

平成22年 6月 8日現在

研究種目：基盤研究 (C)

研究期間：2007～2009

課題番号：19591968

研究課題名 (和文) 声門部流速変動の解析に基づいた音声発現機構の解明

研究課題名 (英文) Elucidation of the mechanism for voice production in accordance with the analysis of glottal flow and vocal fold vibration.

研究代表者

片岡 英幸 (KATAOKA HIDEYUKI)

鳥取大学・医学部附属病院・講師

研究者番号：00224436

研究成果の概要 (和文)：

超小型熱線プローブ、マイクロチップ圧トランスデューサー、高速度ビデオカメラシステムを使用して声門部流速、声門部圧力変動、声帯振動の開閉状態との関係を解析した。声門が閉鎖する直前に流速が最大となり、声門下圧も最大となった。声門で呼気が加速されることで、高周波成分を含んだ呼気流が発生している。声帯直上の呼気流速の最大値は、声帯前方で最も大きく、後方ほど小さくなる。呼気流速に含まれる高周波成分は、声帯前方で大きくなった。

研究成果の概要 (英文)：

In the present study, experimental analysis of this vibration was made to clarify phonation mechanism and seek better modeling of vocal folds, focusing on direct measurement of subglottal pressure and glottal velocity and simultaneous observation of vocal fold movement by means of a high-speed digital camera. The experimental results prove that subglottal pressure increases in closing phase of vocal folds and decreases in opening phase and high speed airflow just above glottis results in closing of vocal folds.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2007年度	1,900,000	570,000	2,470,000
2008年度	900,000	270,000	1,170,000
2009年度	600,000	180,000	780,000
年度			
年度			
総計	3,400,000	1,020,000	4,420,000

研究分野：医歯薬学

科研費の分科・細目：外科系臨床医学・耳鼻咽喉科学

キーワード：高速度カメラ、熱線流量計、声門部流速変動、声門下圧

1. 研究開始当初の背景

我々は、高周波数特性に優れた超小型熱線

流速計を開発し、声帯振動の流速を測定することに成功した。これまで音声研究に用いら

れてきた流量計は約 20mm の熱線で構成され、マウスピースを介して口から放出される呼気流量を測定するものであった。我々は熱線の長さを 1.6mm にまで小型化し鼻腔より挿入、声帯直上にセンサーを留置することを可能とした。さらに実際の声帯振動を高速カメラで観察し、声門部の流速変動と比較することにより、声帯振動メカニズムの解明に大きく貢献するものと考えた。一般的にファイバースコープ下での高速カメラ撮影は実用化されていない。高速で撮影をする場合には、露光時間も非常に短くなり、充分な照明が必要になるためである。そこで我々は声帯振動を高速カメラで観測するため光源の開発を行った。十分な光量を得る方法として 2 本のファイバースコープを使用した。1.5mm 径のライトケーブルを開発しファイバースコープのチャンネルから挿入した。合計 3 台の 300W キセノンランプを光源として使用することが可能となり十分な光量が得られた。喉頭ファイバーに接続した状態で、解像度 512 x 512 ピクセル、毎秒 2000 コマで撮影可能となり、画質的にも満足できる高速撮影に成功した。超小型熱線プローブを声帯直上に留置することによって呼気流速変動を測定し、その信号を高速カメラシステムのプロセッサメモリに同期させることによって、詳細な声帯振動の観察と比較検討した。

2. 研究の目的

従来の直達鏡を用いた高速カメラ撮影は舌を引っ張った状態で発声を行っているため自然な発声が困難であった。また、声門部の流速変動、圧力変動といったパラメータと同期して比較検討することもできなかった。ファイバースコープ下での発声の最大の特徴は、自然な発声に近い状態で計測できることである。流速センサーの小型化によりファイバースコープのチャンネル内に挿入し声門直上の流速測定が可能となった。マイクロチップ圧トランスデューサーをファイバースコープへ挿入すれば、声門部の圧力変動と声帯振動の関係、声門部流速と声門部の圧力変動の関係について観測することが可能となる。従来、声門上下圧差が声帯振動のエネルギーとなると考えられてきたが、流速変動は声帯振動において無視できない因子であると予想している。これらの結果を解析することによって、声帯振動と呼気流を考慮した発声機構を明らかにすることができると考えている。

3. 研究の方法

(1) 画像撮影装置

声帯直上流速変動の計測および高速撮

影に用いた実験装置の構成を図 1 に示す。図 1 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、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。

