

## **SIMLAR: UM PROGRAMA PARA A SIMULAÇÃO DA LARINGE DURANTE A FONIAÇÃO**

por

José Carlos Pereira<sup>1</sup>

**RESUMO** - Neste trabalho um modelo para laringe durante a fonação foi simulado. Os parâmetros utilizados no modelo são baseados em valores reais publicados na literatura. Os resultados mostram que as formas de onda obtidas estão de acordo com dados fisiológicos e comparam favoravelmente com observações 'in vivo' de outros pesquisadores.

### **INTRODUÇÃO**

O mecanismo da laringe converte o fluxo de ar estável dos pulmões em uma série de pulsos de ar cuja frequência é determinada pelas condições físicas obtidas na laringe. A massa, comprimento e tensão das dobras vocais, bem como a pressão subglotal influenciam o modo pelo qual as dobras abrem e retornam ao seu ponto de fechamento. O som resultante desta ação global é o som vocálico e a frequência associada a este ciclo é a frequência fundamental da voz (pitch). O valor médio desta frequência é de 120Hz para homens, enquanto para mulheres é aproximadamente uma oitava acima (240Hz).

A relação entre fase de abertura e fase de fechamento da vibração das dobras vocais é uma das características da forma de onda glotal que apresenta grande variação. Em baixas frequências a fase de fechamento pode ocupar até metade do ciclo; conforme a frequência aumenta, a relação fase de abertura/fase de fechamento também aumenta e para frequências mais altas não existe o fechamento completo das dobras. A relação das fases abertura/fechamento é um parâmetro importante na eficiência da laringe como uma fonte de som. Por exemplo, pulsos muito estreitos e de grande amplitude (glote fechada durante um tempo relativamente longo), produzem um som de grande potência acústica utilizando-se uma pequena quantidade de ar exalado.

---

<sup>1</sup>-Professor do Departamento de Eletricidade da Escola de Engenharia de São Carlos-USP.- Ph.D pela Universidade de Southampton -Inglaterra. Av. Dr. Carlos Botelho, 1465, São Carlos, SP, CEP 13560.

## MODELO

O modelo adotado para representar o canal laringal está mostrado na figura 1. Este modelo é uma representação das dobras vocais por um sistema de três massas. Um extensivo estudo do modelo foi apresentado por Pereira(1987) e Miller, Pereira e Thomas (1988), portanto um breve resumo será apresentado aqui.

Neste modelo as verdadeiras dobras vocais são representadas por duas massas conforme proposto por Ishizaka e Flanagan (1972) e uma massa simulando as falsas dobras vocais que permite deslocamentos nas direções vertical e horizontal. Esses dois graus de liberdade permitem simular a modulação do comprimento do ventrículo horizontal conforme visto em tomogramas fornecidos por Van den Berg (1958) ou Rosen e Fourcin (1986).

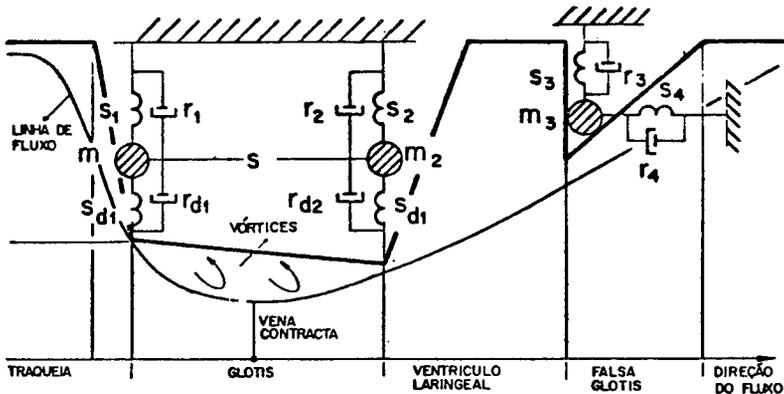


Figura 1 - Modelo de três massas para simulação da laringe fonação.

