発声時の声門下圧と声門直上呼気流速変動の同時計測による ヒトの声帯振動解析*

有井士郎^{*1}, 片岡英幸^{*2}, 長谷川賢作^{*2}
落合義孝^{*1}, 北野博也^{*2}, 水本 洋^{*1}

A Study of Human Vocal Fold Vibration by Means of Simultaneous Measurement of Subglottal Pressure and Glottal Velocity During Phonation

Shiro ARII^{*3}, Hideyuki KATAOKA, Kensaku HASEGAWA,
Yoshitaka OCHIAI, Hiroya KITANO and Hiroshi MIZUMOTO

^{*3} Graduate School of Engineering, Tottori University,
4-101 Minami Koyama-cho, Tottori-shi, Tottori, 680-8552 Japan

Human voices originate from the vibration of vocal folds in the larynx. In most previous studies on voice generation, a planar sound source was assumed for a laryngeal sound source and the effects of airflow in a larynx were neglected. However, without this airflow, vocal folds cannot oscillate. The airflow in a larynx is a key factor in the vocal fold vibration. Therefore, detailed study of this airflow is necessary to elucidate mechanisms of human phonation. In the present study, airflow just above the glottis was experimentally analyzed to clarify the phonation mechanism and seek better modeling of vocal folds. This experiment focused on direct measurement of the airflow velocity by means of a tiny hot-wire probe, direct measurement of subglottal pressure by means of a catheter pressure transducer, and simultaneous observation of vocal fold movement by means of a high-speed digital camera. During the closing phase of the glottis, the vocal folds constrict the airflow and the airflow velocity is at its highest. The subglottal pressure also becomes higher during the closing phase, however, the closing of the upper lips of the vocal folds is later than the moment the subglottal pressure is at its highest. The movement of the upper lips does not synchronize with that of the lower lips. These are important because they provide crucial information to create better simulation models of the phonation mechanism.

Key Words: Vocal Fold Vibration, Voice Source, Airflow Velocity, Subglottal Pressure, High-Speed Imaging, Sound and Acoustic, Modeling, Biomechanics

1. 緒 言

ヒトは喉頭にある声帯を振動させることで発声している。発声された母音の音響的特性は従来より音源・フィルタ理論で説明されている。この理論では、声帯の振動で開いた声門を流れる肺からの呼気の体積流量波形を声帯音圧の波形と見なし、平面音源としてモデル化している⁽¹⁾⁽²⁾。したがって、この理論では呼気の流れは全く考慮されていない。また、これまでの呼気流速に関する研究は生理学的見地から行われており^{(3)~(6)}、喉頭音源の生成に着目したものではない。しかしながら、呼気流は声帯振動を発生させる重要な要因の一つであり、声帯振動も、また、呼気流に影響を及ぼしていると考えられる。音源となる声帯での音圧変

動の発生機構を明らかにするためには呼気の流れを考慮に入れた解析が必要である。

呼気流を考慮に入れてヒトの発声機構を解析するため、著者らは、自然な発声状態で声門直上での呼気流速変動を計測するとともに、同時に高速度カメラを用いて声門の開閉状態を記録し、声門開口面積と呼気流速との関係を求めた。この研究により、声門直上の流速は声門開閉周期で変動するが、声門が閉じた領域で流速は早く、開いた領域で遅くなり、従来の声門開閉と同位相で流速が変化すると仮定した音声生成モデルとは全く異なり、逆位相であることを明らかにした^{(7)~(11)}。

これまでの研究で得られた高速度撮影の画像は、撮影用光源の光が届く声帯表面の振動を捉えたものである。しかしながら、声帯は平面ではなく、ある程度長さを持った粘膜組織で、下方（肺側）から上方へ波動

