

科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成25年6月3日現在

機関番号：15101

研究種目：基盤研究（C）

研究期間：2010～2012

課題番号：22560224

研究課題名（和文） 声帯振動による呼気の噴流で発生する渦輪を加振源とする人の発声機構のモデル化

研究課題名（英文） Elucidation of human phonation mechanisms based on airflow in a larynx induced by vocal fold vibration

研究代表者

有井 士郎（ARII SHIRO）

鳥取大学・大学院工学研究科・准教授

研究者番号：80222751

研究成果の概要（和文）：ヒトの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。この理論では音源を平面音源として取り扱い、肺からの呼気流の特性は全く考慮されていない。本研究では、ヒトの声帯上での呼気流速測定により呼気流の特性を明らかにし、これに基づいた発声機構のモデル装置を作成した。これにより、従来考慮されていなかった声帯振動によって発生する呼気流の高周波成分を含む周期的な変動が、発声機構の基本的な要素であることを明確に示した。

研究成果の概要（英文）：Acoustics of human vowel sounds are usually described by using the source-filter theory. In this theory, a laryngeal sound is treated as a planar sound source, and characteristics of airflow from lungs is not considered at all. In the present study, the airflow in a larynx was experimentally analyzed to clarify phonation mechanisms and seek better modeling of a laryngeal sound source. Experimental results show clearly that periodic change and high frequency fluctuation in the airflow velocity provides crucial information to create better simulation models of the phonation mechanism.

交付決定額

（金額単位：円）

| | 直接経費 | 間接経費 | 合計 |
|--------|-----------|-----------|-----------|
| 2010年度 | 2,200,000 | 660,000 | 2,860,000 |
| 2011年度 | 1,000,000 | 300,000 | 1,300,000 |
| 2012年度 | 400,000 | 120,000 | 520,000 |
| 総計 | 3,600,000 | 1,080,000 | 4,680,000 |

研究分野：工学

科研費の分科・細目：機械工学，機械力学・制御

キーワード：機械力学・制御，振動学，生体工学

1. 研究開始当初の背景

(1) 従来の声帯振動モデル

ヒトの母音の音響的特性の説明に用いられる音源・フィルタ理論では、音源を従来から用いられている発声時の声帯振動のモデル化に基づき声帯開閉振動の周波数（基本周波数）を持った平面音源として取り扱っている。このモデルでは、声帯筋の緊張で閉じた声帯を肺からの高い圧力の呼気が押し広げることによって生じた声帯の隙間（声門）を呼気が

流れ、流れた瞬間にその反動で再び隙間が閉じられ呼気を遮断すると考えられている。発声中の声帯は開閉を一定の周期で繰り返し、声門を断続して流れる呼気の体積流波形を声帯音圧の波形（声門波）と見なして、平面音源にモデル化している。近年、声門を流れる呼気流を流体力学的見地から取り扱う研究がなされるようになってきたが、これらの研究も声帯振動のモデル化は上記の従来のモデルに基づいている。

(2) 発声時のヒト声帯振動と呼気流速
 本研究代表者は、ヒト発声時の声門直上での呼気流速変動と声門下圧力の測定を行い、これと同時に高速度デジタルビデオカメラを用いて声門の開閉状態を記録した。これより、声門開口面積、声門直上呼気流速、声門下圧力の関係を明らかにすることができ、以下の重要な知見を得た。①発声している状態では声帯が閉じて呼気が完全に遮断されることはない。②声門直上の呼気流速は声門が閉じた領域で早く、開いた領域で遅くなる。③声門直上の呼気流速変動は、基本周波数の振動成分以外に高周波の振動成分を持つ。これらの知見は、声門を通過する呼気流のモデルとしては、肺からの呼気流量を一定とするモデルに近いことを示しており、声帯は流量を絞り噴流を作り出す役割をするとともに、声門下圧および呼気流と連成した振動をしていることを示している。すなわち、従来の声門波生成モデルを根本から見直す必要があることを明確に示している。

2. 研究の目的

これまでに得られた知見により、ヒトの声帯から喉頭までの器官では、声帯の開閉に伴う噴流で基本周波数の周期で渦輪が形成され、さらに、高速の噴流に含まれる基本周波数より高い周波数でも渦輪が形成されていると考えられる。したがって、声帯（音源）自身が基本周波数とこれより高い周波数成分を持つ声門波を発生させる加振源になっていると考えられる。本研究の目的は、明らかとなった新たな知見に基づき、声帯直上の呼気流速の変動とこれにより引き起こされる渦輪に着目してヒトの声帯振動と発声機構を明らかにすることである。

