos celulares distintos e apresentam um aumento gradativo na rigidez à medida que se aproximam do músculo vocal, que por sua vez, é a camada mais rígida presente nas pregas vocais (Hirano, 1974; Hirano, Kakita *et al.*, 1982; Sato, Hirano *et al.*, 2000; Rosen, Simpson *et al.*, 2008).

Figura 4: Esquema de camadas da prega vocal adaptado de (Rosen, Simpson *et al.*, 2008)

3.2 Fundamentos de Engenharia

Neste trabalho desenvolvemos um modelo que depois de transportado para o software NX 8.0 da empresa Siemens foi utilizado para realizar a solução de análises de escoamento de fluidos através do método de elementos finitos. Desse modo torna-se necessário esclarecer o papel das modelagens nos estudos de engenharia, o papel dos modelos matemáticos, dos métodos numéricos e como se dá o escopo geral de uma análise numérica. As seções 3.2.1, 3.2.2 e 3.2.3 tomam como base os livros de (Reddy, 2005; Reddy e Gartling, 2010)

3.2.1 Modelagem, Métodos Matemáticos e Simulação Numérica

Uma das atividades mais importantes dos engenheiros e cientistas é a modelagem de fenômenos físicos. Praticamente qualquer fenômeno da natureza

pode ser descrito através das leis da física e recursos algébricos. Descrições analíticas de fenômenos e processos físicos são chamadas de modelos matemáticos. Tais modelos são desenvolvidos usando pressupostos a respeito do funcionamento do processo e utilizam axiomas apropriados ou leis que governam o processo e são frequentemente caracterizados por equações diferenciais e/ou integrais muito complexas postas sobre domínios de geometrias complicadas. Dessa forma, os processos necessitam de diversas simplificações para permitir soluções analíticas. Contudo, após o advento dos computadores eletrônicos solucionar modelos mais complexos tornou-se possível ao unir os modelos matemáticos e os métodos numéricos para estimar suas características. E essa abordagem recebe o nome de simulação numérica. Atualmente existem diversos trabalhos dedicados a modelagem matemática e que se valem das simulações numéricas para o estudo de sistemas físicos, essa linha de pesquisa é conhecida como mecânica computacional.

Uma simulação numérica é uma ferramenta que visa fornecer resultados para a compreensão de características do objeto de estudo visando, por exemplo, auxiliar no design ou manufatura de um produto ou como base para comparação de resultados entre fenômenos empíricos. Assim, para a condução de uma simulação é importante definir o método numérico a ser utilizado para realizar a solução do modelo considerando o problema estudado, os recursos disponíveis e o grau de precisão necessário para a solução. Atualmente o método de elementos finitos está entre os mais utilizados em aplicações que envolvem estruturas, geometrias e condições de contorno complexas.

3.2.2 Fundamentos de Elementos Finitos

No método de elementos finitos um dado domínio (entenda-se domínio como a região geométrica à qual as equações serão solucionadas) é visto como um conjunto de subdomínios denominados elementos, de modo que cada equação governante do subdomínio é aproximada por um método de calculo variacional tradicional (Ritz, Garlekin e etc.). Para facilitar a compreensão, apresenta-se na Figura 5 a representação de um domínio real e de sua aproximação por subconjunto de elementos. Desse modo, é possível simplificar o problema para um conjunto de

equações polinomiais ao invés de buscar representar uma função complicada. Entretanto para garantir a solução do problema é necessário que as equações dos subconjuntos sejam lineares, contínuas e deriváveis nos pontos de limites dos elementos, chamados “nós”.

Segundo Reddy, a ideia básica do método de elementos finitos é:

- O domínio completo é dividido em partes, elementos;

Figura 5: a) Domínio do problema b) Aproximação por conjunto de elementos.

- Para cada parte, busca-se uma aproximação para a solução como uma combinação de nós e uma função de aproximação e deriva-se a relação algébrica entre os nós da solução em cada parte;
- O resultado de cada parte é reunido para obter a solução para o todo;

3.2.4 Análise de Elementos Finitos

Análises baseadas em métodos de elementos finitos são processos interativos que, de modo geral, obedecem ao esquema da Figura 6 e podem ser divididos em três fases: pré-processamento, solução e pós-processamento.

A etapa de pré-processamento corresponde a caracterização do modelo, ou seja, o levantamento das condições de contorno e características dos materiais que compõem o problema. Assim, nessa etapa deve-se definir o problema físico e elaborar o modelo matemático, uma vez que para as análises nesse trabalho o software NX 8.0 da Siemens foi utilizado e ele é uma ferramenta proprietária cujo código é restrito aos desenvolvedores do programa, a etapa de pré-processamento consistiu na

importação do modelo (problema físico) e configuração das características de material.

A etapa de solução corresponde a discretização do modelo, escolha dos elementos, geração de malhas, parametrização da simulação, inserção dos carregamentos e condições de contorno e execução da simulação.

A etapa de pós-processamento consiste na avaliação da solução gerada pela simulação, deve-se considerar que a análise de elementos finitos não é um fim em si mesma, assim, nessa etapa deve-se avaliar os resultados gerais da solução e considerar se estão corretos e/ou, se atendem as necessidades, verificando a necessidade de refinamento de malhas, alteração de parâmetros ou alterações no problema físico ou no modelo matemático.

Figura 6: Processo de análise por Elementos Finitos, adaptado de (Bathe, 1991).

