TE シャント発声の空気力学的検討

西澤典子¹⁾・酒井昇¹⁾・犬山征夫¹⁾・小橋眞美子²⁾
田中克彦³⁾・関恵貞⁴⁾・高橋誠⁴⁾・伊福部達⁴⁾

An Aerodynamic Study of Tracheoesophageal Speech

Noriko Nishizawa¹⁾, Noboru Sakai¹⁾, Yukio Inuyama¹⁾,
Mamiko Kobashi²⁾, Katsuhiko Tanaka³⁾, Heajung Min⁴⁾,
Makoto Takahashi⁴⁾ and Tohru Ifukube⁴⁾

The present study was carried out to investigate the aerodynamic characteristics of tracheoesophageal (TE) phonation. Five excellent TE speakers served as the subjects. The subpseudoglottal pressure, mean flow rate and audio waveform were recorded simultaneously during steady phonation. The results were as follows; 1) The subpseudoglottal pressure and mean flow rate were positively related in two of the subjects, negatively related in one subject and not linearly related to each other in the final two subjects. 2) There was a pressure gradient recorded between the points above and below the narrowing which existed prior to the pseudoglottis in two of the subjects. 3) Fundamental frequency and subpseudoglottal pressure showed positive linear correlation in all of the subjects only when the pressure was measured just below the pseudoglottis. The variability of the relationship between subpseudoglottal pressure and air flow rate is supposed to be the result of the complex configuration and volume expansion of the subpseudoglottal cavity as well as the possibility of pseudoglottal manipulation by the subjects. The pressure measured just below the pseudoglottis seems to be acceptable value for the driving pressure of the pseudoglottal vibration.

Key words : 喉頭全摘出術, TE シャント, 発声効率, 声門下圧, 発声時平均呼気流量

はじめに

喉頭全摘出術後の音声言語機能回復のために近年 TE シャント形成術が広く行われるようになってきた。TE シャント発声では食道発声と同様再建された下咽頭食道入口部に後壁から突出した粘膜襞が前後方向の狭めを作り、下方からの気流によって励振される¹⁻⁴⁾。上下に厚みをもつ後壁の粘膜襞のうち実際に振動源となるのは、その上端に近い部分であり、起源は甲状咽頭筋の残余部とする説が有力である^{2, 3, 5, 6)}。従って TE シャントの発声機構には、myoelastic-aerodynamic theory (Van den Berg⁷⁾) あるいは body-cover theory (平野⁸⁾) を適用することができると考えられる⁹⁾。

このような発想に基づいて TE シャントの発声機構に関する空気力学的研究結果が蓄積されつつある^{3, 10-12)}。しかし正常喉頭の発声について用いられてきた研究方法を TE

シャント発声系に適用してその空気力学的特性を論ずるためにはいくつかの検討すべき問題点がある。

一つは正常喉頭発声における声門下圧に相当する値として気管内圧を採用することが妥当かどうかという問題である。正常の発声では声帯振動の駆動力となる呼気が通過する気管は軟骨によって支えられ、ほぼ単一の内径をもつ剛体と考えられるため、気流と気管壁との間に生じる微小な抵抗を無視すれば穿刺法などによって得られた上部気管内圧を声門下圧(声帯振動の駆動圧)と考えて差し支えない。これに対して食道発声、TE シャント発声の仮声門下腔は下咽頭および食道の壁によって形成される弾性を持った粘膜の管であり、その内径は均一ではなくシャント部以外にも気流に対して抵抗となりうるような狭窄部が形成されることが報告されている^{1, 3)}。従って空気力学的観点から喉摘後代用音声の振動機構を考える場合、仮声門下腔の複雑な形態に留意する必要がある。いま一つの問題は、正常喉

1) 北海道大学医学部耳鼻咽喉科学教室

2) 耳鼻咽喉科麻布病院

3) 国立札幌病院耳鼻咽喉科

4) 北海道大学電子科学研究所感覚情報研究情報研究分野

1) Department of Otolaryngology, Hokkaido University, School of Medicine, Sapporo

