

非対称分布声帯モデルによる疾患時の発声の数値解析*
(第1報, 発声開始肺圧の数値解析)青松達哉*¹, 松崎雄嗣*², 池田忠繁*²Numerical Analysis of Pathological Voice Production
Using Asymmetric Distributed-Parameter Model for Vocal Fold
(1st Report, Numerical Analysis of Phonation Threshold Pressure)Tatsuya AOMATSU*³, Yuji MATSUZAKI and Tadashige IKEDA^{*3} Department of Aerospace Engineering, Nagoya University,
Furou-cho, Chikusa-ku, Nagoya-shi, Aichi, 464-8603 Japan

A new model for pathological vocal fold vibration is proposed. The model simulates asymmetries in mechanical and geometrical properties of vocal fold, which are pathological features in laryngeal diseases. In this study the effect of asymmetry in vocal fold thickness (L_θ) on phonation threshold pressure (PTP) of clinical importance is numerically investigated using the model. The results show that the difference between PTP values in an asymmetric case and those in a symmetric case is small over a wide range of L_θ . In the asymmetric case the one of smaller L_θ between a pair of vocal folds is found more influential to PTP, and clinical significance of PTP- L_θ curve is discussed in relation to surgical treatment for voice disorders caused by unilateral vocal fold paralysis. In the symmetric case PTP- L_θ curve is characterised by two distinct regions. Theoretical consideration of the curve from the viewpoint of vocal fold vibration reveals an important role of propagating wave velocity in the region of larger L_θ .

Key Words: Bio-fluid Mechanics, Flow Induced Vibration, Numerical Analysis, Pathological Voice Production, Vocal Fold Vibration, Phonation Threshold Pressure

1. 緒 言

社会生活において声は意志の疎通や感情表現の手段であり、喉頭疾患により音声障害が起こるとコミュニケーションは阻害される。したがって、疾患時の発声のメカニズムを解明し、正常な音声を回復するための治療やリハビリテーションに役立てることは、健全な社会生活を送るために必要である。

声は、空気の流れと声帯の変形との相互作用により生じる自励振動が音源となり、振動する空気の流れが声道で共鳴して口唇や鼻孔から放出された結果、生じる。池田・松崎は、音声の生成過程を力学的観点から模擬し、分布声帯モデルを用いて正常な発声について予備的な解析を行った。母音/a/と/i/について、数値的に予測した音声波形が正常話者の実測波形と定性的に一致することを示し⁽¹⁾、声帯の衝突や空気の圧縮性が音声波形に及ぼす影響を明らかにした⁽²⁾⁽³⁾。

正常な発声では左右の声帯は同期して規則正しく振動するが、声帯ポリープなどの喉頭疾患では声帯の特性が左右で異なる(非対称になる)ことが多く、振動が非周期的になるなど、正常時には見られない複雑な振動パターンが観察されている⁽⁴⁾。従って、疾患時の発声の解析では病的な声帯振動の解析が重要であり、そのために疾患モデルの構築が必要不可欠である。

池田・松崎の分布声帯モデルは声帯が対称に変形する場合しか扱うことができない。そこで本報において、著者らは、疾患により声帯の特性が非対称になる場合を考慮できる非対称分布声帯モデルを提案する。

本報では、音声障害の評価に必要な指標を数値的に予測し、臨床上の有効性について検討する。指標として、(1)発声のしやすさを表す基本的な物理量である、(2)患者に負担をかけずに計測できる⁽⁵⁾⁽⁶⁾、の二点から発声開始肺圧(Phonation Threshold Pressure, 以降PTPと呼ぶ)を選び、特に声帯の厚みがPTPに及ぼす影響を解析する。その結果を踏まえ、第2報⁽⁷⁾では、喉頭疾患が声帯の特性に及ぼす影響を想定して発声のシミュレーションを行い、病的な声帯振動とそれによって生成される異常音声を解析する。