3.3 Estado da Arte em Fonoengenharia

Para obter resultados sobre pressão, velocidades e distribuição dos fluidos, entre outros parâmetros do processo fonatório, diversos estudos utilizando laringes excisadas e “*in-vivo*” são realizados com frequência. Entretanto, em função das reduzidas dimensões da laringe existem diversas restrições nas formas de controle e coletas de dados, que prejudicam a obtenção de importantes informações sobre os processos de fonação. Assim, os modelos numéricos surgiram como uma alternativa bastante viável para superar essas limitações, auxiliando na obtenção de dados mais detalhados ainda que a complexidade computacional dos problemas impusesse a necessidade de diversas discretizações às simulações (Alipour, Berry *et al.*, 2000; Montagnoli, Rubert *et al.*, 2006; Tao e Jiang, 2007; Alipour, Brucker *et al.*, 2011; Zheng, Mittal, Xue *et al.*, 2011).

Sendo assim, duas abordagens principais foram utilizadas para o desenvolvimento de modelos das pregas vocais. A primeira foi a de modelos de múltiplas massas com a qual, dependendo do número de massas presentes no modelo é possível representar simples oscilações auto sustentadas até vibrações complexas com diversos modos de oscilação. A segunda consistiu na utilização de modelos numéricos baseados em modelagens dos fluxos, estruturas de vibração e campos acústicos utilizando equações diferenciais (Alipour, Brucker *et al.*, 2011).

3.3.1 Modelos de Múltiplas Massas

A idéia central dos modelos de múltiplas massas está na divisão das pregas vocais em porções pequenas de massas que são acopladas as suas vizinhas através de molas. A Figura 7 mostra alguns dos modelos de múltiplas massas. Nesses sistemas a mola representa as propriedades elásticas enquanto o amortecedor representa as forças de dissipação de energia, tais como: fricção e viscosidade (Montagnoli, Rubert *et al.*, 2006; Alipour, Brucker *et al.*, 2011).

O primeiro modelo desse tipo foi proposto por Flanagan e Landgraf em (1968), o modelo de uma massa que representava a prega vocal a partir de um

sistema massa-mola-amortecedor guiado pelo fluxo de ar dos pulmões, apresentado na Figura 2-a. Pelo mesmo princípio foi desenvolvido o modelo de duas massas de Ishizaka e Flanagan de (1972). Nesse modelo, que facilitou a análise da diferença de fase observada no movimento das pregas vocais, foi introduzida uma ligação entre as molas que representava a força de restauração do sistema, o esquema modelo do modelo é apresentado na Figura 7-b (Flanagan e Landgraf, 1968; Ishizaka e Flanagan, 1972). Story e Titze (1995) expandiram o conceito usado por Ishizaka e Flanagan para um modelo de três massas que utilizou diferentes valores para as constantes de mola para caracterizar as diferenças entre os materiais, apresentado na Figura 2-c, aproximando-se do modelo corpo-cobertura proposto por Hirano (Story, Hoffman *et al.*, 1995; Story e Titze, 1995; Alipour, Brucker *et al.*, 2011). Titze (2002) também elaborou o modelo de 16 massas, capaz de simular os modos de vibração verticais e longitudinais e descreveu a formulação geral $L \times M \times N$ para modelos de múltiplas massas, cujo esquema geral é apresentado na Figura 7-d. Nessa formulação L é o número de massas na direção médio-lateral, M é o número de massas na direção antero posterior e N é o número de massas na direção inferior superior. (Titze e Story, 2002; Alipour, Brucker *et al.*, 2011).

Figura 7: Esquema dos modelos multi-massas: (a) Modelo de uma-massa; (b) Modelo duas-massas; (c) Modelo de três massas de Story e Titze; (d) Modelo Geral Multi-Massa de Titze. Adaptado de (Alipour, Brucker *et al.*, 2011).

3.3.2 Modelos Diferenciais

Modelos baseados em equações diferenciais focam na resolução de problemas no domínio do espaço e do tempo. De Vries (1999) realizou uma comparação entre modelos baseados na equação de Bernoulli e modelos 2D baseados na equação de Navier-Stokes. Alipour (2000) construiu o primeiro modelo mecânico das pregas vocais usando métodos de elementos finitos para solucionar a vibração e modelar as forças de fluido com base na equação de Bernoulli. Thomson (2005) utilizando um modelo parcial da laringe buscou esclarecimentos sobre as causas das vibrações auto-sustentadas das pregas vocais. Tao (2006), por sua vez, desenvolveu um modelo para estudo de colisão utilizando um sofisticado algoritmo para tratar as interações fluido-estrutura. Esses modelos apresentam interações fortemente acopladas e possuem um alto custo computacional.

A pesquisa de Rosa (2003) desenvolveu um modelo 3D com fluido-estrutura acoplada, que demonstrou claramente as oscilações auto-sustentadas das pregas vocais utilizando um fluido estacionário. Luo et al. (2008) obteve o primeiro modelo de interação fluido-estrutura que conseguiu solucionar completamente o fluxo de ar. Usando o método de fronteiras imersas em um modelo 2D eles conseguiram obter o “efeito Coanda” em sua simulação. Resultado semelhante foi obtido no estudo realizado por Link *et al.* (2009).

Recentemente Zheng (2011) desenvolveu um modelo 3D totalmente acoplado para estudar o fluxo glotal e as oscilações durante a fonação utilizando um fluido turbulento. Pickup (2011), realizou um estudo baseado no modelo “M5” desenvolvido por Scherer (2001) a fim de identificar os parâmetros que mais influenciam a movimentação do modelo. O Modelo “M5” de Scherer (2001) é um modelo bidimensional composto pelas camadas de corpo e cobertura. Xue et al. (2010) analisou o impacto nas escolhas das geometrias de modelos 3D com bases nas três camadas de Hirano. Eles desenvolveram três modelos distintos variando a proporção e a posição da camada de ligamento baseando-se em modelos encontrados na literatura. Em outro estudo Xue *et al.* (2011) realizou a combinação de um modelo massa-mola de duas massas com a equação de Navier-Stokes para avaliar os impactos de assimetria nas pregas vocais associadas a tensões desbalanceadas durante o processo de fonação.