2) Azabu Triology Hospital, Sapporo

3) ENT Clinic, National Sapporo Hospital, Sapporo

4) Research Institute of Electronic Science, Hokkaido University, Sapporo, Japan

頭調節に相当するような仮声門部の調節機構を想定すべきか否かである。すなわち TE シャント発声を気流による仮声門の受動的な励振と考えるべきか、正常喉頭の様に呼吸調節とは独立した仮声門の物理的特性の調節の要素を想定すべきかという問題である。

本研究はこれらの問題に留意しながら TE シャント発声系の空気力学的条件について予備的な検討を行ったものである。

対象と方法

1. 対象

対象はTEシャント発声を日常会話に使用している5例である。5例とも喉頭全摘術時一期的に気管食道直接法¹³⁾によるTEシャント形成術を施行した。症例の内訳を表1に示した。これらの被験者は少なくとも定常発声においては声の高さ、強さを随意的に変化させることができることが確認されている¹⁴⁾。

2. X線透視による仮声門下腔の観察

発声時の仮声門下腔の形態を観察する目的で4例(症例

1, 3, 4, 5)について透視下にTEシャント定常発声を行わせた。声の高さ、強さは特に指示せず、5秒程度の母音定常発声をそれぞれ2回行わせた。症例1, 5についてはVTR録画下に仮声門下の含気腔の形態の経時的变化を側面から観察した。同時にスケールを録画しておき、これを対照として画像を1フレームごとに計測して、仮声門下腔の大きさが最大になったときと最小になったときの上下長および前後径を比較した。正面像では頸椎の陰影と重なって形態の正確な計測はできなかった。症例3, 4については側面から発声中の下咽頭食道入口部のスチル撮影を行った。

3. 空気力学的検討

被験者に母音定常発声を行わせ、音声波形、発声時平均呼吸流量率、仮声門下圧の同時計測を行った。発声は声の強さを3段階にかえてそれぞれ10回行わせた。従って、一連の計測について30回の定常発声が記録されたことになる。

計測系の概要を図1に示した。

仮声門下の圧を測定するために体内用小型圧トランスデューサ(Camino 420XP)を用いた。気切口からシャントを介して挿入した圧トランスデューサのカテーテル先端部を仮声門の直下に置いた。カテーテルの定位のために、経鼻的に挿入したファイバースコープで発声中の仮声門下腔を観察し、カテーテルの先端が仮声門直下の含気腔にあることを確認してからファイバースコープを抜去した。この位置で計測された内圧を「仮声門直下の圧」とした。5例中2症例については「仮声門直下の圧」の計測ののち、カテーテル先端を仮声門直下から下に2cm移動させて一連の計測を繰り返した。発声時呼吸流量率は発声機能検査装置(永

表1 症例の内訳

症例	性	年齢	TE 発声歴	空気力学的 検査	透視 (VTR)	透視 (スチル)
1.	女	53	7年	○	○	
2.	男	64	4年	○		
3.	男	49	2年	○		○
4.	男	65	5年	○		○
5.	男	70	8年	○	○

図1 測定装置の模式図

島 PS-77) にて測定した。仮声門下の圧と発声時呼気流量を音声波形とともに多チャンネルデータレコーダに記録した。

結果の解析にあたっては、それぞれの音声波形で基本周波数と振幅が安定した部分約 300ms を選択して 1 サンプルとした。記録をサンプリング周波数 2 KHz でパーソナルコンピュータに読み込み、解析区間の仮声門下圧（対大気圧）および呼気流量の平均値を算出した。また計測区間の音声波形のピークの数数を数えて計測区間内の声の基本周波数を算出した。雑音成分が多く、音声波形の解析が出来ないサンプルは除外した。