Na entrada da glote é proposto existir uma separação de fluxo e a formação de vena contracta. O coeficiente de contração do fluxo em função do ângulo foi derivado da equação de Navier-Stokes considerando-se um volume de controle com uma superfície elíptica na entrada do orifício (Grose, 1985). A posição da vena contracta é função da relação de diâmetros (tubo/orifício) e é uma interpolação linear da correlação para coeficiente de descarga sugerida por Szekely (1979).

Os parâmetros mostrados na figura 1 representam a rigidez ( $s$ ), coeficiente de amortecimento ( $r$ ) e massa ( $m$ ). Por analogia com dados encontrados na literatura,  $m_1$  foi associado ao músculo vocálico,  $m_2$  com a mucosa, enquanto  $m_3$  representa as falsas dobras. As molas  $s_{di}$  são ativas durante a colisão das dobras computando portanto a deformação dos músculos.

As condições de fluxo mencionados resultam das mudanças no perfil da glote conforme a membrana mucosa responde a variação das pressões intraglotais. Essas condições são classificadas em seis tipos (figura 2): tipo-0 a tipo-5. O primeiro caso (tipo 0) representa a glote fechada. Os casos restantes representam diferentes perfis da glote (convergente, divergente) com a formação de uma ou duas 'venae contractae' no canal laringeal. Tipo 1 tem um perfil divergente com uma vena contracta intraglotal. Tipo 2 também é divergente com vena no canal laringeal. Todos os outros tipos são convergentes. Tipo 3 tem duas venae contractae (uma intraglotal e uma no ventrículo horizontal), enquanto tipos 4 e 5 têm apenas uma. Tipo 4 tem a vena contracta controlada pelo ângulo de entrada da glote e no tipo 5 a posição da vena contracta é controlada pelo ângulo de saída da glote. O perfil paralelo é considerado como caso limite do perfil convergente, sendo portanto um caso particular dos tipos 3, 4 ou 5.

## TECNICA DE SIMULAÇÃO

A simulação do modelo da laringe foi realizada em um computador (DEC) LSI 11/23 do departamento de Eletrônica da Universidade de Southampton. O modelo foi programado em "RATFOR" (um preprocessor Fortran) no sistema operacional DEC RSX-11M V4.1.

O primeiro conjunto de dados (posição de fonação neutra) que é definido no início da simulação, é fornecido pelo usuário e estabelece o perfil inicial da glote, determinando portanto o tipo de fluxo inicial. A velocidade volumétrica pode ser computada através da equação relativa a este perfil particular. Esta velocidade volumétrica determina então a distribuição de pressão intra-laringeal e conseqüentemente as forças aplicadas às massas devido ao fluxo. Estas forças excitam as equações diferença que governam as dobras vocais e assim um novo perfil pode ser determinado no intervalo amostral subsequente.

Conforme o programa prossegue, nova velocidade volumétrica e perfil de dobras são computados para intervalo de iteração. O novo perfil é então usado na próxima iteração para determinar o próximo valor da velocidade volumétrica. Este processo se repete até o final da simulação.

### a) Estrutura do Programa

O 'software' de simulação da laringe durante a fonação é dividido em duas partes principais:

- 1) Rotinas de simulação da laringe e
- 2) Rotinas gráficas.

Um diagrama de blocos das rotinas de simulação está mostrado na figura 3. O programa principal (SIMLAR3) comanda as principais sub-rotinas. Estas sub-rotinas comunicam-se entre si via áreas comuns.