* 原稿受付 2001年6月4日。

^{*1} 正員, 名古屋大学(〒464-8603 名古屋市千種区不老町)。^{*2} 正員, 名古屋大学大学院工学研究科。

E-mail: aomatsu@smart.nuae.nagoya-u.ac.jp

2. 記号

- $A(X)$: 気道の断面積 [cm²]
- $B(X,T)$: 喉頭腔の流路幅の半分 [cm]
- $B_0(X)$: 声帯の初期形状 (弾性膜の初期位置) [cm]
- $B_i(X,T)$: 声帯の形状 (弾性膜の位置) [cm]
- B_j : 声門上腔で剥離した流れの幅の半分 [cm]
- C : 声帯の減衰係数 [kdyn・s/cm³]
- c : 空気中の音速 [cm/s]
- E : 声帯のヤング率 [kdyn/cm²]
- $F(B)$: 非線形バネの復元力 [kdyn/cm²]
- h : 弾性膜の厚さ [cm]
- K : $F(B)$ の線形バネ定数 [kdyn/cm³]
- L_g : 声帯の厚み (狭窄流路の長さ) [cm]
- N : 弾性膜の長手方向の張力 [kdyn/cm]
- $P(X,T)$: 空気の静圧 [kdyn/cm²]
- P_L, P_{LN} : 肺圧, 設定肺圧 [kdyn/cm²]
- $Q(X,T)$: 空気の流量 [cm³/s]
- T, T_p : 時間, 肺圧の立ち上がり時間 [s]
- W : 喉頭腔の奥行き [cm]
- X : 流れ方向の座標軸 [cm]
- ϵ : 弾性膜の長手方向の歪
- η : $F(B)$ の非線形性を表す係数 [cm²]
- κ : 弾性膜の曲率 [cm⁻¹]
- ν : 空気の動粘性係数 [cm²/s]
- π : 円周率
- ρ : 空気の密度 [g/cm³]
- ρ_m : 声帯の有効質量 [g/cm²]
- ζ : 声帯の比減衰係数
- 添え字 : 左右それぞれの声帯 (L, R)
- m : 口唇

3. 数学モデル

気道を模擬した数学モデルにおいて、肺は総圧 P_L の圧力容器、気管支・気管は様な断面の共鳴管、声道は構音調節で決まる断面積分布を持つ共鳴管で近似されている。気管腔と声道の間に位置する喉頭腔は二次元的な流路で表されている。

3・1 非対称分布声帯モデル 片側の声帯に病変が認められる場合、患側 (病変が認められる声帯) の機械的特性や形状は変化し、健側 (正常な声帯) との差が大きくなる。例えば、癌に冒された部位は硬化するため患側の剛性が増し、また、声帯麻痺では筋組織の萎縮に伴い剛性の低下と厚みの減少が患側で起こる。非対称分布声帯モデルは、疾患時に健側と患側の間で見られる、特性や形状の非対称性を模擬し、それぞれの声帯の運動をシミュレーションすることができる。

声帯は上皮・固有層・筋組織からなる層状の構造物であるが、声帯振動の観点から声帯の表面に近い層 (上皮・固有層の一部) の重要性が指摘されている⁽⁸⁾。この点を踏まえ、上皮・固有層の一部を弾性膜で近似し、声帯の機械力学的特性と等価な非線形バネと減衰器を弾性膜全体に分布させることにより、声帯全体を模擬している (図1)。

両側の弾性膜について空気の流れに対して垂直な方向の運動を考えると、微小要素に作用する力の釣り合い (図1) から以下の運動方程式が得られる。

$$\rho_{mi} \frac{\partial^2 B_i}{\partial T^2} + C_i \frac{\partial B_i}{\partial T} + F_i(B_i) = P + \kappa_i N_i \dots\dots\dots (1)$$

