

MODELAGEM DA LARINGE: DA BIOLOGIA AO COMPUTADOR

Marcelo de Oliveira Rosa*

Resumo

Neste trabalho apresentamos uma descrição da anatomia e fisiologia da laringe, enfatizando os aspectos relevantes à fonação. A partir destes aspectos, a modelagem da laringe é apresentada. O principal objetivo de modelar a laringe é representar de uma maneira simples esse órgão através de equações matemáticas intimamente relacionados com características fisiológicas. Equações aerodinâmicas e viscoelásticas são simplificadas de acordo com as pesquisas, sempre buscando simplicidade e aplicabilidade computacional. Assim, pesquisadores podem compreender melhor a laringe e a fala humana em termos dos efeitos linguísticos, cirúrgicos e computacionais produzidos pela movimentação desse órgão.

Palavras-chave: *Laringe, modelagem, sinal glotal, produção da fala.*

INTRODUÇÃO

Os órgãos responsáveis pela produção da fala são pulmões e traquéia (atuando como geradores de energia para o sistema fonador), laringe ou cavidade glotal (um sistema complexo de músculos responsável pela geração de um sinal pulsátil quase-periódico chamado sinal glotal) e cavidade supraglotal (um sistema de ressonância cujo formato é intimamente relacionado com o fonema produzido). Todos esses órgãos estão intimamente ligados e variações (aumento de pressão dos pulmões ou abertura do palato mole para acoplamento das vias nasais) em qualquer uma deles influencia a fala.

Assim, a fala é resultado da modulação realizada pela cavidade supraglotal sobre sinal glotal, sendo que a frequência fundamental (pitch) da fala é definido pelo sinal glotal. Vozes agudas, graves, roucas, ásperas são definidas

pela vibração das cordas vocais. Variações de prosódia também são definidas pelas características temporais e espectrais do sinal glotal.

Um modo de compreender como diversos fatores (pressão pulmonar, geometria da cavidade glotal, tensão aplicada sobre as fibras musculares) afetam as vibrações das cordas vocais (e, por conseguinte, o sinal glotal e a fala) é modelar matematicamente a laringe, isolando cada um de seus componentes significativos. Assim, podemos relacionar cada um desses componentes com o comportamento dinâmico da laringe.

Neste trabalho apresentaremos primeiramente uma descrição anatômica e fisiológica da laringe e, finalmente, os principais modelos matemáticos encontrados na literatura para sua representação.

1 OS PULMÕES

Sua atividade principal na fala é criar condições aerodinâmicas para absorver (inspiração) e expulsar (expiração) ar de/para a atmosfera através de movimentos musculares. Tanto inspiração quanto a expiração são realizadas são realizadas pela expansão e contração da caixa torácica, em particular pelo diafragma (membrana que separa os sistemas respiratório e cardíaco na região abdominal) e pelos músculos intercostais. Na produção da fala, os movimentos expiratórios do pulmão são responsáveis pela geração de energia sob a forma de escoamento de ar.

Os músculos na cavidade pulmonar têm ação ativa durante o processo inspiratório. Na expiração, sua ação é passiva, pois ela resulta do relaxamento natural desses músculos. Somente em situações específicas como no aumento da vazão de ar para elevação da frequência fundamental do sinal de fala, por exemplo, é que alguns músculos intercostais e abdominais atuam de modo ativo na expiração. O próprio controle da fonação em uma voz cantada

*Actium Telecomunicações Ltda, São Paulo, SP. E-mail: mo-rosa@uol.com.br, fone: (41) 9925-8670.

exige que esses músculos sofram algum tipo de excitação “forçada” para que níveis de altura vocal sejam atingidos.

A capacidade vital dos pulmões, que é o máximo volume de ar admitido dentro dos pulmões, a partir de uma profunda inspiração até a máxima expiração, em um adulto varia entre 3000 e 5000 cm³. Entretanto, apenas um volume entre 500 e 1000 cm³ de ar são expelidos durante uma fonação normal.

Durante uma fonação normal, a pressão dos pulmões situa-se entre 5 e 10 cm H₂O (Titze, 1992) (Titze et al., 1995), apesar de que variações de prosódia (basicamente refletindo-se sobre variações de frequência fundamental) exijam maior ou menor pressão pulmonar. Posteriormente, a pressão pulmonar mínima para que os movimentos auto-sustentados das cordas vocais ocorram foi definida (Titze, 1992) ao redor de 3 cm H₂O.

2 LARINGE

A produção do sinal glotal é uma função secundária da laringe (sua função primária é proteger o pulmão de objetos estranhos). Isso ocorre por causa das características histológicas de alguns de seus músculos, particularmente das cordas vocais verdadeiras. Podemos dizer de maneira simples que a laringe é uma válvula de controle de vazão de ar.

A laringe é constituída por um conjunto de músculos, ditos intrínsecos e extrínsecos, que movimentam ou sustentam as cartilagens na garganta (Figura 1). Os músculos extrínsecos - músculos que ligam a laringe a outras estruturas do corpo humano - movimentam a laringe como um todo, dando sustentação à mesma, enquanto os músculos intrínsecos - movimentam as cartilagens da própria laringe - são responsáveis por movimentos que existem dentro da própria laringe. A fonação é particularmente dependente da ação desses músculos intrínsecos. A Figura 2 mostra alguns desses músculos. Eles são responsáveis pela abertura (abdução) e fechamento (adução) do espaço glotal, atividades que efetivamente controlam a vibração das cordas vocais.



Figura 1 - Posição da laringe na garganta.

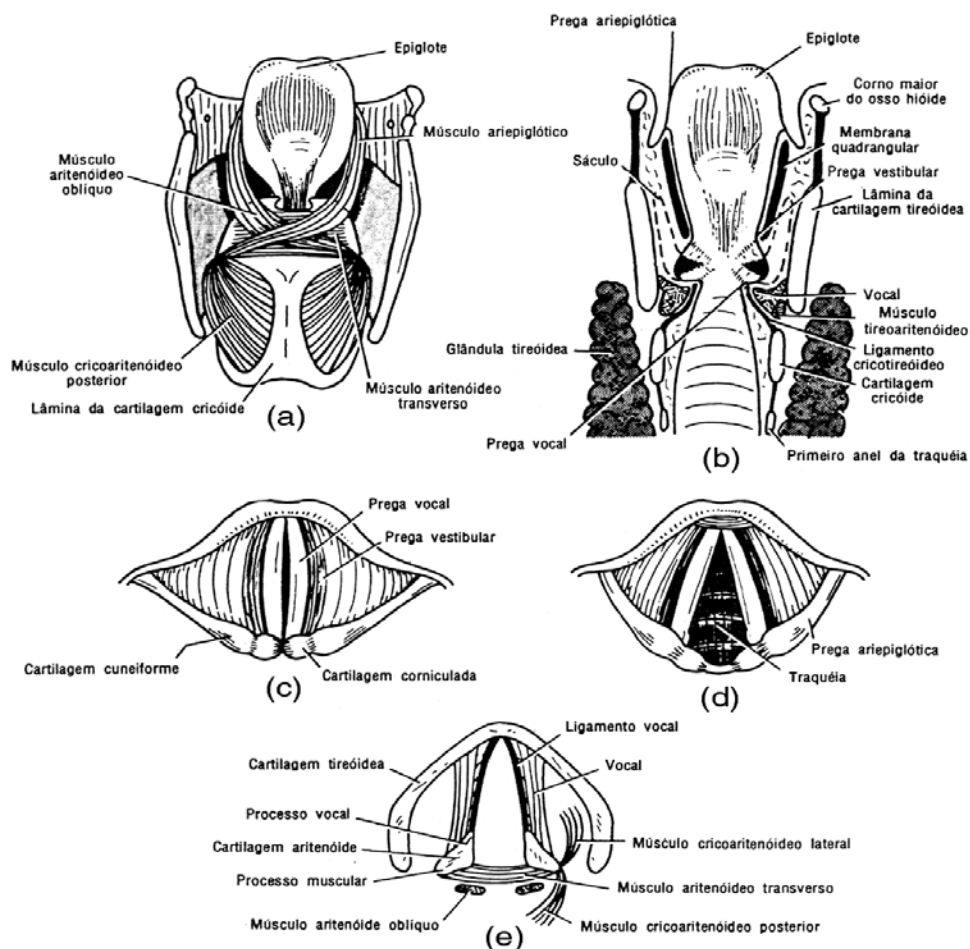


Figura 2 - Músculos e cartilagens da laringe .