* 原稿受付 2009年5月14日。

^{*1} 正員、鳥取大学大学院工学研究科(☎680-8552 鳥取市湖山町南4-101)。

^{*2} 鳥取大学医学部(☎683-8503 米子市西町南86)。

E-mail: arii@ike.tottori-u.ac.jp

が伝わるように振動をしていると考えられている⁽¹⁾⁽²⁾。したがって、長さを持った声帯の振動をより精密に解析するためには、表面からの観察のみでは限界がある。

そこで、本研究では、声帯表面の高速度カメラ画像からでは得られない声帯粘膜組織の振動状態を解析するため、声門下圧の計測を行った。声門下圧は、声帯と肺の間の気管内の圧力である。ヒトの自然な発声状態で、声門下圧変動、声帯直上呼気流速変動、さらに、高速度カメラによる声帯開閉運動を同時に記録し、声帯振動を詳細に検討してその特徴を明らかにする。

2. 発声時の声門下圧測定

2.1 声門下圧測定装置 声門下圧の測定に用いた実験装置の構成を図1に示す。圧力変換器には圧力変換器付カテーテル (Millar) を使用した。カテーテルの直径は 1.2mm、圧力変換器は 20kHz の周波数応答性を持っている。圧力変換器付カテーテルをシリコン T チューブ内に固定し、シリコン T チューブを声門下の気管内に挿入する。シリコン T チューブはカテーテル取り出し口からの空気漏れが無いように接着剤で密閉する。圧力変換器を装着したシリコン T チューブを図2に示す。

圧力変換器はコントロールユニット (Millar TCB-500) に接続し、コントロールユニットからの出力信号は、直流増幅器 (DC Amplifier, SAN-EI INSTRUMENT 6L3-1) で増幅してオシロスコープ (Synchroscope, IWATSU SS-7602) に表示するとともに、16bit AD 変換ボード (Interface CBI-320416) を介してパーソナルコンピュータ (IBM ThinkPad Pentium III 500MHz) に記録する。

2.2 実験方法 実験は治療のために人工呼吸器を装着されていた方に協力して頂いて実施する。シリ

Fig. 1 Measuring system of subglottal pressure

コン T チューブに固定した圧力変換器を、人工呼吸器取り付けのために開けられた穴を利用して気管内に挿入する。シリコン T チューブと気管の穴の隙間は、呼気が漏れないようにテープで完全に密閉する。

シリコン T チューブを挿入しても違和感なく、通常の自然な発声が可能である。圧力変換器取り付け後は常時データが計測可能であるので、呼気流速の測定と高速度カメラ画像の撮影に同期させて声門下圧変動のデータを記録する。圧力変換器の出力信号は直流増幅器で信号を 100 倍に増幅後、50kHz でサンプリングして AD 変換を行った。

3. 発声時の声帯直上呼気流速変動計測および高速度カメラによる声帯振動撮影

3.1 画像撮影装置 声帯直上呼気流速変動の計測および声帯振動の高速度撮影に用いた実験装置の構成を図3に示す。発声時の声帯振動の撮影には医療用の内視鏡を用いた。内視鏡には、体内に挿入し患部の観察と医療処置を行うため、患部を照射するための光源からの光を伝えるライトガイドと撮影のためのレンズが組み込まれている。さらに、生体組織採取などの処置のための鉗子を通す鉗子孔も設けられている。レンズで捉えた画像は内視鏡の接眼レンズを通して目視でき、さらに内視鏡に装着した CCD で取り込みモニタ画面に映し出すことができる。

本実験では、図 3(a) に示したように、内視鏡 (Endoscope, OLYMPUS ENF Type T3) を経鼻的に挿入し、声門直上から撮影する。内視鏡の接眼レンズに C マウントアダプタ (OLYMPUS MC-R44) を取り付け、高速度カメラ (Photoron FASTCAM-MAX 120K) に接続する。実験中の内視鏡の画像は、高速度カメラのモニタ画面に表示される。内視鏡の光源には 300W キセノンランプ (OLYMPUS EVIS Universal light source CLV-U40) を用いた。