ただし、

$$C_i = 2\zeta_i \sqrt{\rho_{mi} K_i},$$

$$F_i(B_i) = K_i (B_i - B_{0i}) \{ 1 + \eta_i (B_i - B_{0i})^2 \},$$

$$\kappa_i = \frac{\partial^2 B_i}{\partial X^2},$$

$$N_i = E_i h_i \epsilon_i,$$

$$\epsilon_i = \sqrt{\left\{ 1 + \left(\frac{\partial B_i}{\partial X} \right)^2 \right\} / \left\{ 1 + \left(\frac{\partial B_{0i}}{\partial X} \right)^2 \right\}} - 1$$

3・2 流体モデル 気道を気管腔、喉頭腔 (声門、仮声帯に挟まれた声門上腔からなる)、声道に分け、各領域の流れを一次元流れで近似する。

声門流れを以下の一次元非圧縮性流れの式で表す。

$$\frac{\partial B}{\partial T} + \frac{1}{2W} \frac{\partial Q}{\partial X} = 0 \dots\dots\dots (2.1)$$

$$\frac{\partial Q}{\partial T} + \frac{\partial}{\partial X} \left(\frac{Q^2}{2WB} \right) = -\frac{2WB}{\rho} \frac{\partial P}{\partial X} - 3\nu \frac{Q}{B^2} \dots (2.2)$$

ただし、 $2B = B_R + B_L$ 、式(2.2)の $3\nu Q/B^2$ は Poiseuille 流れを仮定したときの粘性抵抗である。

声帯から仮声帯にかけて気道の断面は急激に拡大するため、声門上腔を剥離流領域として考え、この領域の流れを一次元剥離流理論⁽⁹⁾で表す。

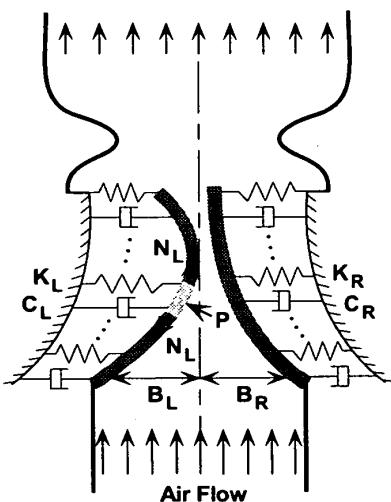


Fig.1 Asymmetric distributed-parameter model for vocal fold

$$\frac{\partial B}{\partial T} + \frac{1}{2W} \frac{\partial Q}{\partial X} = 0 \dots\dots\dots (3.1)$$

$$\frac{\partial Q}{\partial T} + \frac{\partial}{\partial X} \left(\frac{Q^2}{2WB_j} \right) = -\frac{2WB}{\rho} \frac{\partial P}{\partial X} \dots\dots\dots (3.2)$$

ここでは、流れは声門出口で剥離し、仮声帯出口で再付着すると仮定する。

気管腔、声道においては、共鳴の影響を考慮し、流れを以下の一次元圧縮性流れの式で表す。

$$A \frac{\partial P}{\partial T} + \rho c^2 \frac{\partial Q}{\partial X} + Q \frac{\partial P}{\partial X} = 0 \dots\dots\dots (4.1)$$

$$\frac{1}{A} \frac{\partial Q}{\partial T} + \frac{1}{2} \frac{\partial}{\partial X} \left(\frac{Q}{A} \right)^2 = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial X} - 8\pi\nu \frac{Q}{A^2} \dots\dots (4.2)$$

ただし、式(4.2)の $8\pi\nu Q/A^2$ は Hagen-Poiseuille 流れを仮定したときの粘性抵抗である。

3・3 境界条件と初期条件

声道で共鳴した空気の流れは、気道の開口端である口唇に達し、大気中へ放出される。開口部での境界条件は、平板内に設けられた振動するピストンに作用する空気力に基づき、以下の式で与える。

$$P_m = \rho \frac{8}{3\sqrt{\pi^3 A_m}} \frac{\partial Q_m}{\partial T} \dots\dots\dots (5)$$