3 AS CAVIDADES DA LARINGE

A laringe pode ser dividida em quatro seções: o vestibulo, que se estende da epiglote até as falsas cordas vocais (também chamadas de cordas vestibulares); os ventrículos laríngeos, que são os espaços entre as falsas cordas e as cordas vocais verdadeiras; a glote, que corresponde ao espaço localizado entre as duas cordas vocais; e a cavidade infraglótica que se estende das cordas vocais verdadeiras até a traquéia.

As falsas cordas vocais são duas proeminentes massas com aparência flácida e consistência macia, com superfície maior do que a das cordas vocais verdadeiras. Sua importância na fala está na redução da vazão de ar necessária para gerar o sinal glotal. Apesar de seus músculos não vibrarem durante a fonação, seu formato geométrico torna-se importante para o controle vibratório das cordas vocais.

Os ventrículos laríngeos são espaços que geralmente contém ar estagnado durante a fonação. Possui um formato de canoa colocada de lado. Um apêndice de cada um dos ventrículos, também chamado de sáculo, estende-se em direção superior. Algumas glândulas situadas ali secretam líquidos que ajudam na lubrificação das cordas vocais. Dada a sua posição em relação as cordas vocais, durante a fonação, alguns vórtices secundários são formados nos ventrículos laríngeos por causa da incompressibilidade do ar.

Glote é o nome dado ao espaço entre as duas cordas vocais verdadeiras. Sua área tem importância relevante no processo de fonação. Durante a fonação, o espaço glotal é bastante reduzido em relação a área da traquéia, permitindo controle da vazão de ar na laringe.

Finalmente temos a cavidade infraglótica, que é a primeira resistência aerodinâmica da laringe. Note, particularmente, a variação gradual da geometria da traquéia até as cordas vocais verdadeiras. Adicionalmente, percebemos a presença de uma estrutura muscular chamada cone elástico que se origina na cartilagem cricóide e prolonga-se até o músculo vocal. Esse músculo age como um apoio para o músculo vocal.

4 CORDAS VOCAIS VERDADEIRAS

As cordas vocais verdadeiras são importantes para o estudo da laringe, pois ondas mecânicas (que geram o sinal glotal) são formadas sobre sua superfície. Tais ondas ocorrem por causa de diferenças orgânicas e mecânicas dos tecidos que compõem essa estrutura.

Basicamente as cordas vocais verdadeiras são compostas por um tecido superficial e um tecido muscular interno. Histologicamente, elas são divididas em epitélio, *lamina propria* e corpo muscular. A espessura do epitélio é bastante reduzida quando comparada com as demais subdivisões histológicas.

A *lamina propria* pode ser subdividida em três camadas: superficial, intermediária e profunda. Isso ocorre

por uma razão: dentro da própria *lamina propria* existem diferentes tipos de fibras: as elásticas e as colágenas.

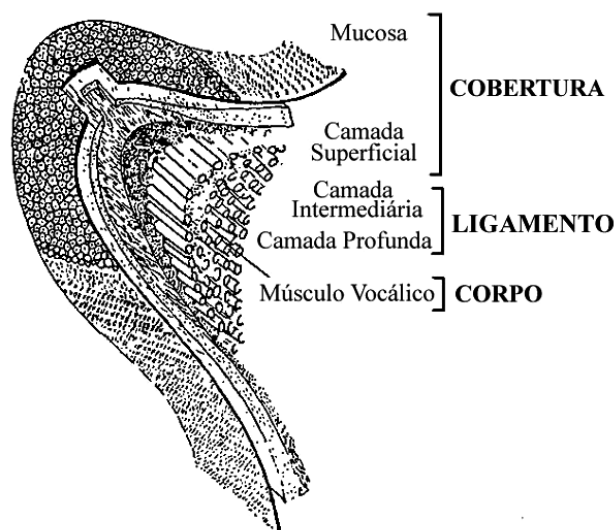


Figura 3 - Divisão histológica das cordas vocais verdadeiras.

A camada superficial (também conhecida por espaço de Reinke) é flácida e “mole”. É essa a camada com maior vibração durante a fonação. Assim, qualquer modificação (como algum traumatismo ou doença) que a torne mais rígida resultará em uma menor vibração da prega vocal e, conseqüentemente, dificuldades na fonação. O aumento de sua espessura ou uma maior flacidez do tecido também gera problemas nos movimentos das cordas vocais (como no edema de Reinke, por exemplo).

A camada intermediária é constituída, principalmente, de fibras elásticas enquanto que a camada profunda, de fibras colágenas. Histologicamente, a diferença entre as camadas superficial e intermediária é bem maior do que a diferença entre as camadas intermediária e profunda. Outra característica importante é que quanto mais nos aproximamos do músculo vocal, o número de fibras colágenas aumenta enquanto que o de fibras elásticas diminui. Assim, a rigidez das camadas intermediária, profunda e músculo vocal aumenta com a profundidade.

Outra característica interessante tanto das fibras elásticas e colágenas da *lamina propria* como das fibras musculares do músculo vocal é que todas têm direções paralelas em relação à superfície das cordas vocais verdadeiras, ou seja, nenhuma fibra é perpendicular à esta superfície. Esse é um dos fatores que curiosamente facilita o movimento vibratório. Outro arranjo vantajoso para tal movimento é a disposição dos vasos sanguíneos na mucosa e *lamina propria*. Esses vasos entram pelos extremos anterior e posterior das cordas vocais verdadeiras e estendem-se paralelamente à superfície dessas, de modo análogo ao que ocorre com as fibras.

Finalmente, temos o músculo vocal (ou conforme alguns autores, os músculos vocal e tireoaritenóideo). Sua constituição é basicamente a mesma dos músculos do esqueleto do corpo humano, sendo longo e cilíndrico. É claro que danos nesses músculos impossibilitam a redução do espaço glotal e conseqüente incapacidade de fonação. Esse músculo é responsável por definir o volume das cordas vocais verdadeiras. Aumentando-se sua tensão (por ativação neurológica), as suas fibras se reorganizam, aumentando a densidade fibrilar e reduzindo o volume de massa das cordas vocais.

Se considerarmos a composição das cordas vocais ao longo de sua superfície, ou seja na direção longitudinal, existe pouca variação de espessura e elasticidade. Essa pequena variação nas características mecânicas ao longo das cordas vocais verdadeiras (com gradiente elevado apenas nos extremos) é importante para a modelagem matemática desta estrutura, tornando-a mais simples como veremos posteriormente.

5 FALSAS CORDAS VOCAIS

Também chamadas de cordas vestibulares, as falsas cordas vocais têm uma constituição “mole” e flácida muito semelhante à camada superficial da *lamina propria* e contém poucas fibras musculares quando comparadas com as cordas vocais verdadeiras. A ação exercida pelo músculo vocal nas cordas vocais verdadeiras não ocorre aqui. Curiosamente sua geometria (chamada divergente, pois se abre a medida que percorremos sua superfície no sentido e direção do fluxo de ar) tem importante implicação no desenvolvimento do escoamento de ar na laringe.