Além dos estudos que visam esclarecer as características fisiológicas e os fenômenos que ocorrem durante a fonação, a Aeroacústica dedica-se ao estudo do desenvolvimento de som por fluxo induzido, visando a produção do som e não as interações existentes entre o fluido e a estrutura na laringe. Nessa área Zhao e Zang em 2002 descreveram o desenvolvimento aerodinâmico do som em um tubo rígido através de vibrações forçadas. Focando na interação fluido-acústica baseada na analogia acústica de Lighthill solucionada pelo método numérico de Ffowcs Williams – Hawkins (*Zhang, Zhao et al., 2002; 2002*). A analogia acústica de Lighthill considera um fluxo livre em que as flutuações não estacionárias da corrente são representadas como fontes quadrupolo no mesmo volume. Os resultados do estudo foram comparados com simulações numéricas compressíveis de Navier-Stokes que obtiveram um bom acordo entre as soluções. Krane (2005) propôs uma abordagem teórica complementar a esses estudos em que o modelo de fonte acústica era baseado em um perfil de jato prescrito utilizando anéis de vórtex encadeados e aplicou-a a um modelo assimétrico do trato vocal.

Atualmente, grande parte dos esforços científicos busca auxiliar nas tomadas de decisões clínicas e cirúrgicas e por isso estudos para compreensão das pregas vocais a fim de conseguir tornar os modelos mais próximos da estrutura real tem se tornado cada vez mais frequentes.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Materiais

Para o desenvolvimento do modelo foram utilizadas imagens de tomografias computadorizadas de um paciente saudável, ou seja, que não apresentavam nenhum tipo de patologia fisiológica nas pregas vocais, em fonação, cedidas pelo banco de dados de informações para fins didático e científico do Hospital das Clínicas de São Paulo (HC/USP). Também foram utilizados vídeos de alta velocidade do acervo do HC/USP para visualização dos movimentos e comparação com os modelos das pregas vocais.

No decorrer do trabalho, diversos algoritmos foram elaborados e implementados em linguagem C e também em rotinas utilizando o software Matlab. Dentre eles, os desenvolvidos para o tratamento das imagens e parte do desenvolvimento do modelo utilizaram recursos do “*Visualization Tool Kit*” (VTK), um kit de ferramentas de código aberto para compiladores C++. As simulações de elementos finitos utilizaram o software Siemens NX 8.0 para a adequação do modelo, controle dos parâmetros e aquisição de solução.

4.2 Metodologia

O desenvolvimento do trabalho pode ser dividido em dois momentos, sendo o primeiro a avaliação do software Siemens Nx 8.0, para certificar-se que seria possível utilizá-lo para realizar as simulações e o segundo foi o desenvolvimento efetivo do modelo extraído das imagens médicas e a realização das análises de escoamento de fluido.

4.2.1 Avaliação do Software Siemens Nx 8.0

Sendo o software NX 8.0 uma ferramenta proprietária, de código fechado e pouco conhecido da equipe de pesquisa foi decidido por avaliar o custo computacional em problemas mais simples antes de dedicar um grande esforço na solução de complexos problemas de fluidos. Assim, para verificar a capacidade de geração de malha e de resolução de problemas do software utilizamos a obtenção de modos normais de vibração com modelos de laringe semelhantes aos descritos na literatura.

Dessa forma, com base nos modelos de Berry (1996) e Alipour (2000) foram desenvolvidos dois modelos: o primeiro, composto de uma camada de tecido dotada das propriedades visco-elásticas da camada de cobertura da prega vocal e o segundo com três camadas de tecidos, conforme apresentado na Figura 8 e na Figura 9. As regiões em vermelho nas figuras representam as regiões fixas dos modelos que representam as regiões onde as pregas se ligam à musculatura do pescoço. As propriedades visco-elásticas de ambos os modelos estão dispostas na tabela 1. As malhas de elementos finitos foram feitas utilizando elementos pré-existent no software chamados CTETRA, que são tetraedros dotados de 10 nós. Cada elemento, no modelo 1, possuía medidas de 0,8 mm, enquanto no modelo 2 as medidas foram para as camadas de cobertura, ligamento e corpo muscular: 0,5 mm, 0,7 mm e 0,9 mm respectivamente.

Figura 8: Modelo da prega vocal de uma camada

Figura 9: Modelo da prega vocal de 3 camadas.

Tabela 1. Parâmetros utilizados para a construção dos modelos.

***O modelo de uma camada obedeceu as características de cobertura**

Propriedade	*Cobertura	Ligamento	Corpo
Densidade, d	1030,00 Kg/m ³	1030,00 Kg/m ³	1030,00 Kg/m ³
Modulo de Young transversal, E	2,00 kPa	4,00 kPa	20,00 kPa
Modulo de Young longitudinal, E'	20,00 kPa	20,00 kPa	20,00 kPa
Coeficiente de Poisson transversal, ν	0,76	0,68	0,45
Coeficiente de Poisson longitudinal, ν'	0,76	0,68	0,45

Os modelos geraram 10 modos normais de vibração e obtiveram frequências na faixa de 71,9 Hz até 188,9 Hz para o modelo de uma camada e de 171 Hz a 317 Hz no modelo de três camadas (Andrade, Moreno *et al.*, 2011). Os modos gerados pelo programa foram comparados aos vídeos de alta velocidades coletados pela equipe de pesquisa e assim os modos mais significativos considerando o comportamento oscilatório das pregas vocais foram os modos 1 e 4 do modelo 1 que são apresentados na Figura 10-a e Figura 10-b que obtiveram valores respectivos de 71,9 Hz, e 143,5 Hz no primeiro modelo e os modos 1 e 5 do segundo modelo que obtiveram frequências de 171,1 Hz e 292,0 Hz no segundo modelo, apresentados nas Figura 11-a e Figura 11-b.