また、発声は以下の式に従う肺圧を与えて行う。

$$P_L = \begin{cases} \frac{P_{LV}}{2} \left\{ 1 - \cos\left(\frac{\pi T}{T_p}\right) \right\} & (0 \leq T < T_p) \\ P_{LV} & (T_p \leq T) \end{cases} \dots\dots\dots (6)$$

4. 数値計算結果と考察

従来、PTP に関する理論解析や実験では、声帯組織の粘性⁽¹⁰⁾⁽¹¹⁾⁽¹²⁾や声門の幅⁽¹⁰⁾⁽¹¹⁾⁽¹³⁾⁽¹⁴⁾あるいは声門の流路形状⁽¹⁰⁾⁽¹⁴⁾⁽¹⁵⁾⁽¹⁶⁾の影響に多くの関心が寄せられていた。一方、声帯の厚みの影響に関しては、模擬声帯による計測が行われてはいるが、計測データの数が十分でないためその傾向さえ掴めていない⁽¹⁶⁾。そこで、今回、声帯の厚みをパラメータとして PTP の分布を数値的に調べ、その影響を解析する。ただし、この場合、声帯の運動方程式(1)において、声帯の初期形状 $B_0(X)$ を除いて、物理量の左右の区別はなくなるので、以降それらの添え字を取り除くことにする。

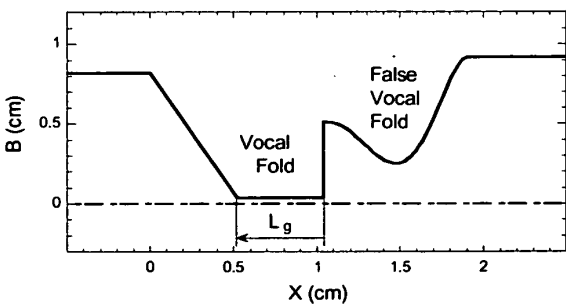


Fig.2 Prephonatory shapes of vocal fold and false vocal fold

4・1 喉頭の初期形状 声帯と仮声帯の初期形状を図2に示す。これらは Scherer らの実験⁽¹⁷⁾で使われた喉頭模型を参考にしている。図には片側の形状が示され、流路の中心は一点鎖線で表されている。

池田・松崎の解析⁽¹⁾では、声帯の初期形状は、左右の声帯に挟まれた流路が空気の流れ方向に緩やかに狭くなるように、流れ方向位置の三次関数で表されていた。しかしながら、実際には左右の声帯はある長さに渡り狭窄を形成している。したがって、ここでは声帯の初期形状を実形状に近い台形で近似する。声帯全体の流れ方向の長さは 1.04 cm、入口 (X=0) での流路半幅は 0.82 cm であり、声門は 0.03 cm の流路半幅と L_g cm の流路長さの平行な狭窄流路となるように近似する ($0 \leq X \leq 1.04$)。ここで、 L_g は本解析でその影響を調べるパラメータである。

仮声帯については、流れ方向の長さは 0.87cm であり、入口 (X=1.04) で 0.515cm、出口 (X=1.91) で 0.95cm、入口の下流 0.43cm の位置 (X=1.47) で 0.255cm の流路半幅をもち、かつ各位置で極値をとるように五次関数で与える ($1.04 \leq X \leq 1.91$)。

4・2 計算に用いる定数の値

弾性膜に関して、有効質量、比減衰係数、線形バネ定数、復元力の非線形性を表す係数、奥行きは声帯振動の数値解析⁽¹⁸⁾⁽¹⁹⁾で用いられている値を参考にし、ヤング率、厚さについては Kakita ら⁽²⁰⁾、Hirano ら⁽²¹⁾の計測値を参考にした。

$$\begin{aligned} \rho_m &= 0.5 \text{ g/cm}^2, \quad \zeta = 0.3, \quad K = 100 \text{ kdyn/cm}^3, \\ \eta &= 100 \text{ cm}^2, \quad W = 1.5 \text{ cm}, \quad E = 4\,000 \text{ kdyn/cm}^2, \\ h &= 0.05 \text{ cm} \dots\dots\dots (7.1) \end{aligned}$$