結 果

1. 仮声門下腔の形態（図 2，4）

発声時仮声門下には含気腔が形成された。含気腔の形態は症例 1 では間に狭めをもたない袋状であったが症例 3，4，5 では仮声門直下にもう一つの狭めが形成され、仮声門下の含気腔は二つに分かれていた。症例 1，5 について発声時仮声門下腔が最大に拡張した時と、最小の時の側面像を対比して図 2 に示した。仮声門直下の腔の大きさを側面像で比較すると、計測値（上下長×前後径、倍率を補正した実長）は症例 1 では最大 38×18mm に対して最小 38

×8 mm であった。症例 5 では仮声門と仮声門下の狭めの間にできた腔の大きさを計測したところ、最大値 12×18 mm に対して最小値 10×10mm であった。

2. 仮声門直下の圧と呼気流量の関係

それぞれの被験者で、仮声門直下の圧と呼気流量の平均値を表 2 に示した。仮声門直下の圧の平均値は 12.4-53.5 cmH₂O の範囲に、発声時平均呼気流量は 61.4-156.8 ml/sec の間に分布した。しかしいずれの値も同一被験者内ではばらつきがみられた。

仮声門直下の圧と発声時呼気流量の関係を図 3 に示した。両者の関係は被験者によって異なった。症例 1，2 では仮声門直下の圧と呼気流量はほぼ直線的な正の相関を示した。

表 2 被験者ごとの測定値

それぞれの被験者のサンプルでの仮声門下圧と呼吸流量の平均値、標準偏差を示した。

症例	仮声門下圧±SD (cmH ₂ O)	発声時平均 呼気流量±SD (ml/sec)
1	22.2±12.5	94.9±22.7
2	27.9±6.7	151.2±31.0
3	12.4±5.8	88.7±49.7
4	25.6±15.5	61.4±34.9
5	53.5±20.1	156.8±64.0

図 2 発声時の仮声門下腔の形態変化

症例 1，5 について発声時仮声門下腔が最大に拡張した時と最小の時をトレースと対比して示した。シャントの高さを写真内に矢印で示した。症例 1 では仮声門下腔は単一の腔であるが症例 5 では仮声門の下にもう一つの狭めができ、仮声門下腔は二つに分かれている。

図3 仮声門直下の圧と発声時平均呼気流率の関係
有意な直線相関が認められるものは回帰直線を示した。

(有意水準 1%)。逆に症例 3 では仮声門直下の圧の増加に伴って呼気流率は減少する傾向が認められた (有意水準 5%)。症例 4, 5 では仮声門直下の圧と呼気流率の間に直線的な関係はみられなかった。とくに症例 5 では、仮声門直下の圧の変化範囲の最大値及び最小値付近で呼気流率が高い値を示す傾向が認められた。

3. 仮声門下腔の圧分布

症例 3, 4 について、仮声門直下と、それより 2 cm 下で計測した圧を呼気流率と対比して図 4 に示した。グラフとともに、それぞれの症例の定常発声時の透視像上で推定

した圧の計測点を示した。二症例とも、仮声門の下にもう一つの粘膜隆起が認められた。上方の圧測定点が仮声門直下にあることはファイバースコープで確認しているから、透視像上で 2 cm 下の計測点を推定すると、計測はこの隆起による狭窄部をはさんで行われていると考えられた。

それぞれの症例で仮声門直下の圧は 2 cm 下で計測した圧より有意に低い値を示した。すなわち、症例 3 では仮声門直下でも 2 cm 下方の計測点でも、圧と呼気流率とは負の相関を示し (有意水準 5%)、回帰直線の傾きは両者に有意の差を認めなかった。しかし呼気流率への回帰を比較

図4 仮声門直下の圧(●)および仮声門直下より2 cm 下の圧(○)と発声時平均呼気流量率との関係。透視像のトレース上で推定した圧の測定点をあわせ示した。2例とも仮声門下に狭めが形成され、圧の測定はこの狭めをはさんで行われていると考えられた。症例3ではそれぞれの測定点で有意な直線相関が認められた。回帰直線の傾き(図示)は有意差を認めなかった。症例4ではいずれの測定点でも圧と呼気流量率の関係に一定の傾向を認めなかった。