Alguns estudos indicam que a manutenção da voz sussurada (quando as cordas vocais verdadeiras não produzem a mínima área glotal necessária para a fonação normal) exige (Pereira, 1987) a aproximação das falsas cordas vocais reduzindo o nível de turbulência produzido pelo escoamento de ar. Alguns modelos matemáticos que, por eliminarem essa estrutura da análise dinâmica da laringe, geralmente produzem pressão pós-glotal incompatível com os valores fisiológicos.

6 CARACTERÍSTICAS VISCOELÁSTICAS DA LARINGE

(Hirano, 1975) mostrou que os tecidos da laringe (particularmente das cordas vocais) podem ser subdivididos segundo suas propriedades mecânicas em cobertura, ligamento e corpo. A Figura 3 mostra um corte transversal de uma das cordas vocais onde podemos ver essa subdivisão.

A cobertura é composta pelo epitélio e pela camada superficial da *lamina propria*. O ligamento constitui-se das camadas intermediária e profunda da *lamina propria*, enquanto que o corpo é precisamente o músculo vocal.

Conhecidos os tipos de tecido que formam as cordas vocais, é necessário determinar as constantes elásticas e

viscosas do tecido. Elas definem como o tecido reage à “puxões” e “empurrões” aplicados sobre sua superfície e propagados através de suas fibras, afetando diretamente a vibração das cordas vocais.

Adotando-se um comportamento linear na relação tensão-deformação (que define a elasticidade de um material) define-se os módulos de Young e as constantes de cisalhamento - transversal e longitudinal. O módulo de Young define como um material reage quando é comprimido ou tracionado, ou seja, quando uma força é aplicada perpendicularmente à sua superfície. Já as constantes de cisalhamento definem como o material reage à uma tentativa de “rasgá-lo”.

As direções transversal e longitudinal são definidas em relação à extensão da corda vocal. A direção transversal é a direção perpendicular a superfície das cordas vocais, individualmente, enquanto que a direção transversal é paralela aos feixes de fibras que percorrem as cordas vocais.

O método convencional para determinar o módulo de Young longitudinal consiste em aplicar diversas tensões longitudinais nas cordas vocais e medir a deformação obtida. Assim, uma curva relacionando as tensões e as deformações é definida e a razão entre estas duas grandezas define o módulo de Young longitudinal. O mesmo é feito para o módulo de Young transversal.

No caso das constantes de cisalhamento, sua determinação é indireta e baseia-se no fato de que o tecido das cordas vocais é composto por fibras. Assim, a resistência ao cisalhamento é muito maior que a resistência à compressão/distensão.

(Hirano, 1975) sugeriu que a razão entre a rigidez dos dois tecidos em sua teoria corpo-cobertura seja 10:3 para o corpo e a cobertura, respectivamente. Já (Titze e Talkin, 1979) estenderam essa razão entre os três tecidos (cobertura, ligamento e corpo) para 10:4:2. Ou seja, considerando uma referência qualquer, o corpo seria 10 vezes mais rígido enquanto o ligamento e a cobertura seriam 4 e 2 vezes mais rígido, respectivamente. O autor ainda determinou as curvas de tensão-deformação na direção longitudinal (no caso, o módulo de Young) para os três tecidos. Seus resultados indicaram que a cobertura é mais rígida do que o ligamento e ambas mais rígidas do que o corpo muscular. (Titze e Talkin, 1979) consideraram que a cobertura deve ter a constante de cisalhamento longitudinal menor do que a do ligamento.

(Chan e Titze, 1999) e (Chan e Titze, 2000) empregaram modelos viscoelásticos mais sofisticados e concluíram que a *lamina propria* de homens possuía uma concentração maior de colágenos e outras moléculas do que a de mulheres. Isso justificaria então o fato de que a elasticidade e viscosidade das mucosas dos homens é devida à concentração maior de colágenos na *lamina propria*.

É importante lembrar que apesar de considerar matematicamente as curvas de tensão-deformação (para cálculo da elasticidade dos tecidos) como sendo lineares, elas na verdade são não lineares. Isso porque a medida que

deformação aumentava, mais resistente o músculo ficava. Este é um fenômeno comum em tecidos humanos.

O tecido humano também possui uma componente viscosa. Ou seja, parte da energia acumulada ou liberada pela componente elástica do tecido é dissipada (sob a forma de calor) em função da viscosidade do tecido. A determinação da viscosidade é baseada na análise de propagação e atenuação de ondas mecânicas sobre os diferentes tecidos da laringe, e em estudos realizados com outros tecidos humanos.

7 TEORIA MIOELÁSTICA-AERODINÂMICA DA LARINGE

Na busca pela compreensão mais adequada de como a laringe gera o sinal glotal, a teoria mioelástica-aerodinâmica da laringe (TMA) foi proposta (van den Berg, 1958), (Titze, 1980) com base na troca sustentada de energia entre as camadas mais à superfície da laringe (epitélio e *lamina propria*) e o escoamento de ar oriundo dos pulmões.

O fenômeno que ocorre na laringe é similar ao efeito de assoprarmos sob uma folha de papel (conforme Figura 4). O ar de alta velocidade cria uma condição de baixa pressão sob a folha. Devido à diferença de pressão entre as duas faces, uma força de baixo para cima é aplicada sobre a folha, deslocando-a para cima (a). A medida que parte da folha de papel movimenta-se, novas configurações aerodinâmicas são formadas, alterando a direção e a intensidade da força aerodinâmica aplicada sobre o papel.

Note que existe então um momento em que a força aerodinâmica é menor ou de mesmo sentido da força gravitacional. Isso faz com que o papel seja trazido para baixo (b). O ciclo fecha-se com o aparecimento de configurações aerodinâmicas que resultam no aparecimento de nova força de baixo para cima, empurrando a folha de papel para cima (c).

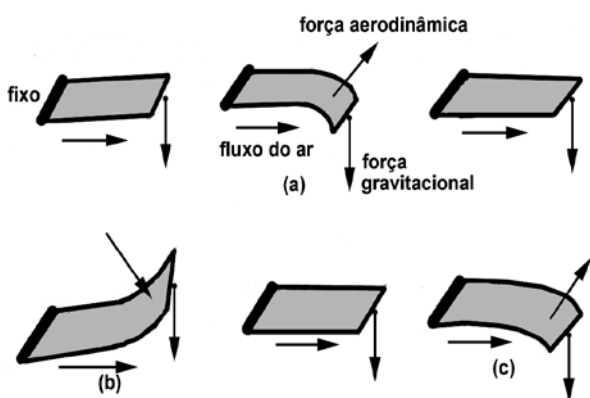


Figura 4 - Efeito da passagem de ar sob folha de papel.

Apesar de bastante simplificada, essa ilustração demonstra o princípio básico da vibração das cordas vocais. No caso da laringe, as diferenças histológicas das cordas vocais verdadeiras (onde o epitélio e a camada superficial

da *lamina propria* são elasticamente mais “moles” do que a camada profunda e músculo vocal) permitem que uma onda mecânica se forme na sua superfície pela ação da pressão aerodinâmica. Assim, as camadas de superfície das cordas vocais seriam equivalentes à folha de papel.

Essa teoria diz que o movimento oscilatório das cordas vocais é definido pela interação entre as forças aerodinâmicas aplicadas sobre a superfície livre das cordas vocais e as forças de restauração geradas dentro do tecido muscular. Como esse “equilíbrio” de forças é assimétrico ao longo da superfície da laringe devido à distribuição peculiar das tensões aerodinâmicas (principalmente as pressões), movimentos em forma de onda são formados na entrada da constrição glotal e são “puxados” para cima pela diferença de pressão criada pelo escoamento de ar.