光量が不足を補うため、図 2 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である。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。補助光用の内視鏡を用いることで、高速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。

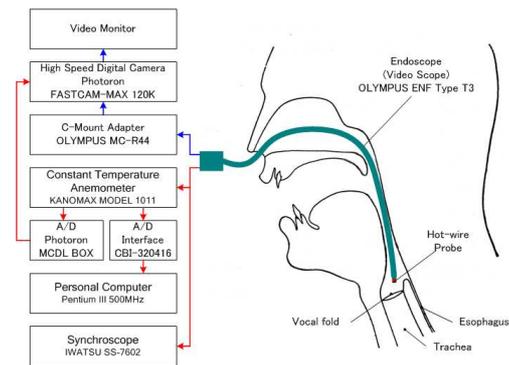


図 1

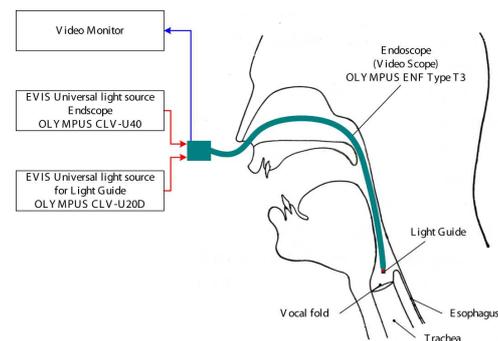


図 2

(2) 流速計測装置

流速計測装置は、図 1 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。プローブ先端は丸線コイル内を通した極細同軸ケーブルで接続し、BNC コネクタに接続されている。

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、モニター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、常に計測用の内視鏡の後ろに位置するように挿入し、かつ、光が声門に集中するようにモニターで確認しながら角度を調節する。

次に、計測用内視鏡の鉗子孔にプローブを挿入する。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可能な範囲で声門に近づける。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。

高速度カメラの撮影は、白黒、512 x 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。

(3) 声門下圧測定 (実験方法1)

実験1において声門下圧と流速並びに声帯振動の関係について調べた。実験装置の構成を図3に示す。使用した圧力変換器は、20kHz程度の応答性を持つ直径1.2mmの圧力センサー付カテーテル (Millar) である。カテーテルをシリコンTチューブに装着し、声門下の軌道内に挿入する。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、充填剤で密閉する。圧力変換器からの信号はコントロールユニット (Millar TCB-500) に入力し、コントロールユニットからの出力は、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) に呼吸流速変動の計測結果と同期して記録される。シリコンTチューブに装着した圧力変換器は、気管切開孔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、呼吸が漏れないようにテープで密閉する。圧

力変換器を装着したシリコンTチューブを図4に示す。シリコンTチューブを挿入してもほとんど違和感なく、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、呼吸流速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。

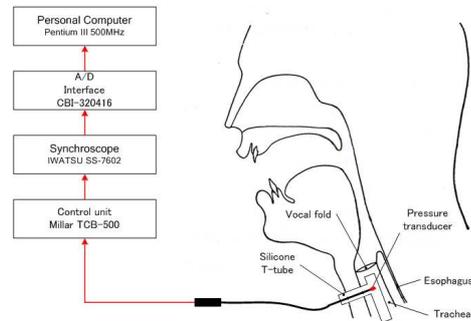


図 3



図 4

(4) 流速測定用プローブ位置の計測 (実験方法2)

実験2において声門直上での測定位置と流速の関係について検討した。熱線流速計の先端の位置を推測するため方眼紙を用い、撮影時の内視鏡、流速測定プローブ、声帯の位置関係を調べ、次に内視鏡先端から出ているプローブ先端の長さを変化させ、画像に写ったプローブの長さをピクセル数で計測した。(図5) 画像に写ったプローブの長さを計測することで、内視鏡先端から出ているプローブ先端の長さを算出した。(図6)