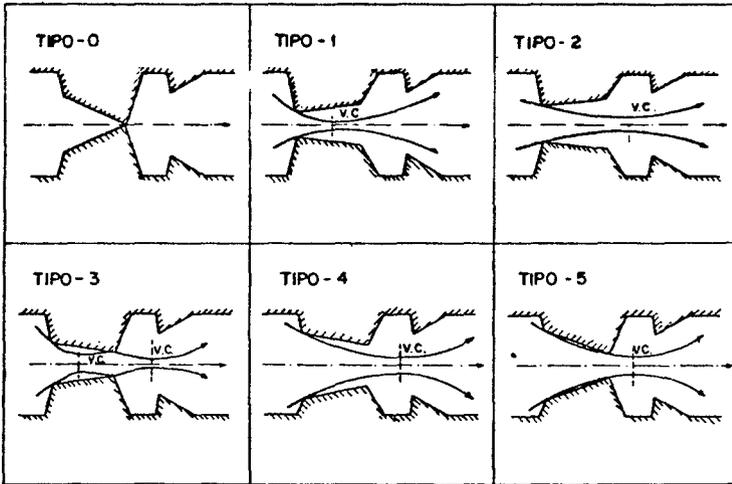


Figura 2 Perfis do canal laringal que determinam os vários tipos de fluxo do modelo.

A rotina principal da simulação chama algumas sub-rotinas que compreendem o programa. A figura 4 mostra um diagrama das várias sub-rotinas que compõem o programa. Após chamar 'INITFV' uma vez no início da simulação, a velocidade volumétrica é igualada a zero e a área do canal laringal e número Reynold' são calculados. Uma seqüência de chamadas das sub-rotinas 'VOLVEF', 'GPRESF' e 'NEWPRF' completa um ciclo de iteração do programa. Após um certo número de interações (que é definido pelo programa) um conjunto de dados da laringe é armazenado no disco. Esta 'taxa de armazenamento' é importante devido ao grande número de dados gerados pelo programa. Para se armazenar todos os dados gerados seria necessário uma quantidade enorme de memória, e esta taxa não introduz um erro significante.

### Sub-rotina INITFV

Esta sub-rotina é responsável pela inicialização do modelo da laringe. Emitindo mensagens no terminal, o programa pede ao usuário o fornecimento dos dados iniciais.

Valores do tempo de simulação, pressão sub-glotal, perfil da formação neutra são dados como valores iniciais. Os valores das variáveis e perfil iniciais são então definidos por 'INITFV'. Esta sub-rotina, define também a porção de dados a serem armazenados que permite melhorar a resolução e a visualização dos resultados.

#### **Sub-rotina 'GETPRM'**

Esta sub-rotina liga o programa com o terminal. Ela é chamada por INITEV para requisitar ao usuário os valores iniciais das variáveis, e também retorna a INITFV as respostas fornecidas.

#### **Sub-rotina 'VOLVEF'**

'VOLVEF' determina o tipo de fluxo do canal laringeal a partir da informação do perfil. Ela então calcula a posição da(s) vena(e) contracta(e) e por último computa a velocidade volumétrica do fluxo.

#### **Sub-rotina 'GPRESF'**

Esta sub-rotina determina a distribuição de pressão no canal laringeal a partir do tipo de fluxo e da velocidade volumétrica fornecidos por 'VOLVEF'. Ela então calcula as forças agindo sobre as massas ( $m_1$  e  $m_2$ ) para as dobras vocais verdadeiras e  $m_3$  para as falsas dobras vocais).

#### **Sub-rotina 'NEWPRF'**

Com os valores das forças fornecidos por GPRESF, NEWPRF calcula o deslocamento de cada massa e conseqüentemente determina o perfil que o canal laringeal assumirá após um intervalo amostral supondo que as forças permaneçam constantes durante o intervalo. Os deslocamentos das massas permitem tanto a variação da glote quanto a modulação do ventrículo laringeal.

#### **Rotinas Gráficas**

A apresentação gráfica dos resultados gerados por 'SIMLAR3' é realizada por três rotinas (PLOT1', PLOT2' e PLOT3'). Estas rotinas produzem gráficos específicos dos parâmetros laringeais (área do canal laringeal, velocidade volumétrica, número de Reynold e tipos de fluxo), perfis do canal laringeal (dobras vocais) conforme definido pelo modelo (figura-1) e as variações de pressão em função da velocidade volumétrica.