Essa geração de ondas mecânicas na superfície das cordas vocais é contínua e auto-sustentado (dada que suas condições de oscilação sejam mantidas). O músculo, por si, é incapaz de sustentar um movimento oscilatório uma vez que seus componentes de amortecimento reduzem sua ação ao longo do tempo. Dessa forma, a energia aerodinâmica age como uma fonte de energia que equipara-se ou supera as forças de amortecimento do músculo. Como o movimento das cordas vocais é ondulatório, existe então uma diferença de fase vertical ao longo da superfície glotal, que é bastante mencionada na literatura.

Outra característica importante na geração do sinal glotal é a presença de uma pressão negativa que geralmente localiza-se próximo à saída da glote. Analisando-se cuidadosamente o escoamento, percebemos que ela é formada pela convecção do ar que na constrição glotal adquire grandes velocidades. Admitindo-se que o ar é um fluido quase-incompressível (pelas características do escoamento na laringe), a manutenção da equação de continuidade, naturalmente, produz uma pressão negativa juntamente com um refluxo de ar sob a forma de vórtices logo após a glote.

Os fatores que influenciam essa auto-sustentação segundo a TMA são: a massa efetiva da porção superficial das cordas vocais verdadeiras, a tensão que efetivamente é aplicada à essa porção, a área glotal durante a fonação (que determina a resistência ao escoamento), a pressão subglotal e as características histológicas das fibras das cordas vocais.

Podemos enumerar alguns efeitos de acoplamento na TMA: os movimentos das cordas vocais alteram a geometria do escoamento de ar e criam, assim, nova distribuição de tensão aerodinâmica sobre a superfície da laringe. A variação da pressão subglotal afeta diretamente o escoamento do ar, podendo acelerar ou não a geração e os movimentos das ondas materiais das cordas vocais.

A massa efetiva influi também na oscilação. Isso ocorre por causa do componente inercial envolvido nos movimentos das cordas vocais. Dependendo da quantidade de massa, a oscilação pode ser quasi-senoidal ou totalmente instável pois o balanço de forças na glote é influenciado pelo componente inercial dos músculos. Doenças, particularmente o edema de Reinke (aumento anormal do espaço

de Reinke), são exemplos de como a massa influencia a fonação. É claro que um aumento na tensão transversal do músculo vocal também altera a massa efetiva uma vez que pode reduzir a massa efetiva e dessa forma, juntamente com um aumento da pressão subglotal, elevar a taxa de vibração das cordas vocais.

A colisão entre as cordas vocais influencia o comportamento dinâmico da fonação. Para facilitar o entendimento, vamos considerar o perfil glotal. A Figura 5 apresenta uma amostra desses perfis, que conduzem a vazões de ar na laringe variantes no tempo. Podemos notar algumas características. Primeiramente, o sinal é quasi-periódico, pois existem pequenas variações nos períodos fundamentais. Entretanto, essas variações são certamente compensadas pela natureza auto-sustentada que impõem uma região bem definida de oscilação das cordas vocais verdadeiras.

Outra característica importante é a subida mais suave do que a queda, que é mais abrupta. Essa diferença está relacionada com a força de contato aplicada sobre as paredes das cordas vocais verdadeiras quando ambas colidem-se. Sem essa força de contato, os movimentos seriam praticamente senoidais quando levamos em conta a baixa viscosidade dos tecidos superficiais das cordas vocais. Essas forças de contato são naturalmente não-lineares e contribuem, assim, para alterar o sinal glotal, adicionando-lhe componentes harmônicos que dão ao seu espectro de frequências um formato bastante característico (Deller et al., 1993).

Considerando os aspectos apresentados nos parágrafos anteriores, podemos então ordenar os eventos físicos envolvidos na TMA. Admitindo-se que o músculo vocal foi trazido para sua posição de quasi-fechamento glotal (pela ação dos músculos implícitos sobre cartilagens específicas), o pulmão gera uma condição de pressão maior do que a pressão na cavidade supraglotal. Assim, um escoamento de ar é desenvolvido ao longo da laringe e pressões são distribuídas sob a superfície das cordas vocais.

Como o espaço glotal é bastante pequeno, se comparado com a área do tubo traqueal, as cordas vocais são a primeira resistência ao escoamento. Isso faz com que haja uma forte queda de pressão ao longo da glote. Assim, a entrada da glote está sob ação de uma pressão maior do que as paredes transglotal e supraglotal das cordas vocais. Os tecidos localizados na entrada da glote são pressionados e

pela sua incompressibilidade geram a onda material superficial. Geometricamente temos um perfil divergente na glote. Note que a energia aerodinâmica começa a ser transferida para os músculos onde é armazenada sob a forma de energia elástica.

Essa onda material é “empurrada” para cima pela ação da diferença de pressão abaixo e acima dela. A medida que essa onda vai sendo movimentada, as cordas vocais verdadeiras colidem-se pois, o espaço glotal é bastante reduzido. Apesar do escoamento cessar, a pressão do pulmão agora distribui-se por toda a porção inferior da laringe enquanto que a porção superior tem pressão nula. Além disso, os movimentos horizontais das cordas vocais praticamente cessam-se. Os tecidos agora começam a perder força inercial e as forças elásticas começam a agir para abduzir das cordas vocais. Note que as porções inferiores das cordas vocais são as primeiras a se abrirem devido à diferença de fase nos movimentos das prega vocais.

No instante em que a onda mecânica praticamente já atingiu a porção superior das cordas vocais, a glote “se abre” novamente, permitindo que novo escoamento seja desenvolvido. Com a ajuda da força inercial dos tecidos e da força aerodinâmica, o espaço glotal abre-se e parte da energia dessas duas forças é armazenada novamente sob a forma de energia elástica. Atingido o equilíbrio (e maior área glotal), via energia armazenada nas fibras musculares, começa a etapa de adução da glote pela movimentação dos tecidos da porção inferior das cordas vocais. O perfil é novamente o divergente e o ciclo oscilatório está fechado, ou seja, a onda material que se forma na porção inferior da glote é novamente “empurrada” para cima.

Note que a etapa de formação da “primeira” onda material envolve necessariamente uma adução da glote. Essa onda material é disparada para todo o processo oscilatório das cordas vocais. Existem situações em que as cordas vocais fecham totalmente o espaço glotal, mas, mesmo assim, a tensão aerodinâmica gerada pelo pulmão é capaz de abrir a glote, pois os tecidos superficiais das cordas vocais são mais elásticos do que o músculo vocal (é claro que existem situações nas quais a tensão no músculo vocal é tal que impede qualquer adução glotal mas isso ocorre em atividades alheias à vocalização como o ato de soerguer algum objeto pesado, por exemplo).

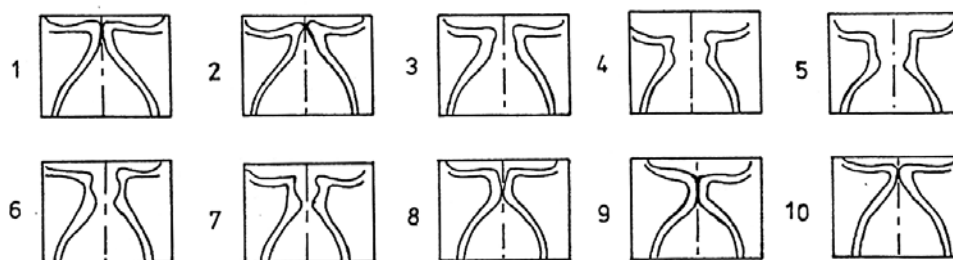


Figura 5 - Movimentos das cordas vocais.