通常の診療では、この光源 1 台でカラー撮影も行えるが、高速度カメラで 1 秒間に 2000 フレーム程度

Fig. 2 Subglottal pressure transducer

の撮影を行うためには光量が不足する。このため、図 3(b) に示したように、声帯を照射するための補助光用の内視鏡をもう一本使用した。この補助光用の内視鏡の光源も、撮影用の内視鏡の光源と同じものを使用した。さらに、鉗子孔に挿入可能なライトガイドを製作して同時に照射した。このライトガイドの光源にも 300W キセノンランプ (OLYMPUS EVIS Universal light source CLV-U20D) を用いた。補助光用の内視鏡の画像は、CCD を介してモニタ画面に表示される。撮影用内視鏡の光源 1 台に補助光用内視鏡の光源 2 台を加え、高速度カメラでの撮影時には 300W キセノンランプ 3 個の光量を得ることができた。

なお、使用した光源は医療用のものであるため、集中して照射しても照射部の温度が上がることはないが、補助光用の内視鏡の先端からは通常の 2 倍の光量で照射されるため、万一被験者などの目にはいると障害を起こす恐れもある。このため、ライトガイドの光源は内視鏡が体内にある場合のみ照射することにした。

3.2 流速計測装置 流速計測装置は、図 3(a) に示したように、Hot-Wire プローブと、CTA(Constant temperature anemometer, KANOMAX MODEL 1011) で構成されている。声門直上での流速変動を計測するためにはプローブを声門直上に留置する必要がある。このため、撮影用の内視鏡を経鼻的に挿入し、内視鏡の鉗子孔を用いてプローブを挿入する。

プローブは、内視鏡の鉗子孔内に挿入するため直径 1.8mm 以下の小型のものを製作した。また、熱線に 5 μ m のタングステン線を用いることで、10KHz までの流速変動の計測を可能にしている。製作したプローブを図 4 に示す。プローブは、外径 1.6mm、長さ 1m の丸線コイルの先端に取り付け、プローブの出力線は丸線コイル内を通した極細同軸ケーブルを介して BNC コネクタに接続されている。

計測されたデータは、オシロスコープ (Synchroscope, IWATSU SS-7602) に表示するとともに、16bit AD 変換ボード (Interface CBI-320416) を介してパーソナルコンピュータ (IBM ThinkPad Pentium III 500MHz) に保存される。また、同時に、高速度カメラの 11bit AD 変換装置 (Photron MCDL BOX) を介して高速度カメラの画像と同期して記録される。

3.3 実験方法 内視鏡は既に述べたように経鼻的に挿入する。経鼻的に挿入することで喉頭反射を避けることができ、また、自然な発声状態で実験が可能となる。被験者には挿入に伴う痛みと違和感をなくすため、4%キシロカインを浸したタンポンで鼻腔内を十分に麻酔する。

まず、一方の鼻から、画像の撮影と流速計測用の内視鏡を喉頭蓋の内側に挿入し、計測用内視鏡のモニタで位置を確認しながら声門直上に留置する。同時に、もう一方の鼻から、補助光用の内視鏡を挿入する。補助光用の内視鏡は、補助光用内視鏡のモニタで計測用内視鏡先端の位置を確認し、常に計測用の内視鏡の後

(a) Hot-wire anemometry and high-speed digital imaging

(b) Light sources for high-speed digital imaging

Fig. 3 Measuring system of glottal velocity and high-speed digital imaging

Fig. 4 Hot-wire probe

ろに位置するように挿入する。また、補助光用内視鏡の光が声門に集中するようにモニターで確認しながら補助光用内視鏡先端の角度を調節する。

次に、計測用内視鏡の鉗子孔にプローブを挿入し、モニターで確認しながら、内視鏡先端からプローブが3から5mm程度出ている状態の位置を確認し、一旦内視鏡内に戻して保持する。内視鏡先端の角度は手元でコントロールできるので、声門ができるだけ画像の中央になり、プローブ先端が声門直上になるようにモニターで確認しながら位置を調整する。この状態で被験者の発声にあわせて画像の撮影と流速の計測を同時に行う。プローブは、発声と同時に、内視鏡先端から押し出し、この時点から計測を開始する。計測中に、声門上で内視鏡先端を前後に動かし、声門各部での流速を計測する。また、プローブは、声門直上での流速を計測するため、先端が声門に接触しない範囲でできるだけ声門に近づける。計測中のプローブ位置はモニターで確認し、高速度カメラの画像から位置を特定する。