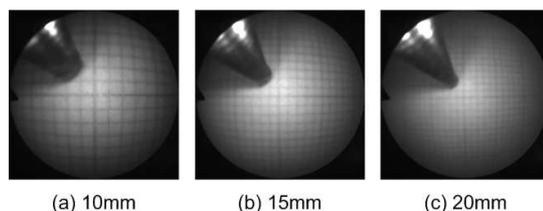


図 5

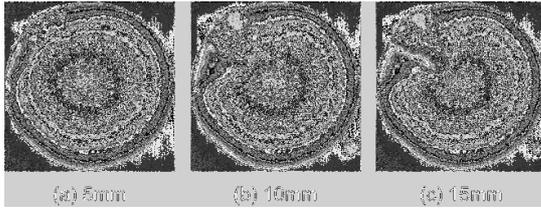


図 6

4. 研究成果

(1) 実験 1 : 声帯中央での測定結果

図 7 は声門直上に流速センサーを留置したところの高速カメラ像である。図 8 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力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。流速変動の周波数分析結果より、声帯の開閉周波数は 155.6Hz で、声門下圧の圧力変動周波数と一致している。流速測定用のセンサー先端の位置は声帯中央の上方にある。1.37 秒の時に最も声帯が閉じていることがわかる。一方、この最も声帯が開いている時で、声門下圧が最も低くなっている。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、下方から上方へ波動が伝わるように振動をしていると考えられる。

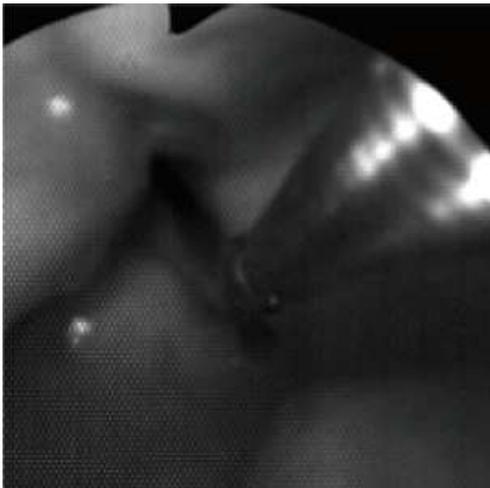


図 7

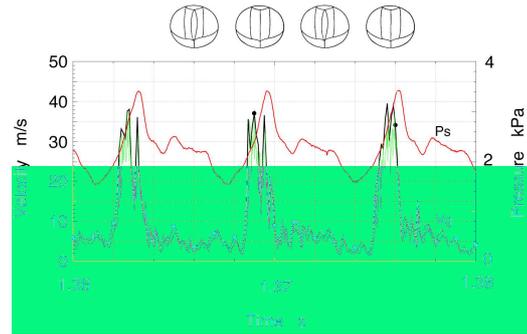


図 8

(2) 実験 2 : 声帯上方呼気流速分布

計測開始後 4.7、5.5、6.4 秒後の計測位置を図 9 に示す。4.7、5.5、6.4 秒後のプローブ高さは 8.7 mm で、声帯前方からのプローブ位置は、それぞれ、0.2、0.09、0.41 である (図 10、図 11、図 12)。流速は声帯の開閉周期で変動しており、声帯開閉の基本周波数は 171Hz である。声帯前方ほど均流速が高くなっていることがわかる。声帯は前方から後方まで同時に開閉するのではなく、前方から閉じ始め、前方ほど強く閉じられると考えられる。このため、前方ほど呼気流を強く絞ることになり、最大流速が前方ほど高くなる。また、呼気流と声帯粘膜との連成した振動が強く絞られる声帯前方で発生し、流速変動に高周波の成分が含まれると考えられる。