Outra característica peculiar à dinâmica da laringe é a existência de uma diferença de fase horizontal. Além da diferença de fase vertical no movimento oscilatório das cordas vocais, essa nova diferença de fase ocorre por diferenças geométricas na direção anterior-posterior. Se analisarmos a laringe, veremos que o movimento das cartilagens aritenóides, para posicionar as cordas vocais verdadeiras para a fonação, dá à glote um formato de gota pois a comissura anterior é sempre fixa (como o ponto de apoio de um alicate). Assim, a distribuição de pressão na seção horizontal não é uniforme e dessa forma diferentes forças são aplicadas sobre a superfície das cordas vocais.

8 MODELOS DA LARINGE

Para melhor compreender a dinâmica da laringe, uma série de modelos matemáticos foram propostos variando quanto à complexidade e à compreensão do próprio funcionamento das cordas vocais. Como pudemos notar nas descrições dos movimentos da laringe e de seus tecidos com base na TMA, o acoplamento entre o escoamento de ar e a dinâmica dos tecidos das cordas vocais é complexo particularmente pelo escasso conhecimento sobre as características elásticas de suas fibras. Mais ainda, o próprio escoamento de ar exige a resolução de complexas equações matemáticas.

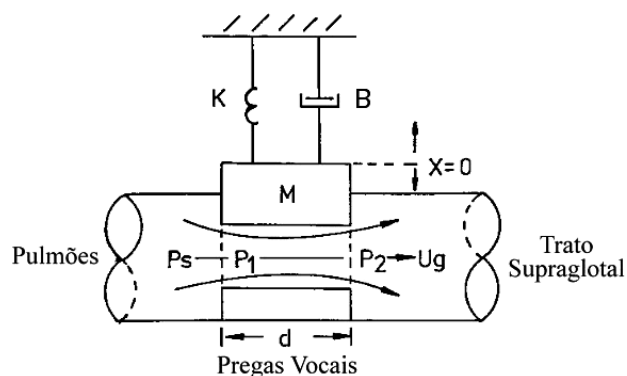


Figura 6 - Modelo uma-massa.

O modelo uma-massa (Flanagan e Landgraf, 1968) permitiu que análises matemáticas sobre a dinâmica da laringe fossem realizadas. A laringe aqui foi modelada (conforme Figura 6) usando um corpo de massa M , uma mola K e um amortecedor B que representam, respectivamente, a massa das cordas vocais, sua elasticidade e sua capacidade de amortecimento (ou perda de energia). Note que essa representação é bastante simplificada, pois não leva em conta as diferentes camadas das cordas vocais, por exemplo. Mesmo assim, o resultado final do modelagem matemática dessa estrutura é uma equação dita diferencial de segunda ordem, que sabidamente, pode gerar movimentos oscilatórios da massa.

A fonte de energia para contrabalançar as perdas de energia no músculo (corpo) é o escoamento de ar. Com o aumento da pressão subglotal, uma pressão negativa (P_2) se forma na superfície superior das cordas vocais. Assim, cria-se uma “sucção” nas paredes das cordas vocais, aproximando-as. Os efeitos de viscosidade do ar e formação da *vena contracta* fossem contabilizados.

Com o fechamento da glote, a pressão P_2 vai a zero e a única força agindo sobre o músculo é a acumulada na massa M . Essa força causa a retração da massa M , afastando as cordas vocais uma da outra. O ciclo é estabelecido com a ação das forças de sucção sobre as paredes do músculo e novamente a aproximação das cordas vocais.

Um dos modelos mais completos e simples da laringe é o modelo duas-massas (Ishizaka e Flanagan, 1972). Como uma extensão do modelo uma-massa, a laringe é representada por dois corpos de massa, M_1 e M_2 , ligadas à uma parede rígida por duas molas, K_1 e K_2 e dois amortecedores, B_1 e B_2 . O acoplamento das duas massas era feito por uma terceira mola, K_3 . O diagrama completo é mostrado na Figura 7.

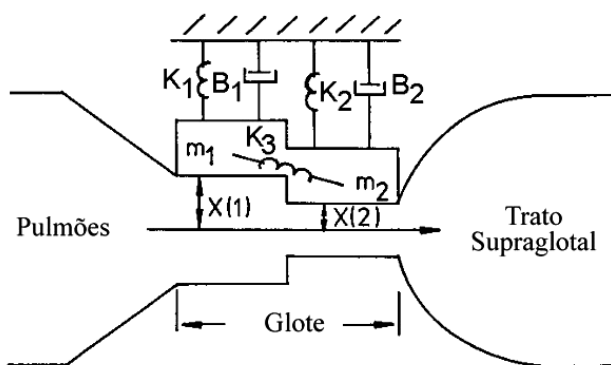


Figura 7 - Modelo duas-massas.

Alguns aspectos relevantes nesse modelo são a relação não-linear entre o deslocamento das massas e a força necessária para movê-las. Isso permite compatibilizar a característica não-linear das fibras que compõem as cordas vocais (maior deslocamento acarreta em maior rigidez) e a diferenciação dos tecidos musculares. Além disso, durante uma colisão (fechamento glotal) uma força de contato é aplicada (não-linear) de tal forma a conter o movimento das massas.

Algumas considerações foram feitas para simplificar as equações de escoamento. Admitiu-se que uma contração abrupta (a glote, no caso) exigiria um aumento de 37% da queda de pressão (valor empírico) naquela região por causa da formação da *vena contracta*. Isso foi contabilizado como uma “perda” de energia no problema.

Dadas as complicações matemáticas que a expansão (também abrupta) causa na obtenção de uma forma analítica

para a razão pressão/vazão, admitiu-se também uma segunda “perda” de energia para contabilizar os efeitos de recirculação de ar na saída da glote. Conforme os deslocamentos X1 e X2 (ou, o perfil geométrico equivalente glotal), uma pressão negativa era obtida em algum ponto da glote.

O trato supraglotal também foi representado (com base nas seções transversais daquele trato) de tal forma que a voz era completamente sintetizada pelo modelo. É interessante notar que os autores mostraram que a configuração supraglotal não afetava significativamente a vibração das cordas vocais. Devemos lembrar que mesmo fonemas como /i/, que produzem uma segunda resistência aerodinâmica na base da língua, somente produzem aumento da frequência de vibração pelo aumento da pressão subglotal. Essa foi justamente uma das conclusões (Ishizaka e Flanagan, 1972): a frequência fundamental é diretamente proporcional à pressão subglotal (2 a 3 Hz/cm H₂O).

O fenômeno de diferença de fase vertical no movimento das cordas vocais também foi obtido pelo modelo (entre 0 e 60 graus). Adicionalmente, (Ishizaka e Flanagan, 1972) relacionaram a região de oscilação auto-sustentada do modelo com a área glotal inicial (“*glottal resting area*”), com as constantes elásticas e de amortecimento e com a tensão das cordas vocais.

Diferente do modelo uma-massa, o modelo de duas massas produziu uma distribuição de pressões muito similar ao encontrado nas cordas vocais humanas. Isso porque esse modelo produziu “perfis” geométricos similares (e onda mecânica associada) aos encontrados na laringe. Uma única massa exigiria um refinamento maior para se obter tal diagrama de pressões.

Variações do modelo duas-massas são encontradas na literatura. (Koizumi et al., 1987) (Koizumi et al., 1989) construíram três modelos duas-massas modificando as posições das molas e amortecedores e admitiram que a massa M2 não está acoplada à superfície rígida. Uma alteração adicional (no acoplamento) permitiu inclusive que a massa M2 se movesse verticalmente. Além disso, assumiram que as cordas vocais eram incompressíveis. Isso foi feito, nesses modelos, através da variação das dimensões da massa.