Figura 10: Modos de vibração do modelo 1. a) Modo 1 71,9 Hz b). Modo 4 143,5 Hz.

Figura 11: Modos de vibração do modelo 2. a) Modo 1 171,1 Hz b) Modo 5 292,0 Hz.

Após a verificação do comportamento do software perante simulações de estruturas rígidas, iniciou-se uma etapa de problemas de fluidos, dando continuidade à avaliação do software. Para isso foram simuladas duas situações clássicas de mecânica de fluidos, visando conhecer os recursos disponíveis para as simulações e visualizar a maneira como o programa fornece resultados.

As simulações de fluido mais simples consistem nas definições dos domínios de fluido, superfície de contato sem atrito, fluxo de entrada com velocidade constante 20 mm/s e fluxo de saída para abertura nas condições ambiente. As simulações feitas foram a de fluxos de ar obstruídos por uma esfera e cilindro, conforme mostra a Figura 12 até a Figura 15. As estruturas sólidas foram imersas dentro das massas de fluidos sendo determinadas quais geometrias correspondiam a superfícies e quais correspondiam a domínios de fluido.

Figura 12: Modelo para simulação de fluido com obstrução esférica no duto.

Figura 13: Corte medial do resultado da simulação do comportamento da velocidade um fluxo de ar com obstrução esférica.

Figura 14: Modelo para simulação de fluido com obstrução cilíndrica no duto.

Figura 15: Corte medial do resultado da simulação do comportamento da velocidade um fluxo de ar com obstrução cilíndrica.

O comportamento do fluxo de ar nas simulações ocorreu de acordo com a teoria, uma vez que existe um aumento da velocidade nas regiões em que o fluido é comprimido em função da obstrução, bem como uma redução da pressão nessa região.

Pelo mesmo princípio realizou-se uma simulação de fluido utilizando os modelos das pregas como estrutura de interação, para observar o comportamento das distribuições de pressão e os perfis de velocidade do fluxo. O arranjo da simulação pode ser visto na Figura 16 e os resultados da simulação nas Figura 17-a e Figura 17-b

Figura 16: Modelo das pregas vocais para simulação de fluido.

Figura 17: Resultados da simulação de fluido utilizando a prega vocal:

- a) Perfis de velocidade;**
- b) Distribuição de pressão.**

Essas simulações iniciais ajudaram a compreender a ferramenta Nx 8.0 e suas limitações, como por exemplo, a impossibilidade de simular interações fluido-estrutura utilizando desktops convencionais. Assim demos início ao desenvolvimento do modelo partindo das imagens de tomografia computadorizada.

4.2.2 Desenvolvimento do Modelo a partir das Imagens Médicas

Em síntese, após o recebimento das tomografias enviadas pelo HC/USP foi selecionado um exame para objeto de estudo. As imagens foram renomeadas e organizadas através de rotinas programadas no Matlab. Em seguida, através dos recursos do programa VTK foi selecionado um intervalo de imagens da tomografia do qual foi composto o objeto tridimensional e convertido para formatos editáveis. Após a identificação das regiões de interesse do modelo, foram removidos os componentes excedentes e o objeto foi exportado para o Software NX 8.0, onde foram realizadas as simulações de fluidos.

Em pacientes do sexo feminino e em crianças de ambos os sexos é comum a existência de fenda triangular na porção posterior das pregas vocais durante a fase fechada, isso ocorre mesmo quando os pacientes possuem vozes saudáveis devido ao formato mais arredondado das pregas. Sendo assim a prega vocal masculina adulta representa um caso de estudo mais geral e mais próximo aos modelos ideais encontrados na literatura. Desta forma, as imagens recebidas foram separadas de

acordo com o gênero e idade dos pacientes, selecionando para avaliação e construção do modelo as imagens de um paciente do sexo masculino em idade adulta.

4.2.2.1 Processamento da Imagem de Tomografia

A tomografia computadorizada consiste na aquisição de uma série de imagens bidimensionais de raios-X tiradas ao redor do eixo axial. Essas informações são armazenadas de acordo com os padrões do fabricante do equipamento e para permitir sua utilização, organização, bem como adequações, foram realizadas conversões nos formatos dos arquivos de imagens por meio de algoritmos no software MATLAB.

Para os procedimentos de processamento de imagem foram utilizados algoritmos em linguagem C++ aliados ao software VTK. Cada imagem bidimensional corresponde a uma fatia axial que, para a reconstrução tridimensional, são empilhadas, permitindo assim observar a estrutura total ou através de cortes em planos distintos, conforme é apresentado na Figura 18.

Figura 18: Vistas diversas bidimensionais de tomografia visualizadas utilizando VTK.
a) Vista superior. b) vista frontal anteroposterior. c) vista lateral esquerda.

A vista tridimensional se torna completa após o processo de geração de imagem, em que as estruturas internas podem ser diferenciadas através da radiodensidade e de técnicas de detecção de contorno. Através desse procedimento é possível dar cores diferentes para melhor ilustrar regiões de pele, músculo, ossos e cartilagens. Assim, após ser delimitada a faixa de imagens que irão compor o objeto tridimensional e parametrizar o algoritmo para exibir os tecidos desejados, foi obtido um modelo tridimensional capaz de representar diversos tecidos, conforme se pode visualizar na Figura 19-(a) e na Figura 19-(b), além de possibilitar a visualização de áreas de interesse para futuras segmentações, conforme apresentado na Figura 20.