また、空気の密度、空気中の音速、空気の動粘性係数、肺圧の立ち上がり時間は以下の通りである。

$$\begin{aligned} \rho &= 0.0011 \text{ g/cm}^3, \quad c = 35\,000 \text{ cm/s}, \\ \nu &= 0.17 \text{ cm}^2/\text{s}, \quad T_p = 0.05 \text{ s} \dots\dots\dots (7.2) \end{aligned}$$

声道は、長さが 16 cm で、断面積が流れ方向に変化する円形断面の流管で近似されている。ここでは、母音/a/の断面積分布⁽²²⁾を与える。また、気管支・気管は長さ 23 cm、断面積 2.46 cm²の一樣な円管で近似されている。

声帯の運動方程式(1)と気道内の流れの方程式(2)、(3)、(4)を、境界条件(5)と初期条件(6)を考慮して、差分陰解法⁽¹⁾により解いた。

PTP は声帯振動が開始し持続するのに必要な肺圧の最小値として定義されている⁽¹⁰⁾。従って、本報では、肺圧を 0.1 kdyn/cm²の間隔で上昇させていき、振動形態が減衰振動から発散振動に変わるときの値を PTP と定義する。今回のように声帯振動の時間履歴の変化から振動形態が変わる閾値 (PTP) を予測する場合には、声帯の分割数は声帯振動の様相に影響し、ひいては PTP の予測は不確かになるので、分割数の影響を調べる必要がある。そこで、声帯の分割数 N が PTP と声帯振動

の時間履歴に及ぼす影響を $N=10, 40, 80, 100$ について調べたところ、 $N=80$ でほぼ収束が確認された。ただし、気管支・気管、声道の分割数をそれぞれ 10, 17, 時間の刻み幅を 10^{-5} s としている。ゆえに、以降の計算では声帯の分割数を 80 とする。また、気管支・気管の分割数を 20 とした場合と時間の刻み幅を 10^{-6} s とした場合の二通りを計算し、それらの影響についても調べたところ、PTP は一致していたため、気管支・気管の分割数と時間の刻み幅に関してはこれまで通りそれぞれ 10, 10^{-5} s を用いることにする。

4・3 非対称な場合の PTP- L_g 関係 声帯の厚みが左右で異なる非対称な場合の PTP と声帯の厚み L_g との関係を図 3 に示す。ただし、●は非対称な場合であり、一方の厚みを 0.312 cm に固定し、他方を変化させて計算を行った結果である。比較のために左右の声帯の厚みが等しい対称な場合の結果 (○) も表示してある。PTP は $0.208 \leq L_g \leq 0.364$ で共にほぼ一致し、その範囲外で両者の差は広がる。 $L_g \geq 0.208$ のとき、非対称な場合の PTP- L_g 曲線は $0.208 \leq L_g \leq 0.364$ では対称な場合と一致し、一方、 $L_g \geq 0.364$ では片側の声帯の厚みが増しているにも関わらず $L_g=0.312$ のときの値がほぼ保たれている。このことから、非対称な場合の PTP は両側の声帯のうち厚みが小さい方に強く依存することが示唆される。

喉頭疾患の一つに片側声帯麻痺がある。特徴的な所見として、声門が拡大する、患側 (麻痺した声帯) の厚みが小さくなることが挙げられる。嘔声 (かすれた声) などの異常音声を伴うことが多く、音声を回復するための治療では、患側の形状を矯正し声門を適度に狭めることに重点を置いている⁽²³⁾。例えば、患側に生体適合性の物質を注入したり、患側の外縁にある甲状軟骨の一部を内側に押し込むことが行われている。

拡大した声門をこのようにして狭める際には声帯の厚みも同時に変化する。図 3 で得られた知見は厚みの

薄い患側が PTP に強く影響することを示唆している。したがって、声帯麻痺により起こる音声障害の治療において、PTP の観点から、従来のように声門の隙間だけでなく患側の厚みの変化にも注意する必要がある。