As equações de escoamento foram tratadas do mesmo modo que no modelo original. Apesar do aumento dos graus de liberdade do modelo, ele é tão eficiente computacionalmente quanto o modelo duas-massas original. Segundo (Koizumi et al., 1987), o sinal de voz sintetizado era perceptualmente melhor em seus três modelos propostos em relação ao modelo de duas-massas (Ishizaka e Flanagan, 1972). Adicionalmente, efeitos oriundos da interação entre a laringe e o trato vocal (como o *skewing*, a truncagem e a superposição) foram observados no sinal glotal calculado.

Com um enfoque maior no escoamento, (Pelorson et al., 1994) equacionaram os efeitos da separação do escoamento (logo após a seção da laringe com menor área) quando um fluido escoava com elevada velocidade ao invés

de simplesmente calcularem a pressão de recuperação através de supostas “perdas”. Usando uma série de simplificações para evitar instabilidades numéricas, (Pelorson et al., 1994) demonstraram que sua abordagem era útil para determinar o diagrama de pressões sobre as cordas vocais para escoamentos de elevada velocidade. Um detalhe curioso é que sua abordagem mostrou que tais escoamentos podem ser assimétricos (efeito Coanda). Adicionalmente, eles propuseram um modelo duas-massas alternativo com geometria mais suave e com molas lineares (Pelorson et al., 1994). Sua descrição mecânica da laringe suportava um modelo de contato que é diferente do empregado tradicionalmente (em que a colisão é representada por um aumento da rigidez de algumas molas).

Curiosamente, (Pelorson et al., 1994) concluíram que alguns efeitos (Coanda, formação da *vena contracta* na entrada da glote e a recuperação do escoamento na saída da glote) pareciam ser pouco significantes na fonação. Entretanto, outras características como a formulação matemática do ponto de separação móvel do escoamento após a constrição, a geometria do modelo duas-massas modificado e o tratamento não-uniforme do fechamento glotal (as paredes de ambas as cordas vocais não se fecham simultaneamente) produziram diferentes resultados daqueles obtidos pelo modelo duas-massas clássico. Segundo eles, os sinais gerados foram perceptualmente mais realistas do que aqueles da formulação original da laringe.

(Pereira, 1987) também propôs um modelo baseado no modelo duas-massas, com a inclusão de uma massa adicional para representar as falsas cordas vocais. Analogamente a (Pelorson et al., 1994), a derivação das equações de escoamento foi refinada para os três perfis geométricos básicos da laringe (divergente, paralelo e convergente) para a resposta glotal durante a vibração auto-sustentada. Adicionalmente, verificou-se que vozes sussuradas eram melhor obtidas por seu modelo devido a inclusão da massa adicional (que acaba atuando como uma resistência aerodinâmica que reduz os efeitos da recirculação de ar pós-glote e dessa forma, afeta diretamente a magnitude da pressão negativa na posição superior das cordas vocais verdadeiras).

Com uma proposta para conseguir uma movimentação mais suave das cordas vocais e tentar reproduzir a diferença de fase horizontal (na direção longitudinal - comissura anterior/posterior), (Titze, 1973), (Titze, 1974) e (Titze e Strong, 1975) propuseram um modelo com 16 massas dispostas em duas fileiras (e por simetria, mais outras duas fileiras de 8 massas cada uma) para representar as cordas vocais, conforme mostrado na Figura 8.

O uso de duas fileiras de massas objetivou reproduzir a diferenciação de tecidos da teoria corpo-cobertura (Hirano, 1975). A fileira mais profunda (corpo) foi fixada rigidamente por um conjunto de molas enquanto que a fileira mais superficial (cobertura) foi fixada sobre as molas do corpo. Todas essas molas tinham resposta não-linear.

Note particularmente a disposição vertical das massas m e M na Figura 8. Semelhante ao modelo de duas

massas modificado (Koizumi et al., 1987), a massa menor, representando o ligamento, não foi fixada às paredes rígidas como no modelo duas-massas clássico. O objetivo desse arranjo foi capturar o movimento vertical que é encontrado em laringes humanas causado pelas forças aerodinâmicas (pressão) geradas pelo pulmões.

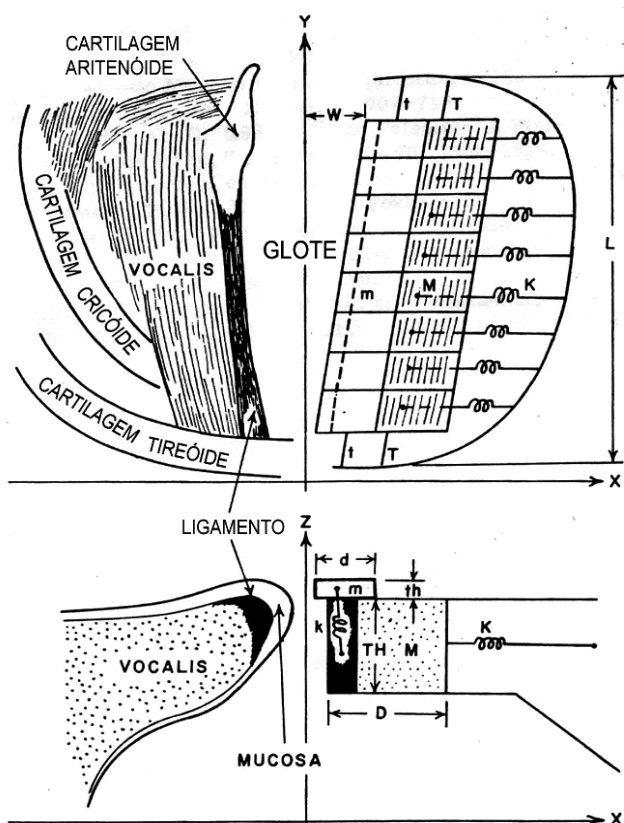


Figura 8 - Modelo multi-massas.

Adicionalmente, as tensões produzidas pela ação dos músculos cricotireóideo e tiroaritenóideo foram representadas pelas tensões t e T na Figura 8. Segundo o autor, seu modelo também superou limitações comuns aos modelos uma-massa e duas-massas como, por exemplo, a impossibilidade destes em representar as diferenças elásticas e geométricas ao longo do comprimento das cordas vocais ou a fixação do músculo vocal (condição de contorno) nas comissuras anterior e posterior.

Uma tentativa adicional para representar melhor a laringe foi feita por (Titze e Talkin, 1979) com base na classificação histológica da laringe (Hirano, 1975) no qual os tecidos musculares são divididos em três camadas (mucosa, ligamento e músculo). Geometricamente a laringe (tridimensional) foi subdividida em $4 \times 4 \times 4$ "elementos". O cálculo da vazão e do diagrama de pressões ao longo da laringe foi obtida de modo semelhante ao modelo duas-massas clássico. Alguns ajustes matemáticos foram impostos para projetar a geometria da laringe tridimensional

sobre um plano unidimensional onde o escoamento foi efetivamente desenvolvido.

Algumas considerações foram feitas sobre o controle da colisão entre as cordas vocais. Usando projeções semelhantes àquelas feitas no cálculo das pressões (tensões aerodinâmicas), as forças de contato foram calculadas através do que foi chamado de função fracionada de contato (infelizmente não descrita). Os resultados apresentados por (Titze e Talkin, 1979) mostraram coerência com os resultados de modelos duas-massas. Os movimentos vertical e horizontal para diversas configurações assemelharam-se com as formas geométricas produzidas pelas cordas vocais reais durante a fonação.