Figura 19: Vista superior de corte transversal do pescoço após a geração de imagem.

a) Exibindo regiões de contorno, coluna cervical e protuberâncias de cartilagem.

b) Exibindo apenas contornos de tecidos.

Figura 20: Visualização da região da laringe no modelo com suavização.

Sem a suavização, o resultado do processo é semelhante a uma malha tridimensional, conforme apresentado na Figura 21. Entretanto, a imagem resultante não permite edições, por isso o objeto foi salvo em formato editável para permitir a retirada das regiões que não eram interessantes para o modelo e deixar apenas a região da laringe, conforme a Figura 22. Após serem isoladas apenas as regiões de interesse o objeto foi convertido para o formato Parasolid, gerando um corpo de áreas planas segmentadas, para ser utilizado nas simulações de fluido.

Figura 21: Visualização tridimensional da região da laringe e pescoço, sem suavização.

Figura 22: Corpo de chapas da região da laringe em diferentes posições.

4.2.2.2 Modelo Elementos Finitos

As simulações de Elementos Finitos foram realizadas no Software Siemens NX 8.0, na Universidade Federal de São Carlos, utilizando um computador I5, com 8GB de RAM.

Visualmente o corpo aparenta ser uma malha, entretanto, cada elemento é uma face que compõe o corpo de chapas, gerando, após a retirada das áreas que não eram de interesse, um número superior a 29000 faces no corpo da laringe. Um número tão grande de componentes gera um altíssimo custo computacional, o que caracteriza um dos principais problemas ao se tratar de modelos obtidos a partir de imagens médicas e outras representações de objetos complexos.

Com base na experiência obtida durante a validação do software Nx 8.0 e no esquema de projetos para análises de elementos finitos, elencamos os seguintes passos para a realização de análises no software:

- 1) Desenvolver o modelo geométrico;
- 2) Adicionar características do material;
- 3) Gerar malhas;
- 4) Configurar condições de contorno;
- 5) Simular;
- 6) Analisar os resultados.

Parte do primeiro passo foi obtido através da geração do corpo de chapas descrito anteriormente, contudo é necessário gerar o modelo da massa de ar que percorrerá a estrutura. Para isso, realizamos uma subtração entre um corpo sólido e o corpo de chapas, restringindo sua área ao espaço interno do modelo da região da laringe. O procedimento exigiu um altíssimo custo computacional em virtude do número de chapas que compunham o corpo delimitador, exigindo várias horas até a obtenção da estrutura. Uma vez que a massa de ar possuía exatamente o formato da região glotal e estando as regiões laríngeas estáticas, retiramos o corpo de chapas do modelo a fim de reduzir o custo computacional, permitindo assim trabalhar com um único corpo sólido, correspondente a massa de ar e restrito pelas próprias características geométricas.

Desse modo prosseguiu-se para a adição das características de material, selecionando o material “Air” existente na biblioteca interna do software cujos valores estão dispostos na Tabela 2.

Tabela 2: Propriedades de material atribuídas ao Ar

Característica	Valor
Densidade de Massa (RHO)	1,21E-09 kg/mm ³
Condutividade Térmica (K)	2,63E+08 μW/mm-C
Expansão Térmica (B)	3,41E-04 1/C
Calor específico (CP)	1,01E+09 μJ/kg-K
Massa Molar	2,90E-02 kg
Viscosidade Dinâmica	1,85E-08 Kg/mm-seg
Gás Constante	2,87E+008 μJ/kg-K

Para simulações de fluidos existem dois métodos para geração de malhas no Nx 8.0. A primeira opção é gerar as malhas nos objetos ainda no módulo de elementos finitos, onde o usuário pode escolher o tipo de elemento, suas medidas e efetuar alterações caso necessário. A segunda opção consiste em permitir que o software gere a malha de elementos dinamicamente no módulo de simulação após inserir todas as condições de contorno e iniciar o processo de solução, assim o software gera a malha no momento de iniciar a solução de modo que sejam consideradas escolhas sensíveis da configuração do domínio de fluidos e de parâmetros da solução. Entretanto, dessa forma o usuário não tem controle sobre o tipo e o tamanho dos elementos, nem sobre a densidade, de modo que para refinar a solução essas características devem ser controladas através dos parâmetros para solução. Em virtude do alto custo computacional relacionado à construção dinâmica da malha, ela foi gerada no módulo de elementos finitos utilizando elementos CTETRA de 4 nós na construção do domínio do fluido.

Os dados para as condições de contorno da simulação desse trabalho foram baseados em Zheng (2011). Assim, o fluxo de entrada foi determinado como um aumento de pressão de 1 KPa em direção a uma abertura com condições ambientes e para o nosso modelo as paredes foram consideradas superfícies sem atrito. O modelo básico da simulação de fluido está apresentado na Figura 23.

Figura 23: Configuração básica do modelo de fluidos de modo que as paredes foram consideradas superfícies sem atrito e estão destacados em vermelho as condições de entrada na parte inferior (aumento de 1 kPa de pressão) e saída de fluxo na parte superior (abertura, condições ambientes de temperatura e pressão).

5. RESULTADOS

Partindo de imagens de tomografia computadorizada de um paciente adulto do sexo masculino em fonação, foi desenvolvido um modelo tridimensional dos contornos internos da laringe que foi utilizado no software NX 8.0 para simular o escoamento do ar ao percorrer a estrutura.