プローブは実験ごとに新しいものに取り替え、データの計測に使用するのは1回のみである。プローブ先端のタングステン線に粘液などが付着すると、計測できる流速変動の周波数の上限が極端に下がり、また出力値も信頼性の無いものになる。このため、計測後にタングステン線を目視確認するとともに、計測データの変動成分の周波数が低くなっているデータや、検定値から大きく離れる出力となったデータは記録しておく。

高速度カメラの撮影は、白黒、512×512ピクセルで、1秒間に500から2000フレームで撮影した。また、MCDL装置のAD変換のサンプリングは画像撮影周期の10倍、パーソナルコンピュータのAD変換のサンプリングは50kHzで行った。

4. 実験結果および考察

4.1 声帯前方での測定結果 実験に協力して頂いた被験者は53歳の男性で、治療のため人工呼吸器を装着されていた方である。完治され人工呼吸器用の穴を塞ぐ手術を行う直前に本実験を実施した。

図5に、自然な発声で母音[e]を発声した時の測定結果の一例を示す。図5(a)は、声帯前方での呼気流速と声門下圧変動の測定結果である。図の横軸は時間で、計測開始からの経過時間である。縦軸には流速と声門下圧を示す。声門下圧の0Paが大気圧である。高速度カメラで撮影した時点を図中に丸印で示した。図5(b)と(c)に、呼気流速と声門下圧変動の周波数分析結果を示す。周波数分析結果の最も低い周波数のピークは、

呼気流速と声門下圧ともに、155.6Hzである。この周波数は、声帯の開閉周波数、基本周波数、である。呼気流速と声門下圧は、共に、声帯の開閉周期で変動している。呼気流速には高周波成分の振動が現れているのに対して、声門下圧にはほとんど見られない。

声門下圧の変動は、肺から押し出される呼気が、声帯の開閉で流れを制限されたために発生したと考えられる。したがって、圧力が最も高い時点で最も呼気流量が少なく、圧力が最も低い時点で最も呼気流量が多いことになる。つまり、圧力の最も高い時点が声帯開口断面積が最も小さい時点、圧力の最も低い時点が声帯開口断面積が最も大きい時点と考えられる。

著者らのこれまでの解析結果では、流速の変動は、

(a) Glottal velocity and subglottal pressure

(b) Fourier spectrum of glottal velocity

(c) Fourier spectrum of subglottal pressure

Fig. 5 Typical temporal variation of glottal velocity and subglottal pressure

Fig. 6 The series of pictures taken with the high speed camera

声帯の開閉で発生しており、声帯が閉じることで流れが絞られ、流速が高くなると結論づけられていた。この実験結果では、声門下圧の高くなる近傍、すなわち、声帯が閉じる時点で、呼気流速が高くなっており、呼気流速変動が声帯の開閉で絞られて発生していることがより明確になった。また、声帯が開いている時に呼気が流れ、閉じているときは呼気が流れないとされていた従来の発声モデルは、実際の現象を正確に表現していないことがわかる。

図6に、図5の測定結果と同時に毎秒1,000フレームで撮影した高速度カメラの画像を示す。各画像の上の数字は撮影した時間を示し、図5(a)の丸印と対応している。図6最上段中央の時間2.702秒での画像に示したように、画像で黒く細長い部分として写っているのが開いた声帯である。また、画像の右上隅から左下に斜めに写っているものが流速測定用のプローブである。画像の上側が声帯の後方（背中側）、下側が