また、図 3 の PTP- L_g 曲線は治療に際して指針を与える。つまり、PTP- L_g 曲線で PTP が L_g に対して一定となり始める位置 (図 3 においては、 $L_g=0.312$) を目標にして患側の厚みを調節することにより、PTP を健常時の値に合わせることができる。

今回の計算の範囲では、厚みの非対称性がある程度強くない限り、非対称な場合の結果は対称な場合とそれほど変わらない。したがって、以降では一般性のより高い対称な場合について、声帯の厚みが PTP に及ぼす影響について調べる。ただし、非対称性の影響が大きく現れる $L_g=0.1$ 以下と $L_g=0.45$ 以上については次報においてさらに検討する。

4・4 声帯の厚みの影響 左右の声帯の厚みが等しく対称である場合の PTP と声帯の厚み L_g との関係を図 4 に示す。PTP の分布は特徴的な二つの領域からなる。PTP は、 $0.104 \leq L_g \leq 0.208$ (●) では僅かに減少するものの一定に近く、 $0.260 \leq L_g \leq 0.468$ (○) では厚みとともに増加する。

予測した PTP は 1.4 kdyn/cm² から 4 kdyn/cm² の値をとり、健常な成人を対象とした実験で得られた、Jiang ら⁽⁵⁾ の計測値 (1~8 kdyn/cm²) や Verdolini-Marston ら⁽¹²⁾ の計測値 (2.5~8 kdyn/cm²) の範囲内もしくはその近傍にある。

4・5 理論的考察 発声時に粘膜の変形が声帯の表面を気管側から声道側に向かって繰り返し伝播するのが観察されており、声帯振動における粘膜の波状運動の重要性が指摘されている⁽¹⁰⁾⁽²⁴⁾。そこで、PTP での粘膜の伝播速度 c^* を、声門入口と声門出口における流路半幅の時間履歴をもとに、以下の式により算出した。

$$c^* = L_g / \tau \dots \dots \dots (8)$$

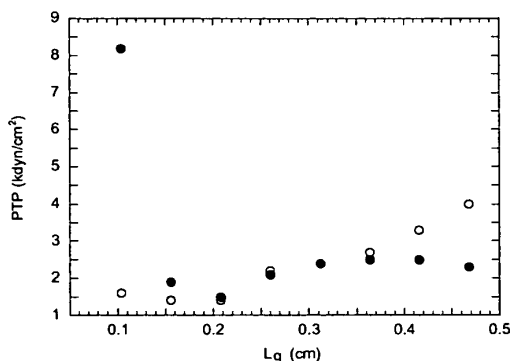


Fig.3 PTP vs. vocal fold thickness for an asymmetric configuration (closed circles) in which the thickness on one side of the vocal folds is fixed 0.312cm. Results for a symmetric configuration (open circles), Fig.4, are also shown for comparison.