Há também uma rotina 'PRINTL' que lê os dados no disco e imprime todos os parâmetros relevantes de uma simulação particular. Um arquivo típico é mostrado no tópico resultados.

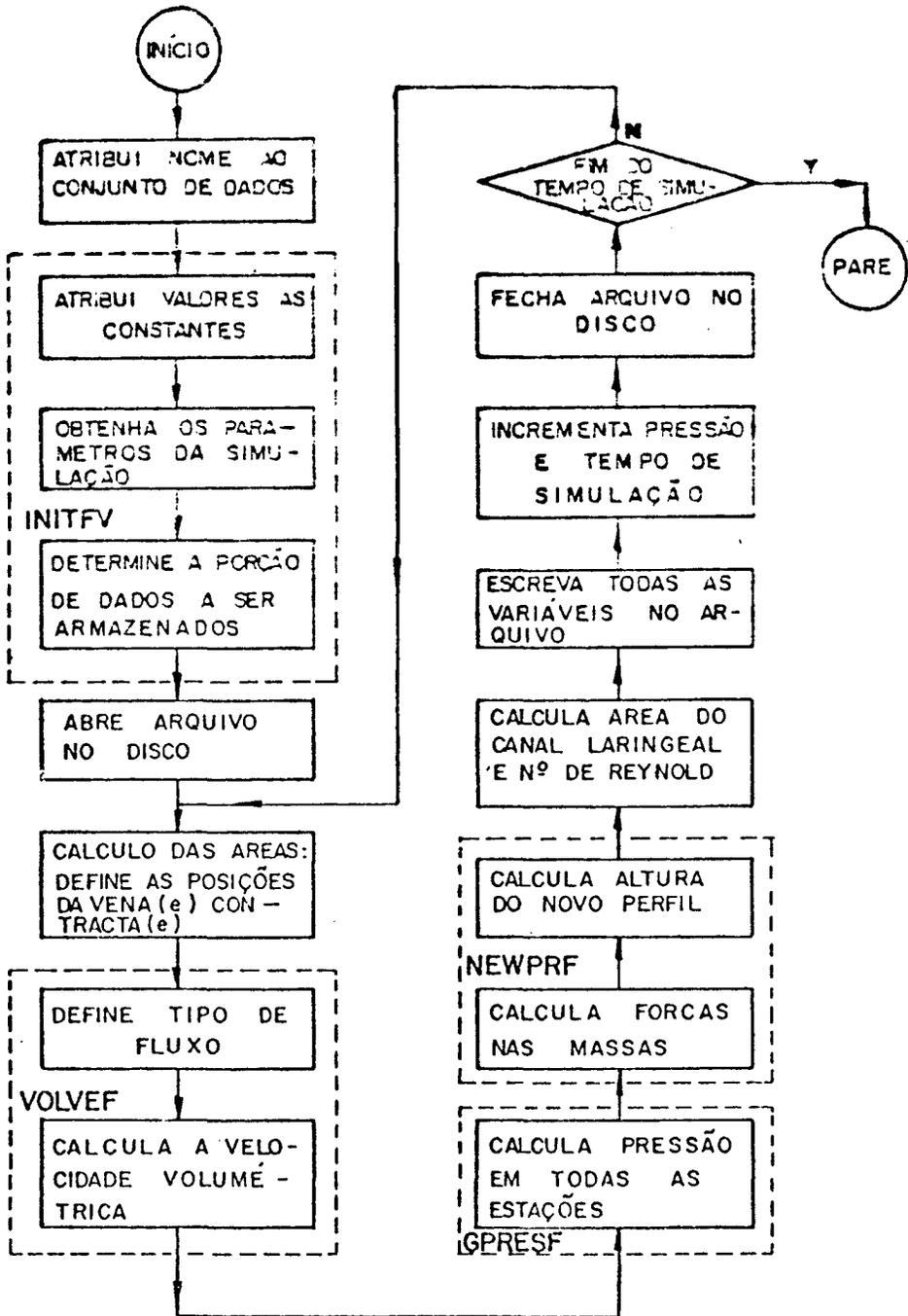


Figura 3 - Diagrama de blocos para simulação da laringe.