声帯の前方（腹側）で、プローブの先端は、ほぼ声帯前方の上方に位置している。図6の画像から、2.703, 2.710, 2.716秒の時に最も声帯が開いていることがわかる。図5(a)から、声門下圧が最も低くなっている時点がこの最も声帯が開いている時点とほぼ一致していることがわかる。したがって、この時、声帯を通過する呼気の抵抗が最も少ない状態であると判断できる。

一方、最も声帯が閉じているのは、2.707, 2.713, 2.719秒の時である。この時点の声門下圧は、最も高い値をとる時点を超えており、呼気流速も最大値より低くなっている。画像からは最も閉じていると思われるが、実際は声帯を通過する呼気の抵抗が最も大きい状態ではないと考えられる。

図5, 6から得られた結果をまとめると以下のようになる。(1) 声帯は基本周波数で規則的な周期運動をしている。(2) 声帯の開閉運動で呼気が絞られ、声門下圧も声帯開閉運動に同期して変動している。(3) 声

門下圧が最も高い時点で声帯が最も絞られ、この近傍で流速も最大となっている。(4) 声門下圧が最も低い時点で声帯が最も開いている。この時点は声門上面の画像を捉えている高速度カメラの画像から得られる声門が最も開いている時点にほぼ一致する。つまり、この時、声門は上部も下部も開いていると考えられる。(5) 高速度カメラの画像から得られた声門上面が閉じる時点は、声門下圧が最大となる時点から 1ms から 2ms 遅れている。

したがって、声帯は、まず声門下部の粘膜組織が閉じ、その後声門上部の粘膜組織が閉じ、最後に声門上部の粘膜組織が開き、この時点では下部の粘膜組織も開いた状態にある周期運動を繰り返していると考えられる。

4.2 声帯中央での測定結果 図 7 に、自然な発声で母音 [e] を発声した時の、声帯中央での呼気流速と声門下圧変動の測定結果の一例を示す。横軸は時間で、計測開始からの経過時間である。縦軸には流速と声門下圧を示す。声門下圧の 0Pa が大気圧である。高速度カメラで撮影した時点を図中に丸印で示した。図 5 と同様に、周波数分析結果より、声帯の開閉周波数である 155.6Hz で、呼気流速と声門下圧が変動していることがわかる。

図 8 に、図 7 の測定結果と同時に毎秒 1,000 フレームで撮影した高速度カメラの画像を示す。各画像上の数字は撮影した時間を示し、図 7 の丸印と対応している。流速測定用プローブ先端の位置は声帯中央の上方にある。

図 8 の画像から、5.506, 5.512 秒の時に最も声帯が開いていることがわかる。この最も声帯が開いている時点で、図 7 から明らかなように、声門下圧が最も低くなっている。一方、最も声帯が閉じているのは、5.503, 5.509, 5.515 秒の時である。この時点の声門下圧は、声帯前方の計測結果と同様、最も高い値とな

る時点を 1ms から 2ms 経過した時点で、呼気流速も最大値より低くなっている。画像からは最も閉じていると思われるが、実際は声帯を通過する呼気の抵抗が最も大きい状態ではないと考えられる。したがって、声帯前方と同様に声帯中央の測定結果からも、表面は開いているように見える声門下圧の最も高い時点で、粘膜組織の下方が閉じており、その後上方の粘膜組織が閉じると考えられる。声帯前方の計測結果、図 5(a) と、中央の計測結果、図 7 とを比較すると、声門下圧の絶対値と変動量はほぼ等しいが、流速の値にかなりの違いが認められる。声帯前方と中央の流速波形の相違点は以下のとおりである。(1) 声帯前方の呼気流速は声門下圧が最大となる時点より少し早い時点で最大となる。(2) 声門中央の呼気流速は声門下圧が最大となる時点と同じか少し遅い時点で最大となる。(3) 声帯前方の呼気流速の最大値は、声門中央の呼気流速の最大値より大きい。したがって、声帯は、前方から後方まで同時に開閉するのではなく、声帯前方が中央より早く閉じると考えられる。また、前方が中央に比べて強く閉じているため、流速の最大値が大きいと考えられる。