すると仮声門直下の圧の方が約40cmH₂Oだけ低いと考えられた。一方症例4では仮声門直下の圧も、2 cm 下で計測した圧も、呼気流量率とは有意な相関を示さなかった。それぞれの計測点での平均値をみると下方の計測点では54.9 cmH₂O(標準偏差14.5cmH₂O)であるのに対し、仮声門直下では25.6cmH₂O(標準偏差15.5cmH₂O)と有意に低い値を示した(有意水準1%)。

4. 仮声門直下の圧と基本周波数

それぞれの被験者で、仮声門直下の圧と声の基本周波数との関係を図5に示した。全ての被験者において仮声門直下の圧と基本周波数は有意な正の相関を示した(有意水準2.5%)。回帰直線の傾きから圧の変化に対する基本周波数の変化の率を求めてみるとその値は0.8-5.9Hz/cmH₂Oであった。

考 察

1. 発声時呼気流量率に影響しうる要素

ここでは仮声門の振動を規定する生理的要素の相互変化

を現す指標として仮声門下圧と呼気流量率の関係をみた。正常喉頭での母音定常発声では声門下圧は発声時平均呼気流量率と声門抵抗の積として表される⁷⁾。喉頭調節が一定で声門下から声道までに乱流の発生を無視できれば、声門抵抗は呼気流量率のみに依存した変化をするから、発声時平均呼気流量率と声門下圧は相互に依存して変化するであろう¹⁵⁾。しかし実際の発声では、声門下圧と声門抵抗を規定する調節、すなわち喉頭調節と呼気調節は声帯の励振条件を満たす範囲内で互いに可変であるから、正常喉頭において発声時平均呼気流量率と声門下圧の間に必ずしも一定の関係は見いだせない。

本研究において5例のTEシャント発声者で仮声門下圧と呼気流量率の関係をみたところ、正の相関を示すもの、負の相関を示すもの、直線的な関係が認められないものがあった。従ってTEシャント発声においても呼気流量率は常に仮声門下圧だけに依存して変化するとは言えず、その関係は被験者によってまちまちである。ここでTEシャント発声において仮声門下圧と発声時平均呼気流量率の関性に影響し

図5 仮声門直下の圧と基本周波数の関係
回帰直線をあわせ示した。

うる要因について考察する。

まずTE シャント発声の仮声門に正常喉頭調節に相当する能動的な筋活動の調節が存在する可能性があげられる。食道発声、TE シャント発声において振動部とされる後壁膨隆部上端の粘膜の位置はX線所見上甲状咽頭筋のレベルに相当し、発声に際して自発放電が記録されることから、これら代用音声における仮声門の起源は、下咽頭収縮筋、とくに甲状咽頭筋の筋活動に由来するという考えが近年ほぼ定まっている^{3, 5, 6)}。咽頭神経叢からの神経支配が絶たれていない限り、本筋群には喉頭全摘出術後も筋活動が残

存することが筋電図学的に確認されている^{3, 5, 16)}。Shipp¹⁶⁾は食道発声の空気摂取において仮声門部に筋活動の抑制による開大の調節が存在することを報告した。我々は同一被験者による食道発声とTE シャント発声の空気力学的検討から発声時の仮声門部に発声法によって有効質量や張力の変化が起こりうることを報告し⁴⁾、最近の実験によってこの変化が仮声門部の筋活動に由来するものであることを推定している¹⁷⁾。これらの結果から、喉頭全摘術後の仮声門には筋活動に由来する調節機能が存在し、その有効質量、張力、開大度などがある程度変化させうると考えられる。

仮声門部の物理的性質の能動的調節を想定すれば、呼気流量率が必ずしも仮声門下圧に依存した一定の変動パターンを示さないという本研究結果は発声時に呼気調節と独立に仮声門部の物理的性質が変化するためと説明できる。