A construção da malha levou aproximadamente de 5h e a convergência da solução de 1h. As velocidades mínimas e máximas foram 25,8 mm/s e 3470 mm/s respectivamente, conforme apresentado da Figura 24 até a Figura 28. Nos resultados as cores frias representam velocidades baixas e consequentemente, as cores quentes representam as velocidades altas. Conforme esperado, ao se aproximar da região onde se localizam as pregas vocais e que possui as dimensões reduzidas formando uma espécie de gargalo, a velocidade do fluxo aumenta significativamente, alcançando seu ápice ao passar pelo estrangulamento e perdendo velocidade ao cruzar a região, enquanto, por sua vez, a pressão no fluido diminui gradativamente ao se aproximar da região, atingindo seu ponto mínimo após cruzar a região de abertura.

Figura 24: Vista lateral-direita do corte sagital dos resultados da simulação de escoamento de fluido nas pregas vocais exibindo a intensidade das velocidades.

Carregar caso 1, Etapa Estática 1
 Velocidade - Elemento-nodal, Magnitude
 Mín : 2.58E+001, Máx : 3.47E+004, Unidades = mm/seg

Figura 25: Vista anterior do corte frontal dos resultados da simulação de escoamento de fluido nas pregas vocais exibindo a intensidade das velocidades.

Carregar caso 1, Etapa Estática 1
 Velocidade - Elemento-nodal, Magnitude
 Mín : 2.58E+001, Máx : 3.47E+004, Unidades = mm/seg

Figura 26: Vista superior de corte transversal na altura do estreitamento das pregas vocais dos resultados da simulação de escoamento de fluido nas pregas vocais, exibindo a intensidade das velocidades.

Figura 27: Vista lateral direita de corte sagital dos resultados de velocidade da simulação de escoamento de fluido nas pregas vocais, exibindo a trajetória do fluido e o gradiente da velocidade.

Figura 28: Vista anterior dos resultados de velocidade da simulação de escoamento de fluido nas pregas vocais, exibindo a trajetória do fluido e o gradiente das velocidades.

As Figura 29 e Figura 30 apresentam os gradientes de pressão um corte sagital da solução, em que é possível notar uma redução das pressões na região do estrangulamento causado pelas pregas vocais (região verde da figura).

Figura 29: Vista lateral direita do corte sagital dos resultados da simulação de escoamento de fluido nas pregas vocais exibindo o gradiente de pressão e a trajetória do fluido.

Figura 30: Vista anterior dos resultados da simulação de escoamento de fluido nas pregas vocais exibindo o gradiente de pressão e a trajetória do fluido.

Pela sobreposição dos resultados, apresentado na Figura 31, é possível observar o aumento da velocidade a partir do ponto em que há a redução das pressões.

Figura 31: Vista lateral do corte sagital dos resultados da simulação de escoamento de fluido nas pregas vocais exibindo ao fundo o gradiente de pressão e com os resultados de velocidade representados por bolhas.

Esses resultados mostram-se satisfatórios para o objetivo idealizado para o projeto, que consistia em prioritariamente desenvolver o modelo e avaliar a sua capacidade de utilização em análises de elementos finitos.

6. DISCUSSÃO

Em nosso trabalho desenvolvemos o modelo das regiões glotais da laringe e o utilizamos para simulações do escoamento dos fluidos. O modelo obtido pode ser utilizado também como molde para a obtenção da geometria real das pregas vocais do paciente durante a fonação, conforme apresenta a Figura 32. Desse modo, é possível confrontar os resultados das variações geométricas entre os modelos ideais existentes na literatura e o modelo obtido diretamente de um paciente real, para isso ainda é necessário estimar as distribuições das camadas de cobertura, ligamento e músculo vocal ou buscar a simplificação da estrutura para uma única camada mantendo as propriedades efetivas das pregas vocais a partir de métodos de homogeneização.

Figura 32: vista posterior de um corte sagital do modelo sólido da laringe destacando em verde a região sólida.

O modelo desenvolvido através das imagens de tomografia computadorizada atendeu nosso objetivo inicial de utilizar uma geometria real como objeto de simulação em estudos numéricos, apresentando um comportamento que vai de acordo com o esperado e, embora sejam necessários mais pesquisas a fim de refinar os parâmetros utilizados na simulação e comparar os resultados obtidos por esse modelo com os encontrados na literatura, é possível destacar algumas contribuições dessa metodologia. A geometria do modelo apresenta claras

diferenças em comparação com os estudos tradicionais na literatura, tal qual uma grande assimetria nas pregas vocais, isso demonstra a proximidade com a realidade, uma vez que pregas vocais totalmente simétricas correspondem à minoria dos casos na natureza.

A influência das características geométricas, das propriedades dos materiais e os efeitos das proporções utilizadas na distribuição das camadas de tecidos da prega vocal, tem sido constante objeto de estudo. Atualmente a maioria das simulações computacionais utilizam modelos totalmente simétricos. Porém, as diferentes distribuições de materiais ou mesmo pequenas variações angulares nos modelos implicam em variações significativas nos resultados das simulações. Dentre os estudos elaborados para compreender os efeitos dos atributos utilizados durante as modelagens Cook (2009) buscou identificar quais os fatores mais influentes na vibração das pregas vocais, destacando como os fatores mais sensíveis a rigidez das camadas de corpo e cobertura, a razão entre os meios membranosos e a cartilagens, o coeficiente de cisalhamento longitudinal e o comprimento das pregas vocais. Xue (2011), avaliou a variação nos modos de vibração e nas autofrequências em modelos tridimensionais com três camadas ao variar a espessura e a largura das camadas de cobertura e ligamento. Constatamos, em acordo com o estudo de Hirano (1981), que variações paramétricas no sentido longitudinal das pregas vocais não afetam significativamente o comportamento do modelo, tornando aceitável a consideração da estrutura como invariável no sentido longitudinal. Outra constatação foi a influência significativa nos modos de vibração ao aumentar a proporção das camadas de cobertura ou de ligamento, além de alterações nas autofrequências ao reduzir drasticamente a camada de ligamento. Em sua conclusão, Xue ressalta a necessidade de cuidados ao realizar comparações entre modelos com geometrias radicalmente distintas, uma vez que as diferenças nas estruturas proporcionam ao modelo uma dinâmica bastante diferente. Assim, em trabalho, deve-se considerar cuidadosamente as medidas utilizadas para a estimativa das camadas do modelo e as condições de controle, para permitir o confronto de seus dados com a literatura levando em consideração também as dificuldades encontradas durante a realização do presente trabalho.