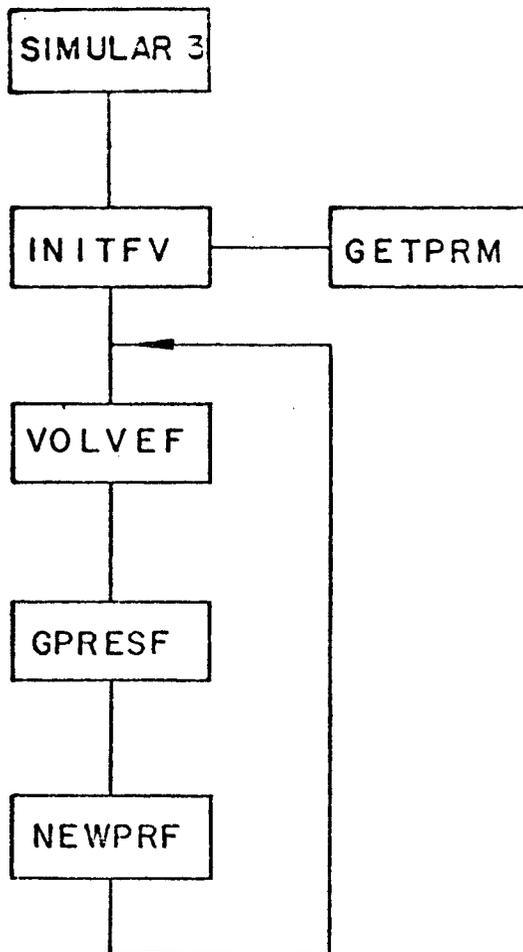


Figura 4. Diagrama mostrando as sub-rotinas chamadas por 'SIMULAR3'

## RESULTADOS

Uma lista típica dos parâmetros iniciais do modelo é dado na tabela 1, que consiste de duas seções: parâmetros do usuário e parâmetros do sistema. A primeira seção lista o tempo de simulação (SIMTME), frequência amostral (DELTAT), tempo necessário para a pressão sub-global atingir seu valor final (RAMPT), tempo no qual os dados são armazenados (STOTME), perfil inicial da glote (POTGLT corresponde a  $X_1$  e ANTGLT corresponde a  $X_2$  no modelo), rigidez mecânica do músculo vocal (VOCTEN) e tempo inicial (TINI) e final (TFIN) para armazenamento dos dados.

A seção relativa aos parâmetros dos sistemas apresenta todas as constantes do modelo, as quais incluem os parâmetros característicos do fluido (ar), os parâmetros fixos do canal laringeal e as características dos músculos.

A figura 5 mostra um conjunto típico do início da fonação. O perfil inicial é paralelo com um 'diâmetro' de 0.10cm. As oscilações começam suavemente com uma amplitude crescente até atingir o estado estável em poucos ciclos. Este conjunto de resultados é consistente com resultados publicados por Dejonckere e Lebacqz (1981).

A figura 6 mostra os perfis (seis quadros) do canal laringeal durante um ciclo. Esta simulação é uma situação típica para vozes de alta frequência (falseto).

A rotina gráfica 'PLOT3' fornece as variações de pressão intra-laringeal em função da velocidade volumétrica.

Na parte esquerda superior está mostrada a variação de pressão na entrada da glote ( $P_{sg}-P_1$ ) do começo da simulação até o regime permanente ser atingido. Este gráfico reproduz os ciclos de histerese deduzidos teoricamente por Stevens (1977). Na parte superior direita está mostrada a variação de pressão da saída glotal, enquanto que na parte inferior temos a variação de pressão na falsa glote.

## CONCLUSÕES

O modelo apresentado aqui apresenta um comportamento condizente com observações das dobras vocais humana em regime de fonação.