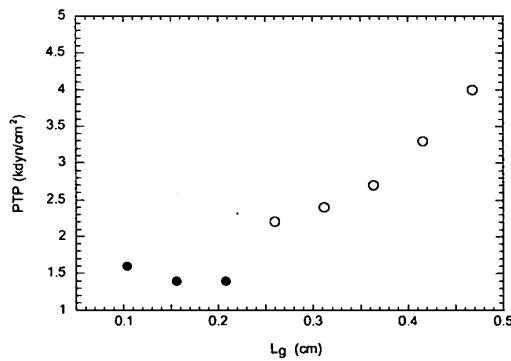


Fig.4 PTP vs. vocal fold thickness for a symmetric configuration

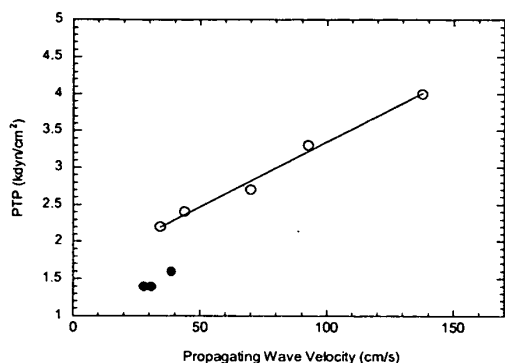


Fig.5 PTP vs. propagating wave velocity

ここで、 τ は弾性膜の変形が声門の上流から下流に伝わるのに要する時間、すなわち、声門入口と声門出口において流路半幅が最小となる時刻の差である。図5はPTPと式(8)を用いて算出された伝播速度 c^* との関係を表す。ただし、実線は最小二乗法による近似直線であり、相関係数は0.99である。図中の記号は図4と対応している(以降の図においても同様)。○の領域では、PTPと c^* との間に以下の比例関係が成り立つ。

$$PTP \propto c^* \dots \dots \dots (9)$$

つまり、伝播速度 c^* が増すにつれPTPは高くなる。一方、●の領域では、式(9)が成り立つとは言い難い。

したがって、声帯の厚みが伝播速度を介してPTPに影響を及ぼすのは、厚みが大きい場合のみである。このことは、声帯振動の観点から、PTP- L_R 関係を支配するメカニズムは、厚みの大きさにより異なることを示唆している。そこで、厚みが大きい時と小さい時の現象を声帯の振動数に基づいて調べ、両者の違いについて考察する。

図6は声帯の振動数 f と厚み L_R の関係を表す。図中の+、×については後述する。 f は、●の場合123 Hzから72 Hzに減少し、○の場合、73 Hzから80 Hzに徐々に増えてはいるが、その変化は●と比較して小さい。したがって、 L_R はその値が小さい範囲で f に強く影響することが分かる。次に、+、×は声帯の局所的なコンプライアンスを反映した振動数 f_c である。その計算では、片側の弾性膜を正弦波状に加振し、振動数を1 Hzおきに変えて、加振点での弾性膜の振幅が最大となる振動数を求めた。+、×はそれぞれ加振点を声門入口、出口とした場合である(例えば、図2においては、声門入口、出口の位置はそれぞれ $X=0.52$, 1.04 である)。加振点が声門入口にある場合、 f_c は厚みに比例して118 Hzから183 Hzまで増加する。また、声門出口で加振する場合には、厚みの大小に関係なく、 f_c は一定(70 Hz)である。

PTPにおける声帯の振動数は、●の領域では声門入口から出口の f_c へと変化し、○の領域では声門出口の

f_c にほぼ等しい。つまり、PTPでの振動数は声帯の局所的な部位のコンプライアンスを反映し、さらに、その部位は、厚みが小さい場合には声門入口から出口にまで及び、一方、厚みが大きい場合には、厚みに依らず、声門出口に限定される。

したがって、厚みが大きい時と小さい時との違いは、声帯の振動数に影響する部位にあると推察される。

結 言

疾患により声帯の特性が左右で異なる場合を考慮できる非対称分布声帯モデルを提案した。また、非対称モデルにより発声開始肺圧(PTP)を数値的に予測した結果、計測値とほぼ一致することが確認された。

PTPと声帯の厚み(L_R)との関係において、厚みの非対称性がある程度強くない限り、非対称な場合と対称な場合との差は余り大きくはない。さらに、各場合について得られた知見は以下の通りである。

非対称な場合：

- (1) PTPは両側の声帯で厚みが小さい側に依存する。
- (2) 片側声帯麻痺により起こる音声障害の治療では、PTPの観点から、従来のように声門の隙間だけでなく声帯の厚みの変化にも注意する必要がある。
- (3) PTP- L_R 曲線は治療に際して指針を与える。つまり、PTPが L_R に対して一定となり始める位置を目標にして患側の厚みを調節することにより、PTPを健康時の値に合わせることができる。

対称な場合：

- (4) PTPは、厚みが小さい場合ほぼ一定であり、厚みが大きい場合には厚みとともに増加する。
- (5) 厚みが大きい場合のみ、PTPは粘膜の伝播速度 c^* に比例する。
- (6) 声帯振動の観点から、PTP- L_R 関係を支配するメカニズムは厚みが大きい時と小さい時で異なり、その違いは、声帯の振動数に影響する部位にあると推察される。