Embora o software Nx 8.0 tenha se mostrado eficaz durante a realização do estudo, a utilização de uma ferramenta proprietária com código fechado foi um fator limitante para o mesmo, pois, apesar de poupar uma enorme quantidade de horas

de desenvolvimento, reduziu consideravelmente o controle sobre o estudo. Assim, para que seja possível garantir maior controle durante as experiências é recomendado buscar ou desenvolver uma ferramenta alternativa para executar as simulações.

7. CONCLUSÕES

Partindo de um exame de tomografia de um paciente saudável em fonação foi desenvolvido um modelo das estruturas internas da laringe contendo o estreitamento causado pelo fechamento parcial das pregas vocais devido à fonação. Assim, utilizando esse modelo, realizamos uma simulação de escoamento de fluido que apresentou resultados com características similares aos encontrados na literatura e atendeu plenamente o objetivo inicial do projeto, que consistia no desenvolvimento do modelo e na avaliação de seu uso em análises de elementos finitos.

O desenvolvimento de modelos extraídos diretamente de imagens médicas representa uma contribuição significativa para a ciência e podem possibilitar avanços tanto para área acadêmica quanto para as aplicações práticas na medicina, uma vez que permitem modelagens mais próximas das situações reais. Entretanto, para que essas contribuições sejam efetivas, novos estudos precisam ser conduzidos e assim para trabalhos futuros os seguintes tópicos são sugeridos:

- O desenvolvimento da estrutura interna das pregas vocais partindo do modelo de contorno obtido através dos métodos de modelagem por imagens médicas, para obtenção de um modelo completo das estruturas laríngeas. A obtenção da estrutura interna das pregas vocais é fundamental para futuros estudos, uma vez que permitirá a realização do acréscimo das características de material e desse modo será possível realizar simulações para a obtenção dos modos de vibração e outras simulações com estrutura dinâmicas e em seguida a comparação aprofundada dos modelos de imagens médicas com os existentes na literatura para validação;
- Após a obtenção e validação do modelo completo as sugestões seriam:

- A realização de simulações de interações fluido-estrutura em modelos completos validados de acordo com a literatura;
- A comparação entre modelos de pacientes saudáveis e pacientes que possuam algum tipo de patologia nas pregas vocais. A partir desse estudo seria possível avaliar a influência das patologias nas características do modelo e através de intervenções no modelo do paciente com a patologia iniciar estudos para realização de cirurgias virtuais; e
- O desenvolvimento de interfaces hápticas para interação e manipulação desses modelos seria um importante recurso para o planejamento cirúrgico e treinamento médico.

REFERÊNCIAS¹

ALIPOUR, F.; BERRY, D.; TITZE, I. A finite-element model of vocal-fold vibration. **Journal of the Acoustical Society of America**, p. 3003-3012, DEC 2000.

ALIPOUR, F. et al. Mathematical models and numerical schemes for the simulation of human phonation. **Current Bioinformatics**, v. 6, n. 3, p. 323-343, Sep 2011.

ALIPOUR, F.; SCHERER, R. Effects of oscillation of a mechanical hemilarynx model on mean transglottal pressures and flows. **Journal of the Acoustical Society of America**, v. 110, n. 3, p. 1562-1569, SEP 2001.

ANDRADE, F. R. H. et al. Modos normais de vibração em modelo de pregas vocais utilizando elementos finitos. In CONFERÊNCIA BRASILEIRA DE DINÂMICA, CONTROLE E APLICAÇÕES, 11., Águas de Lindóia, 2011. **Anais...** São Paulo: Sociedade Brasileira de Matemática Aplicada e Computacional. v1, p.27-30.

BATHE, K. Some remarks and references on recent developments in finite-element analysis procedures. **Computers & Structures**, v. 40, n. 2, p. 201-202, 1991.

BERRY, D. A.; TITZE, I. R. Normal modes in a continuum model of vocal fold tissues. **Journal of the Acoustical Society of America**, v. 100, n. 5, p. 3345-3354, Nov 1996.

COOK, D.; NAUMAN, E.; MONGEAU, L. Ranking vocal fold model parameters by their influence on modal frequencies. **Journal of the Acoustical Society of America**, p. 2002-2010, OCT 2009.

DE VRIES, M.; SCHUTTE, H.; VERKERKE, G. Determination of parameters for lumped parameter models of the vocal folds using a finite-element method approach. **Journal of the Acoustical Society of America**, p. 3620-3628, DEC 1999.

FLANAGAN, J. L.; LANDGRAF, L. L. Self-oscillating source for vocal-tract synthesizers. **Ieee Transactions on Audio and Electroacoustics**, v. AU16, n. 1, p. 57-64, 1968.

HIRANO, M. Morphological structure of vocal cord as a vibrator and its variations. **Folia Phoniatrica**, v. 26, n. 2, p. 89-94, 1974. ISSN 0015-5705. Disponível em: <Go to ISI>://A1974T738900001 >.

HIRANO, M. Clinical examination of voice. **Springer Verlag**, 1981a.

¹ De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR6023

HIRANO, M. Structure of the vocal fold in normal and disease states: Anatomical and physical study. In Proceedings of the conference on the Assessment of Vocal Pathology: American Speech and Hearing Association **Report**. 11 1981b.