Devido à facilidade de comunicação, o programa desenvolvido permite o fácil acesso do usuário que pode determinar todas as condições que se deseja simular. Pode-se analisar vários aspectos dos resultados obtidos, além dos vários parâmetros possíveis, devido à pluralidade de rotinas gráficas disponíveis.

\*\*\*\*\* USER PARAMETERS \*\*\*\*\*

SIMTME =	150.0	Simulation time.	(m Sec).
DELTAT =	0.1000	Sample time,	(m Sec).
PGLOT =	3.00	Sub Glottal pressure.	(cmH20).
RAMPT =	30.0	Pressure ramp on time.	(m Sec).
STOTME =	50.0	Storage time.	(m Sec).
POTGLT =	0.10	Posterior Glottal diam.	(cm).
ANTGLT =	0.10	Anterior Glottal diam.	(cm).
VOCTEN =	60.00	Vocallis muscle tension,	(gms/cm).
TINI =	0.0	Initial storage time	(m Sec).
TFIN =	50.0	Final storage time	(m Sec).

\*\*\*\*\* SYSTEM PARAMETERS \*\*\*\*\*

GEE =	981.0	Grav acceleration,	(cm/S/S).
AIRDEN =	0.149E-02	Air density,	(gms/cm/cm/cm).
AIRVIS =	0.188E-03	Air viscosity,	(gms/cm/S).
KVIS =	12.000	Viscosity coefft of Glottis.	
WGLOT =	1.400	Width of Glottis	(cm).
LGLOT =	0.400	Length of Glottal channel	(cm).
LFVF =	0.370	Length of False Glottis	(cm).
ALFA =	80.0	Glottis entry angle	(Deg).
PO =	0.000	Vocal tract rel.pres.	(cm H20).
KPSG =	0.174	Prop of subglot.pres.acting on M1.	
GMIN =	0.010	Min rad.of Glot.at closure	(cm).
MASS1 =	0.102E-03	Mass 1.	(gms/GEE).
MASS2 =	0.510E-04	Mass 2.	(gms/GEE).
MASFV =	0.153E-03	Mass F.	(gms/GEE).
DK1 =	60.0	Lin.def.con.spring 1.	(gms/cm).
DK2 =	6.0	Lin.def.con.spring 2.	(gms/cm).
DKC =	10.0	Lin.def.con.coup. spring	(gms/cm).
DKF =	6.0	Lin.def.con.spring F.	(gms/cm).
DKV =	6.0	Lin.def.con.spring V.	(gms/cm).
ETA1 =	100.0	Non-lin.def. factor spring 1.	
ETA2 =	100.0	Non-lin.def. factor spring 2.	
ETAF =	100.0	Non-lin.def. factor spring F.	
ETAV =	100.0	Non-lin.def. factor spring V.	
DK1K =	180.0	Lin.def.con. colis spr 1.(gms/cm).	
DK2K =	18.0	Lin.def.con. colis spr 2.(gms/cm).	
ETA1K =	500.0	Non.lin.def.fact collision spr 1.	
ETA2K =	500.0	Non-lin.def.fact collision spr 2.	
DFAC1 =	0.10	Damping factor spring 1.	
DFAC2 =	0.40	Damping factor spring 2.	
DFACM =	1.00	Damp.fact. increase due to mucous.	
DFACF =	0.40	Damping factor spring F.	
DFACV =	0.40	Damping factor spring V.	

\*\*\*\*\*

Tabela 1 - Lista dos parâmetros iniciais do modelo.