Seguindo essa linha de análise, (De Vries et al., 1999) propuseram uma forma de determinar os parâmetros "viscoelásticos" dos modelos duas-massas a partir de uma estratégia envolvendo o método de elementos finitos. Usando um modelo tridimensional das cordas vocais e cálculo do escoamento segundo (Ishizaka e Flanagan, 1972) e (Pelorson et al., 1994) determinou-se os deslocamentos de posições específicas na superfície do modelo proposto e finalmente os parâmetros do modelo duas-massas. Segundo (De Vries et al., 1999), sua abordagem produzia sinais glotais sob condições elásticas mais realísticas.

Considerando que os modelos (simples ou mais complexos) são parametrizados, os mesmos podem ser usados para simular doenças da laringe. (Smith et al., 1992) modificaram o modelo duas-massas de (Koizumi et al., 1987) para suportar a assimetria observada em alguns casos de paralisia da laringe. Variando um conjunto de 5 parâmetros, os autores foram capazes de representar paralisia do nervo superior, paralisia do nervo recorrente, paralisia vaga aguda e paralisia vaga crônica.

É interessante que o modelo mecânico assimétrico permitiu que o fechamento glotal se deslocasse lateralmente em relação à linha central. As forças aerodinâmicas aparentemente ajudaram na compensação da paralisia, algo que realmente ocorre no caso real.

(Wong et al., 1991) também empregaram modelos duas-massas e multimassas para simular alterações patológicas nas características elásticas e de massa das cordas vocais. Isso foi feito alterando-se os parâmetros mecânicos dos modelos e observando os sinais glotais produzidos. Ao final, os autores compararam os resultados com alguns casos patológicos como laringite crônica e câncer. Eles verificaram que aumentos localizados de massa produziam movimentos irregulares das cordas vocais enquanto que a redução da elasticidade dos modelos amorteciam componentes subharmônicos no sinal glotal. Também verificaram que pequenas tensões longitudinais eram condições necessárias para gerar perturbações nos movimentos das cordas vocais.

(Alipour-Haghighi et al., 2000) apresentaram o modelo baseado em elementos finitos. As cordas vocais foram discretizadas tridimensionalmente (apesar dos autores apenas apresentarem uma seção descrita por triângulos) e um modelo linear de tensão-deformação descrevia

o comportamento mecânico dos tecidos da laringe. O movimento de alguns pontos da laringe apresentada por (Alipour-Haghighi et al., 2000) aparentam ser excessivamente grandes, certamente devido à pouca resistência oferecida pela modelagem dos tecidos. Novamente a viscosidade também parece ter sido “ajustada” para a simulação. Mesmo assim, o modelo apresentado serve como uma demonstração de que a técnica numérica permite simular com precisão os movimentos das cordas vocais.

Finalmente, (Rosa et al., 2003) apresentaram um modelo tridimensional completo da laringe, no qual as equações do escoamento de ar e as equações dinâmicas dos tecidos da laringe são resolvidas através do método dos elementos finitos.

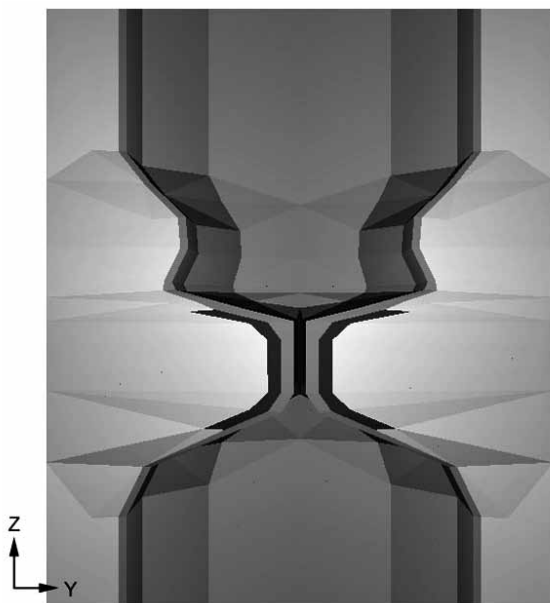


Figura 9 - Corte transversal de laringe tridimensional simulada.

A Figura 9 mostra um trecho da laringe tridimensional simulada. Pode-se notar os diferentes tecidos representados por diferentes tons de cinza. A laringe nesse caso foi dividida em uma série de tetraédros necessários para aplicar o método dos elementos finitos.

O sinal glotal resultante (que é a variação de vazão ao longo do tempo) é apresentado na figura 10. Note que o sinal glotal apresenta um intervalo (transiente) onde as cordas vocais ainda apresentam movimentos irregulares e ainda não se tocaram. A partir do instante 0,02 segundos, as cordas vocais verdadeiras colidem entre si, e o sinal glotal apresenta periodicidade regular.

A partir do instante 0,06 segundos, os períodos fundamentais do sinal glotal (segmento do sinal que inicia em um pico e vai até o próximo pico) têm a mesma duração. Assim os movimentos das cordas vocais entram em regime estacionário.

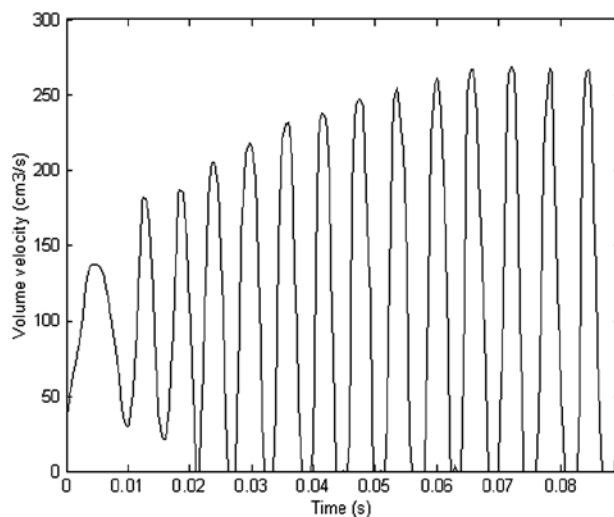


Figura 10 - Sinal glotal para uma laringe “normal”

9 ASPECTOS ADICIONAIS DA DINÂMICA DA LARINGE

Um aspecto interessante da fonação é a pressão subglotal. A pergunta que se faz é qual a pressão mínima necessária para produzir a vibração auto-sustentada. Além disso, qual a influência dessa pressão sobre o sinal glotal. (Titze, 1992) estabeleceu que a pressão subglotal diretamente influencia a frequência fundamental (F_0).

Segundo suas análises, a pressão mínima para gerar a oscilação auto-sustentada é diretamente proporcional ao coeficiente de pressão transglotal, à velocidade da onda material, à viscosidade média do tecido e à largura da glote (posição pré-fonatória) e inversamente proporcional à espessura. Assim, acima dessa pressão-limite, a energia aerodinâmica é transferida para os tecidos musculares e o amortecimento natural dos músculos é incapaz de dissipá-la totalmente.

Adicionalmente (Titze, 1992) procurou relacionar a pressão-limite com algumas características do sinal glotal como sua frequência fundamental e os quocientes de abertura e de velocidade. Esses quocientes serviram de estimadores numéricos da forma do sinal glotal. Os cálculos empíricos no trabalho indicaram uma relação não-linear entre a pressão e tais quocientes.

Outros estudos foram realizados para representar de maneira simples e precisa o escoamento. Como já mencionado, a maioria das simplificações admite restrições sobre o tipo de escoamento em determinadas regiões da laringe e adicionam termos (sob o termo de “perdas”) na equação final como forma de reestabelecer características importantes, particularmente o aparecimento da pressão negativa em pontos específicos da superfície das cordas vocais.