TE シャント発声において仮声門下圧と発声時平均呼気流量率の関係に影響するいま一つの要因は粘膜で形成された仮声門下腔の形状の複雑さおよびその可変性である。前述のように正常の発声では声帯振動の駆動力となる呼気が通過する気管は軟骨によって支えられ、ほぼ単一の内径をもつ剛体と考えられる。これに対して食道発声、TE シャント発声の仮声門下腔は下咽頭食道入口部粘膜によって形成される弾性を持った管である。大森³⁾はシャント開口部から仮声門までの間に輪状咽頭筋の残余部によって発声時に狭窄部が形成され、発声の障害となる場合があることを報告した。佐藤¹⁸⁾は食道発声について、仮声門下腔の形態にさまざまな型があることを報告している。さらに本研究においてTE シャント発声の仮声門下腔は同一の被験者の発声でもその容積および形状が経時的に変動することが示された。また仮声門直下の含気腔と、その下の狭窄部を越えた位置で発声時の圧を計測してみると、明らかに圧格差が生じていることが示され大森らの報告³⁾と一致した。これらの所見を総合すると、TE シャント発声では気管と仮声門の間に弾性を持った単一あるいは二連の管腔が存在すると考えることが妥当である。このような系における気流動態を考える際、内圧上昇に伴う仮声門下腔の拡張や狭窄部の抵抗で呼気圧のdampingが起こりうること、さらに複雑な形態をもつ腔内に発生しうる乱流の影響を無視することはできない。本研究について考えると、たとえ仮声門の物理的性質が不変であるとしても、内圧上昇による仮声門下腔の拡張や腔内の乱流を想定すれば発声時平均呼気流量率は必ずしも仮声門下圧に依存した変化を示さないという結果は理解できる。

本研究の結果は仮声門部のインピーダンスの変化、仮声門下圧と仮声門下腔の形状の関係、仮声門下腔に発生する乱流の状態等を定量するには不十分である。今後は特に仮声門の発声効率や筋活動の変化などを加えた基礎的な検討を蓄積することが必要である。

2. 仮声門下圧と基本周波数の関係

TE シャント発声において Kinishi ら¹⁰⁾は、10名のTE シャント発声者について気管内圧と声の基本周波数の関係を検討し両者の間には必ずしも明らかな相関は見いだせないとしている。一方正常喉頭発声においては喉頭調節が不変であれば声の基本周波数と声門下圧の間には直線的な相関関係が認められるとされており、声門下圧のみが基本周波数に与える変化の率は約3-5Hz/cmH₂Oといわれている^{19, 20)}。もちろん声門下圧の調節は常に喉頭調節と連動しているため、正常喉頭の発声において喉頭調節の影響と独立に声門下圧の基本周波数への影響を測定することは必ずしも容易ではない。

本研究ではTE シャント発声の仮声門下圧と基本周波数

を検討したが、Kinishi ら¹⁰⁾の報告と異なり、被験者全例において声の基本周波数と仮声門下圧との間に直線的な正の相関が認められた。Kinishi らと本研究の方法の相違点は圧の計測位置である。Kinishi らの研究では気管内圧を計測しているため、前述した仮声門下腔における圧のdampingの影響が大きく、仮声門の駆動圧を正確に反映しなかったのではないかと考えられる。本研究で示された仮声門下圧と基本周波数の関係において計測された変化の率は、正常声帯で声門下圧のみが基本周波数に及ぼす影響として報告されている値とほぼ一致するといえる。しかし前述のごとくTE シャント発声者の仮声門にも正常喉頭調節に相当するような筋活動による物理的性質の調節が存在する可能性が示唆されていることを考えると、本研究結果でみられた基本周波数の変化は、仮声門下圧の変化のみによるものと即断することはできない。仮声門部の筋活動や発声の効率を含めた測定を行って再検討する必要がある。