LARYNX SIMULATION RESULTS: FILE NAME: -LARS13

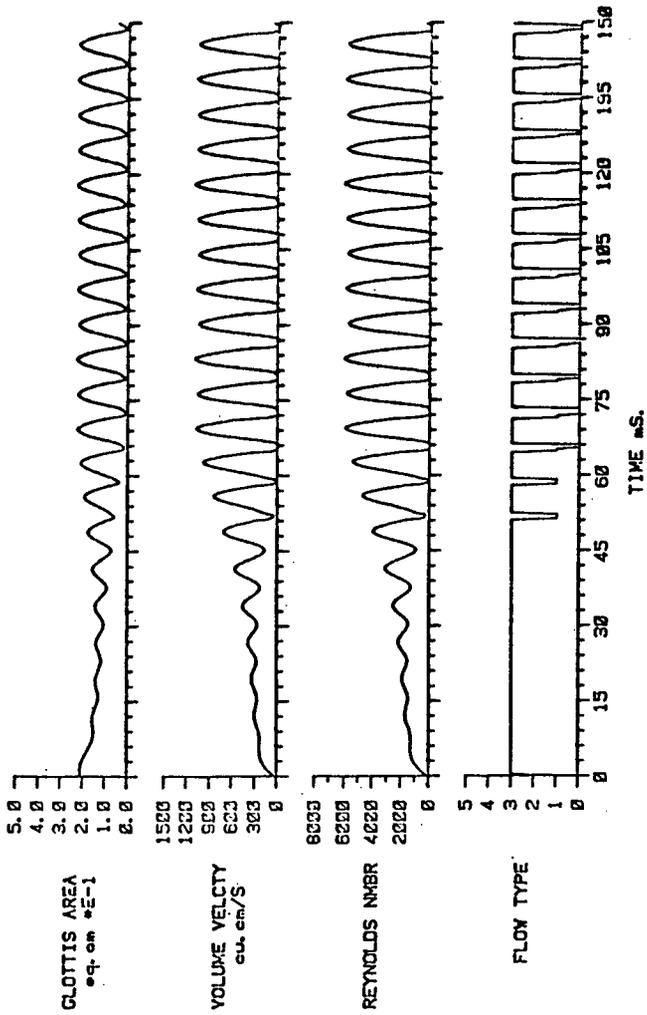
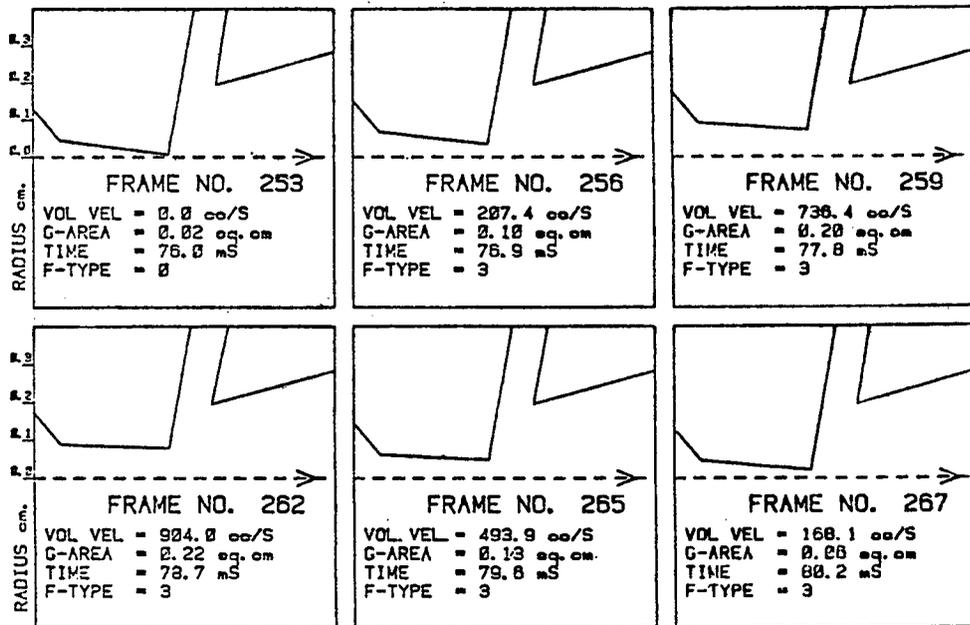