5. 結 言

本研究で得られた結果を以下にまとめる。

- (1) 呼気流速変動は声帯の開閉で呼気流が絞られることで発生し、声門下圧の高くなる声帯が閉じる状態で呼気流速が高くなる。
- (2) 声帯が最も開いている時点で声門下圧が最も低くなる。
- (3) 声帯は、まず声門下部の粘膜組織が閉じ、その後声門上部の粘膜組織が閉じ、最後に声門上部の粘膜組織が開き、この時点では下部の粘膜組織も開いた状態にある周期運動を繰り返している。
- (4) 声帯は、声帯前方が中央より早く閉じる。また、前方が中央より強く閉じる。

謝 辞

本研究が日本学術振興会科学研究費補助金 (19591968) の助成により行われたことをここに記し、謝意を表します。

文 献

- (1) Titze, I. R., *Principles of voice production*, (1994), PRENTICE HALL.
- (2) The Japan Society of Logopedics and Phoniatrics ed., *Examination of Voice* (in Japanese), (1994), Ishiyaku Publishers, Inc..

Fig. 7 Typical temporal variation of glottal velocity and subglottal pressure

Fig. 8 The series of pictures taken with the high speed camera

- (3) Kitajima, K., et al., Use of a hot-wire flow meter in the study of laryngeal function, *Studia Phonologica*, Vol.12 (1978), pp.25-30.
- (4) Teager, H. M., Some observations on oral air flow during phonation, *IEEE Trans. Acoustics, Speech, and Signal Processing*, Vol. ASSP-28, No. 5 (1980), pp.599-601.
- (5) Kitajima, K., Airflow study of pathologic larynges using a hot wire flowmeter, *Annals of Otolaryngology, Rhinology and Laryngology*, Vol.94 (1985), pp.195-197.
- (6) Woo, P., Phonatory volume velocity recording by use of hot film anemometry and signal analysis, *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, Vol.95, No. 3 (1986), pp.312-318.
- (7) Arii, S., Kataoka, H., Ochiai, Y., Hasegawa, K., Suzuki, T., Kitano, H., Mizumoto, H., Analysis of Human Vocal Fold Vibrations by Means of Measurement of Flow Velocity Variations Just Above the Glottis and Simultaneous Observation of Vocal Fold Movement Using High-Speed Digital Camera, *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series C*, Vol.73, No.732 (2007), pp.97-104.
- (8) Kataoka, H., Arii, S., Ochiai, Y., Suzuki, T., Hasegawa, K., Kitano, H., Mizumoto, H., Analysis of Human Glottal Velocity Using Hot-Wire Anemometry and High-Speed Imaging, *Annals of Otolaryngology, Rhinology and Laryngology*, Vol. 116, No.5 (2007), pp.349-357.
- (9) Kataoka, H., Arii, S., Ochiai, Y., Suzuki, T., Hasegawa, K., Kitano, H., Mizumoto, H., A Study of Simultaneous Measurement of Vocal Fold Vibrations and Glottal Velocity *Proceedings of the 128th Annual Meeting of the American Laryngological Association*, CD-ROM (2007).
- (10) Arii, S., Kataoka, H., Ochiai, Y., Hasegawa, K., Kitano, H., Suzuki, T., A Study of Simultaneous Measurement of Vocal Fold Vibrations and Flow Velocity Variations Just Above The Glottis, *Proceedings of The 16th International Symposium on Transport Phenomena*, CD-ROM (2005).
- (11) Arii, S., Kataoka, H., Ochiai, Y., Hasegawa, K., Kitano, H., Mizumoto, H., A Study of Simultaneous Measurement of Vocal Fold Vibrations and Flow Velocity Distributions Just Above the Glottis, *Proceedings of Dynamics & Design Conference 2007*, CD-ROM (2007), 148.