ま と め

TE シャント発声熟練者について、発声中の仮声門下腔の形態と母音定常発声の空気力学的検討を行い、以下の結果をえた。

1. 発声中の仮声門下腔の形態、大きさは同一被験者内でも変動した。

2. 仮声門下圧と発声時平均呼気流量率との関係は被験者間で異なり、正の相関を示すもの、負の相関を示すもの、一定の関係が見いだせないものがあつた。

3. 発声中仮声門下の狭窄部の上下で圧格差のあることが示された。

4. 仮声門直下の圧と声の基本周波数の間には全例で直線的な正の相関が示された。

TE シャント発声系の空気力学的研究には正常喉頭と同様仮声門部の物理的性質の調節が存在する可能性を考慮すると同時に、気管と仮声門の間に存在する管腔（仮声門下腔）の形態の複雑さとその可変性に留意する必要がある。また、仮声門の振動条件を問題にする場合、気管内圧は必ずしも仮声門の駆動圧を反映しない可能性があることは注意を要すると考えられた。

謝 辞

稿を終えるに臨み、X線検査についてご指導ご援助を賜った北海道大学医学部放射線科学教室 藤田信行助教授に深謝します。

文 献

- 1) McIvor PF et al : Radiological assesment of postlaryngectomy speech. Clin Radiol 41 : 312~316, 1990.
- 2) Singer MI and Blom ED : Selective myotomy for voice restoration after total laryngectomy. Arch Otolaryng 107 : 670~673, 1981.

- 3) 大森孝一：気管食道シャントによる発声機構．耳鼻臨床 85：447～461, 1992.
- 4) 西澤典子ほか：食道発声とTE シャント発声 — 同一被験者による比較 — 日耳鼻 96：1058～1064, 1993.
- 5) 天津睦郎：喉頭摘出後の音声再建外科．第93回日本耳鼻咽喉科学会総会宿題報告 1992.
- 6) Singer MI et al：Further experience with voice restoration after total laryngectomy. *Ann Otol* 90：498～502, 1981.
- 7) Van den Berg J：Myoelastic-aerodynamic theory of voice production. *J Speech Hear res* 1：227～244, 1958.
- 8) 平野 実：音声外科の基礎と臨床．耳鼻 21：239～440, 1975.
- 9) 大森孝一ほか：気管食道シャントの振動機構．耳鼻臨床 83：1087～1092, 1990.
- 10) Kinishi M et al：Aerodynamic studies of laryngectomees after the Amatsu tracheoesophageal shunt operation. *Ann Otol* 95：181～184, 1986.
- 11) Jebria AB et al：Physical and aerodynamic features of the Bordeaux voice prosthesis. *Artificial Organ* 11：383～387, 1987.
- 12) 福武知重ほか：無喉頭者に対する音声リハビリテーション．日耳鼻 89：152～161, 1986.
- 13) 田中克彦ほか：多量線量照射例に対するTE シャント造設術の経験．日気食 38：361～365, 1987.
- 14) 西澤典子ほか：TE シャント発声の調節機能．音声言語 33：248～255, 1992.
- 15) Van den Berg J et al：On the air resistance and the Bernoulli effect of the human larynx. *J Acoust Soc Am* 29：626～631, 1957.
- 16) Shipp T：EMG of pharyngoesophageal musculature during alaryngeal voice production. *J Speech Hear Res* 13：184～192, 1970.
- 17) 西澤典子ほか：食道発声，TE 発声における仮声門の能動的調節．日耳鼻 97：1094, 1994.
- 18) 佐藤武男：食道発声法 — 喉摘者のリハビリテーション —．金原出版，76～79, 1993.
- 19) Bear T：Reflex activity of laryngeal muscles by sudden induced subglottal pressure changes. *J Acoust Soc Am* 65：1271～1275, 1972.
- 20) 北嶋和智：音声基本周波数に及ぼす声門上下圧差の影響．喉頭 3：10～15, 1991.

別刷請求先 〒060 札幌市北区北15条西7丁目
北海道大学医学部耳鼻咽喉科学教室

西澤典子