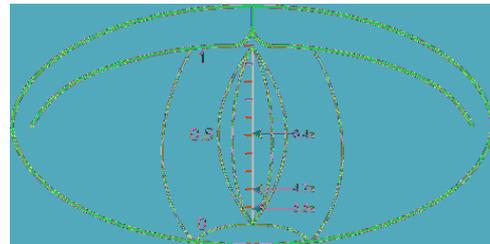


図 9

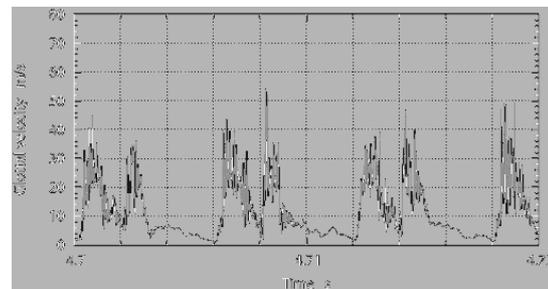


図 10

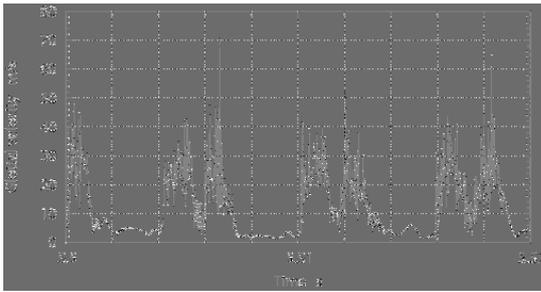


図 11

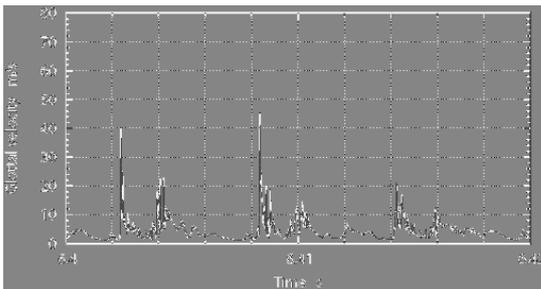


図 12

(3) 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時点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声門下圧の最も高い時点で、声帯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。
- ④声帯直上の平均呼気流速は、声帯前方で早く、後方ほど遅くなる。また、声帯からの距離に対して大きく変化し、距離が大きくなるほど低下する。
- ⑤声帯直上の呼気流速の最大値は、声帯前方で最も大きく、後方ほど小さくなる。
- ⑥呼気流速に含まれる高周波成分は、声帯前方で大きくなる。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計 5件)

①Kataoka H, Arii S, Ochiai Y, Suzuki T, Hasegawa K, Kitano H.

Analysis of human glottal velocity using hot-wire anemometry and high-speed imaging.

Ann Otol Rhinol Laryngol Ann Otol Rhinol

Laryngol. 2007 May;116(5):342-8. 査読あり

②Owaki S, Kataoka H, Shimizu T
Relationship Between Transglottal Pressure and Fundamental Frequency of Phonation—Study Using a Rubber Model. J Voice. 2010 Mar;24(2):127-32. 査読あり

③ARII S, KATAOKA H, OCHIAI Y, HASEGAWA K, SUZUKI T, KITANO H, MIZUMOTO H.
Analysis of Human Vocal Fold Vibration by Means of Glottal Velocity Measurement and High-Speed Imaging. Journal of Environment and Engineering, Vol. 4 (2009), No. 2, pp.346-355. 査読あり

④有井士郎, 片岡英幸, 長谷川賢作, 落合義孝, 北野博也, 水本洋: 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。日本機械学会論文集, C編, 75巻 759号, (平成21年11月), pp.113-119. 査読あり

⑤有井士郎, 片岡英幸, 落合義孝, 長谷川賢作, 北野博也, 水本洋: 発声時の声門直上呼気流速分布, 日本機械学会 Dynamics & Design Conference 2009 講演論文集, CD-ROM (2009) 査読なし

[学会発表] (計 3件)

①Hideyuki Kataoka, Shiro Arii, Yoshitaka Ochiai, Kensaku Hasegawa, Hiroya Kitano
Simultaneous Recording of Glottal Velocity, Subglottal Pressure and High Speed Imaging in Humans
The Triological Society
(Phoenix, Arizona, USA)
平成21年5月30日

②片岡英幸, 長谷川賢作, 山崎愛語, 北野博也
発声時における声門直上での空気力学的解析
日本喉頭科学会、佐賀、平成21年3月27日

③Hideyuki Kataoka, Shiro Arii, Yoshitaka Ochiai, Kensaku Hasegawa, Hiroya Kitano
A Study of Simultaneous Measurement of Vocal Fold Vibrations and Glottal Velocity
AMERICAN LARYNGOLOGICAL ASSOCIATION
San Diego, California USA
平成19年4月26日

6. 研究組織

(1)研究代表者

片岡 英幸 (KATAOKA HIDEYUKI)
鳥取大学・医学部附属病院・講師

研究者番号：00224436

(2)研究分担者

①北野 博也 (KITANO HIROYA)
鳥取大学・医学部・教授
研究者番号：20153108

②長谷川 賢作 (HASEGAWA KENSAKU)
鳥取大学・医学部・講師
研究者番号：60252847

③有井 士郎 (ARII SHIRO)
鳥取大学・工学部・准教授
研究者番号：80222751

④落合 義孝 (OCHIAI YOSHITAKA)
鳥取大学・工学部・助教
研究者番号：60032273
(H19, 20)

⑤花本 美和子 (HANAMOTO MIWAKO)
鳥取大学・医学部附属病院・助教
研究者番号：40325022
(H19)