HIRANO, M. et al. Structure and mechanical properties of the vocal fold. In: INN.J.LASS (Ed.). **Speech and Language: Advances in basic research and practice**. New York: Academic Press., 1982.

ISHIZAKA, K.; FLANAGAN, J. L. Synthesis of voiced sounds from a 2-mass model of vocal cords. **Bell System Technical Journal**, v. 51, n. 6, p. 1233-+, 1972. ISSN 0005-8580.

KRANE, M. Aeroacoustic production of low-frequency unvoiced speech sounds. **Journal of the Acoustical Society of America**, v. 118, n. 1, p. 410-427, JUL 2005.

LINK, G. et al. A 2D finite-element scheme for fluid-solid-acoustic interactions and its application to human phonation. **Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering**, v. 198, n. 41-44, p. 3321-3334, 2009

LOHSCHELLER, J. et al. Clinically evaluated procedure for the reconstruction of vocal fold vibrations from endoscopic digital high-speed videos. **Medical Image Analysis**, v. 11, n. 4, p. 400-413, Aug 2007.

LUO, H. et al. An immersed-boundary method for flow-structure interaction in biological systems with application to phonation. **Journal of Computational Physics**, p. 9303-9332, NOV 20 2008.

MONTAGNOLI, A. N. et al. Vocal folds vibrations with a three-dimensional deformable model. In: (Ed.). **Ism 2006: Eighth IEEE International Symposium on Multimedia, Proceedings**, 2006.

PICKUP, B.; THOMSON, S. Identification of geometric parameters influencing the flow-induced vibration of a two-layer self-oscillating computational vocal fold model. **Journal of the Acoustical Society of America**, p. 2121-2132, APR 2011.

REDDY, J. N. **An introduction to the finite element method**. 3rded. New York: McGraw-Hill Education, 2005.

REDDY, J. N.; GARTLING, D. K. **The finite element method in heat transfer and fluid dynamics**. 3rd ed. New York: McGraw-Hill Education, 2010.

ROSA, M. D. et al. A contribution to simulating a three-dimensional larynx model using the finite element method. **Journal of the Acoustical Society of America**, v. 114, n. 5, p. 2893-2905, Nov 2003.

ROSEN, C. A.; SIMPSON, C. B.; EBRARY INC. **Operative techniques in laryngology**. Berlin: Springer: xxvi, 2008.

SATO, K.; HIRANO, M.; NAKASHIMA, T. Ultrastructure of the vocal process of the arytenoid cartilage. **Annals of Otology Rhinology and Laryngology**, v. 109, n. 7, p. 650-653, Jul 2000.

SEER TRAINING MODULES, **Larynx & Trachea**, Disponível em: <<http://training.seer.cancer.gov/anatomy/respiratory/passages/larynx.html>>. Acesso em: 23 Mar. 2013.

STORY, B. et al. Speech simulation based on MR images of the vocal tract. **Physiology and Function From Multidimensional Images - Medical Imaging 1995**, v. 2433, p. 179-190, 1995.

STORY, B.; TITZE, I. Voice simulation with a body-cover model of the vocal folds. **Journal of the Acoustical Society of America**, v. 97, n. 2, p. 1249-1260, FEB 1995.

TAO, C.; JIANG, J. Mechanical stress during phonation in a self-oscillating finite-element vocal fold model. **Journal of Biomechanics**, p. 2191-2198, 2007.

TAO, C.; JIANG, J.; ZHANG, Y. Simulation of vocal fold impact pressures with a self-oscillating finite-element model. **Journal of the Acoustical Society of America**, p. 3987-3994, JUN 2006.

THOMSON, S.; MONGEAU, L.; FRANKEL, S. Aerodynamic transfer of energy to the vocal folds. **Journal of the Acoustical Society of America**, p. 1689-1700, SEP 2005.

TITZE, I.; STORY, B. Rules for controlling low-dimensional vocal fold models with muscle activation. **Journal of the Acoustical Society of America**, v. 112, n. 3, p. 1064-1076, SEP 2002.

WILLIAMS, J.; HAWKINGS, D. Sound generation by turbulence and surfaces in arbitrary motion. **Philosophical Transactions of the Royal Society of London Series a-Mathematical and Physical Sciences**, v. 264, n. 1151, p. 321-&, 1969.

XUE, Q. et al. A computational study of the effect of vocal-fold asymmetry on phonation. **Journal of the Acoustical Society of America**, v. 128, n. 2, p. 818-827, Aug 2010.

XUE, Q. Sensitivity of vocal fold vibratory modes to their three-layer structure: Implications for computational modeling of phonation. **Journal of the Acoustical Society of America**, v. 130, n. 2, p. 965-976, Aug 2011.

ZHANG, C. et al. Computational aeroacoustics of phonation, Part II: Effects of flow parameters and ventricular folds. **Journal of the Acoustical Society of America**, v. 112, n. 5, p. 2147-2154, NOV 2002

ZHAO, W. et al. Computational aeroacoustics of phonation, Part I: Computational methods and sound generation mechanisms. **Journal of the Acoustical Society of America**, p. 2134-2146, NOV 2002.

ZHENG, X.; MITTAL, R.; BIELAMOWICZ, S. A computational study of asymmetric glottal jet deflection during phonation. **Journal of the Acoustical Society of America**, v. 129, n. 4, p. 2133-2143, Apr 2011.

ZHENG, X. et al. Direct-numerical simulation of the glottal jet and vocal-fold dynamics in a three-dimensional laryngeal model. **Journal of the Acoustical Society of America**, v. 130, n. 1, p. 404-415, Jul 2011.