Outro estudo, computacionalmente mais complexo analisou o escoamento de ar em diversos perfis geométricos

(plano bidimensional) através do método de elementos finitos. (Guo e Scherer, 1993) produziram uma grande quantidade de dados de coeficiente de pressão transglotal e a comparação desses valores com dados empíricos mostrou grande similaridade. Suas análises permitiram verificar qual a distribuição de pressão para perfis convergentes, paralelos e divergentes de laringe.

Recentemente, (Scherer et al., 2001) ampliaram a gama de simulação para perfis oblíquos, em que o escoamento não é mais paralelo a linha de simetria entre as cordas vocais. Segundo eles, um ângulo de divergência de 10 graus é muito comum nos ciclo de oscilação e produz uma queda de pressão sobre as paredes das cordas vocais mais acentuada do que aquela encontrada nos perfis paralelos e convergente. Um modelo físico foi construído e sensores de pressão foram colocados ao longo das “cordas vocais” para coleta de dados. Esses dados empíricos foram comparados com os valores produzidos pelo método de volumes finitos, mostrando bastante similaridade (mesmo considerando que um “ajuste” na condição de contorno de saída seja feito para que a simulação numérica produzisse resultados adequados).

Alguns pontos foram levantados sobre a ocorrência de assimetria no escoamento mesmo quando o perfil geométrico é simétrico. Matematicamente é possível pois as equações de escoamento tem uma tendência implícita para assimetria (mesmo para baixas velocidades). A questão levantada é se haveria tempo suficiente, logo após a abertura da glote, para o desenvolvimento de um escoamento assimétrico e qual sua influência sobre a distribuição de pressões na superfície da laringe, especialmente na região glotal. (Pelorson et al., 1994) apresentou um estudo preliminar sobre a resposta impulsiva do escoamento após a abertura abrupta das cordas vocais que permite obtermos alguma idéia a respeito desse intervalo de tempo.

CONCLUSÃO

Os estudos apresentados aqui demonstram a complexidade fisiológica da laringe bem como as linhas de pesquisa na modelagem da laringe. Como demonstramos, a movimentação da laringe na produção de um sinal quase-periódico chamado sinal glotal é devida à manutenção de condições aerodinâmicas muito específicas. O posicionamento das cordas vocais verdadeiras assim como sua composição viscoelástica são fundamentais para manutenção da vibração auto-sustentada. Sem estas condições, o sinal glotal não carregará “informação” necessária para excitar a cavidade supraglotal e prover uma voz inteligível e sem ruídos excessivos.

A transferência coordenada de energia cinética aerodinâmica para energia elástica dentro das cordas vocais é fundamental para a geração de uma fala perceptualmente aceitável para transmissão de idéias entre seres humanos.

Construir sintetizadores usados em aparelhos de telefonia ou compreender melhor tal órgão com finalidade

de aumentar a eficiência de intervenções cirúrgicas são motivadores para modelar a laringe em representações simples e computacionalmente eficientes.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Alipour-Haghighi, F., Berry, D. A. e Titze, I. R. (2000) “A finite-element model of vocal-fold vibration”, *The Journal of the Acoustical Society of America*, 106, 3003-3012.

Chan, R. W. e Titze, I. R. (1999) “Viscoelastic shear properties of human vocal fold mucosa: Measurement methodology and empirical results”, *The Journal of Acoustical Society of America*, 106, 2008-2021.

Chan, R. W. e Titze, I. R. (2000) “Viscoelastic shear properties of human vocal fold mucosa: Theoretical characterization based on constitutive modeling” *The Journal of the Acoustical Society of America*, 107, 565-580.

De Vries, M. P., Schutte, H. K. e Verkerke, G. J. (1999) “Determination of parameters for lumped parameter models of the vocal folds using a finite-element method approach”, *The Journal of the Acoustical Society of America*, 106, 3620-3628.

Deller Jr., D. R., Proakis, J. G. e Hansen, J. H. L. (1993) *Discrete-Time Processing of Speech Signals*, MacMillan Publishing Co., New York.

Flanagan, J. e Landgraf, L. (1968) “Self-oscillating source for vocal-tract synthesizers”, *IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics*, 16, 57-64.

Guo, C.-G. E Scherer, R. C. (1993) “Finite element simulation of glottal flow and pressure”, *The Journal of the Acoustical Society of America*, 94, 688-700.

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

Ishizaka, K. e Flanagan, J. (1972) “Synthesis of voiced sounds from a two-mass model of the vocal cords”, *Bell System Tech Journal*, 51, 1233-1268.

Koizumi, T., Taniguchi, S. e Hiromitsu, S. (1987) “Two-mass models of the vocal cords for natural sounding voice synthesis” *The Journal of the Acoustical Society of America*, 82, 1179-1192.

Koizumi, T., Taniguchi, S. e Hiromitsu, S. (1989) “Reply to ‘Comments on ‘Two-mass models of the vocal cords for natural sounding voice synthesis’”, *The Journal of the Acoustical Society of America*, 85, 2221-2223.

Pelorson, X. Hirschberg, A., van Hassel, R. R., Wijnands, A. P. J. E Auregan, Y. (1994) “Theoretical and experimental study of quasisteady-flow separation within the glottis during phonation. Application to a modified two-mass model”, *The Journal of the Acoustical Society of America*, 96, 3416-3431.

- Pereira, J. (1987) *Laryngeal source excitation modelling*, Tese de Doutorado, University of Southampton. U.K.
- Rosa, M., Pereira, J., Grellet, M. e Alwan, A. (2003) "A contribution to simulating a three-dimensional larynx model using the finite element model", *The Journal of the Acoustical Society of America*, 114, 2893-2905.
- Scherer, R., Shinwari, D., De Witt, K., Zhang, C., Kucinschi, B. R. e Afjeh, A. A. (2001) "Intraglottal pressure profiles for a symmetric and oblique glottis with a divergence angle of 10 degrees", *The Journal of the Acoustical Society of America*, 109, 1616-1629.
- Smith, M. E., Berke, G. S., Gerratt, B. R. E Kreiman, J. (1992) "Laryngeal paralyses: theoretical considerations and effects on laryngeal vibration", *Journal of Speech and Hearing Research*, 35, 545-554.
- Titze, I. R. (1992) "Phonation threshold pressure: A missing link in glottal aerodynamics", *The Journal of the Acoustical Society of America*, 91, 2926-2935.
- Titze, I. R., Schmidt, S. S. e Titze, M. R. (1995) "Phonation threshold pressure in a physical model of the vocal fold mucosa", *The Journal of the Acoustical Society of America*, 97, 3080-3084.
- Titze, I. R. e Talkin, D. (1979) "A theoretical study of the effects of various laryngeal configurations on the acoustics of phonation", *The Journal of the Acoustical Society of America*, 66, 60-74.
- Titze, I. R. (1980) "Comments on the myoelastic-aerodynamic theory of phonation", *The Journal of the Acoustical Society of America*, 23, 495-510.
- Titze, I. R. (1973) "The human vocal cords: a mathematical model - part I", *Phonetica*, 28, 129-170.
- Titze, I. R. (1974) "The human vocal cords: a mathematical model - part II", *Phonetica*, 29, 1-21.
- Titze, I. R. e Strong, W. (1975) "Normal modes in vocal cord tissues", *The Journal of the Acoustical Society of America*, 57, 736-744.
- van den Berg, J. (1958) "Myoelastic-aerodynamic theory of voice production", *Journal of Speech and Hearing Research*, 1, 227-244.
- Wong, D., Ito, M. R., Cox, Neil, B. E Titze, I. R. (1991) "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*, 89, 383-394.