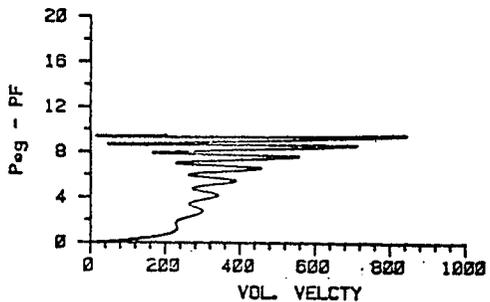
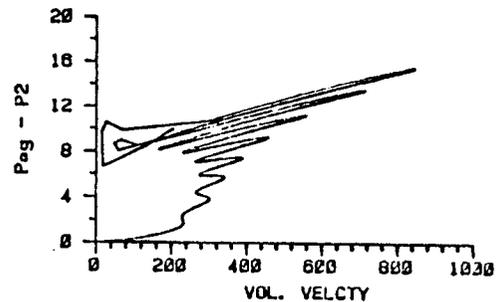
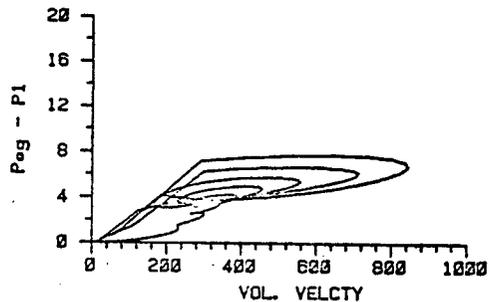
Figura 5 Resultados típicos do início da fonação conforme publicado por Dejockere e Labacq.

Figura 6 Perfis do canal para falso.



PLOT OF VOCAL FOLD PROFILES: DATA FILE :-LAR151

LARYNX SIMULATION RESULTS: FILE NAME: -LAR513



Pcg - SUB-GLOTTAL PRESSURE  
P1 - PRES. AT GLOTTIS ENTRY  
P2 - PRES. AT GLOTTIS EXIT  
PF - PRES. IN FALSE GLOTTIS  
PRESSURE UNIT: cm H2O  
VOL. VELCTY UNIT: cc. cm/Sec

Figura 7 Variação da pressão dinâmica no canal laríngeal.

## REFERÊNCIAS

- PEREIRA, J.C. - "Laryngeal Source Excitation Modelling". Tese de Ph.D, departamento de Eletrônica da Universidade de Southampton - Southampton, Inglaterra.
- MILLER, J.A; PEREIRA, J.C. e THOMAS, D.M. - "Fluid Flow Through the Larynx Channel" Journal of Sound and Vibration, vol. 121, n<sup>o</sup> 2, março 1988.
- ISHIZAKA, K. & FLANAGAN, J.C. - "Synthesis of Voiced Sounds from a TWO-mass model of the vocal cords". Bell System Technical Journal 51(6), 1233-1268 (1972).
- VAN DER BERG, J.W. - "Myoelastic - aerodynamic theory of voice production". Journal of Speech and Hearing Research 1: p 27-244 (1958).
- ROSEN, S.M; FOURCIN, A.J. - "Frequency Selectivity and the Perception of Speech" In: "Frequency Selectivity in Hearing, Brian C.J. Moore (Editor). Academic Press Inc. (1968).
- GROSE, R.D. - "Orifice Contraction Coefficient for Inviscid Incompressible Flow". Transactions of the ASME. Journal of Fluids Engineering. 107: p. 36-43 (1985).
- SZEKELY, J. "Fluid Flow Phenomena in Metals Processing". New York: Academic Press. (1979).
- DEJONCKERE, P. & LEBACQ, J. "Mechanism of initiation of oscillatory motion in human glottis". Archives Internationales de Physiologie et de Biochimie. 89: pp.127-136 (1981).
- STEVENS, K.N. - "Physics of Laryngeal Behavior and Larynx Modes". Phonetica 34, 264-279 (1977).

### SIMILAR: A PROGRAM FOR LARYNX SIMULATION DURING PHONATION

**ABSTRACT** - The larynx during phonation has been simulated in this work. The model parameters are based on real data published in the literature. Results show that the computed waveforms agree with physiological data and compare favourable with 'in vivo' observations of other researchers.