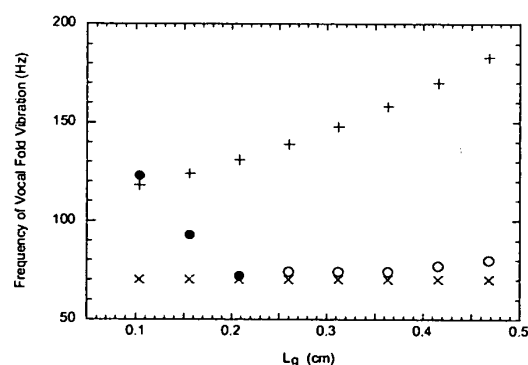


Fig.6 Frequency of vocal fold vibration vs. vocal fold thickness

文 献

- (1) 池田・松崎, 機論, **60**-572, B(1994), 1226-1233.
- (2) 池田・松崎, 機論, **63**-607, C(1997), 693-699.
- (3) Ikeda, T., Matsuzaki, Y. and Aomatsu, T., *Trans. ASME, J. Biomech. Eng.*, **123**(2001), 571-579.
- (4) 垣田・平野・川崎・松下, 口耳鼻, **79**(1976), 1533-1548.
- (5) Jiang, J. J., O'Mara, T., Conley, D. and Hanson, D., *Laryngoscope*, **109**(1999), 425-432.
- (6) Verdolini-Marston, K., Sandage, M. and Titze, I. R., *J. Voice*, **8**(1994), 30-47.
- (7) 吉松・松崎・池田, 機論, 印刷中.
- (8) 平野・小池・広瀬・森尾, 口耳鼻, **76**(1973), 1341-1348.
- (9) 池田・松崎・佐々木, 機論, **60**-571, B(1994), 750-757.
- (10) Titze, I. R., *J. Acoust. Soc. Am.*, **83**(1988), 1536-1552.
- (11) Titze, I. R., Schmidt, S. S. and Titze, M. R., *J. Acoust. Soc. Am.*, **97**(1995), 3080-3084.
- (12) Verdolini-Marston, K., Titze, I. R. and Druker, D. G., *J. Voice*, **4**(1990), 142-151.
- (13) Lucero, J. C., *J. Acoust. Soc. Am.*, **100**(1996), 2551-2554.
- (14) Lucero, J. C., *J. Voice*, **12**(1998), 151-158.
- (15) Lucero, J. C., *J. Acoust. Soc. Am.*, **98**(1995), 779-784.
- (16) Chan, R. W., Titze, I. R. and Titze, M. R., *J. Acoust. Soc. Am.*, **101**(1997), 3722-3727.
- (17) Scherer, R. C., Titze, I. R. and Curtis, J. F., *J. Acoust. Soc. Am.*, **73**(1983), 668-676.
- (18) Ishizaka, K. and Flanagan, J. L., *Bell Syst. Tech. J.*, **51**(1972), 1233-1268.
- (19) Story, B. H. and Titze, I. R., *J. Acoust. Soc. Am.*, **97**(1995), 1249-1260.
- (20) Kakita, Y., Hirano, M. and Ohmaru, K., *Vocal Fold Physiology*, (1981), 377-396, University of Tokyo Press.
- (21) Hirano, M., Kurita, S. and Nakashima, T., *Vocal Fold Physiology*, (1981), 33-43, University of Tokyo Press.
- (22) Baer, T., Gore, J. C., Gracco, L. C. and Nye, P. W., *J. Acoust. Soc. Am.*, **90**(1991), 799-828.
- (23) 土師, 音声言語医学, **37**(1996), 251-256.
- (24) Jiang, J. J., Yumoto, E., Lin, S. J., Kadota, Y., Kurokawa, H. and Hanson, D. G., *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.*, **107**(1998), 98-103.