3. 研究の方法

本研究は、ヒトの発声時の声帯振動によって発生する声帯直上から喉頭上部における呼気流速変動の測定実験と、実験装置による発声機構のモデル化実験に分けて実施した。

(1) 発声時の声帯直上から喉頭上部における呼気流速変動計測

①呼気流速変動計測装置

流速計測装置を図1に示す。Hot-WireプローブとCTA（Constant temperature anemometer）で構成されている。医療用内視鏡の鉗子孔に挿入可能な直径1.8mm以下の小型のプローブを作成し、プローブの熱線には5 μ mのタングステン線を用いて10KHzまでの流速変動の計測を可能にした。

②声帯振動撮影装置

発声時の声帯振動の撮影には呼気流速計測で使用した医療用の内視鏡を用いた。撮影装置の構成を図2に示す。内視鏡の接眼レンズにCマウントアダプタを取り付け、高速度

カメラに接続し撮影した。実験中の内視鏡の画像はモニタ画面に表示し、プローブ位置を確認できる。高速度カメラでの撮影時に必要な光源には300Wキセノンランプを3個使用し、声帯開閉状態を記録できる秒間2000フレームまでの撮影を可能にした。

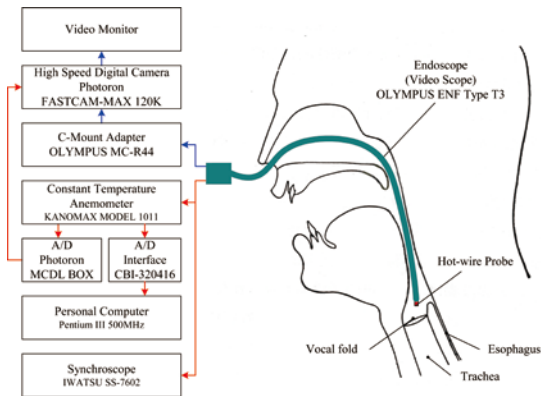


図1 流速計測装置

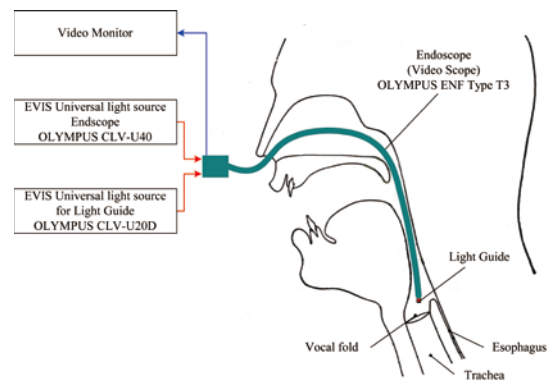


図2 声帯振動撮影装置

③呼気流速計測および高速度撮影方法

内視鏡は経鼻的に挿入する。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。

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。次に、計測用内視鏡の鉗子孔にプローブを挿入し、プローブ先端をモニタ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。計測中に、内視鏡先端を動かし、各部での流速を計測する。計測中のプローブ位置はモニタで確認し、高速度カメラの画像から位置を特定する。

(2) 発声機構のモデル化実験

ヒト発声時の呼気流速変動の実験結果より得られた、流量を絞り噴流を作り出す声帯の基本機能を再現し、この機能のみを最も単

純化して再現するため、ソレノイドバルブを用いた実験装置を作成した。実験装置を図3に示す。実験装置は、圧縮機、圧力タンク、ソレノイドバルブ、咽頭部を最も単純化した円筒で構成されている。

ソレノイドバルブの開閉周期が声帯の基本周波数に相当し、声帯が閉じて噴流を生成している期間がソレノイドバルブが開いている期間、声帯が開いている期間がソレノイドバルブが閉じている期間に相当する。ソレノイドバルブから咽頭部に相当する円筒までチューブで接続されているので、ソレノイドバルブが閉じても円筒部のチューブ出口では流速が零にはならない。したがって、ヒトでの声帯直上呼気流速計測結果より得られた下記の知見，①発声している状態では声帯が閉じて呼気が完全に遮断されることはない。②声門直上の呼気流速は声門が閉じた領域で早く、開いた領域で遅くなる、を最も単純化して再現できる装置である。

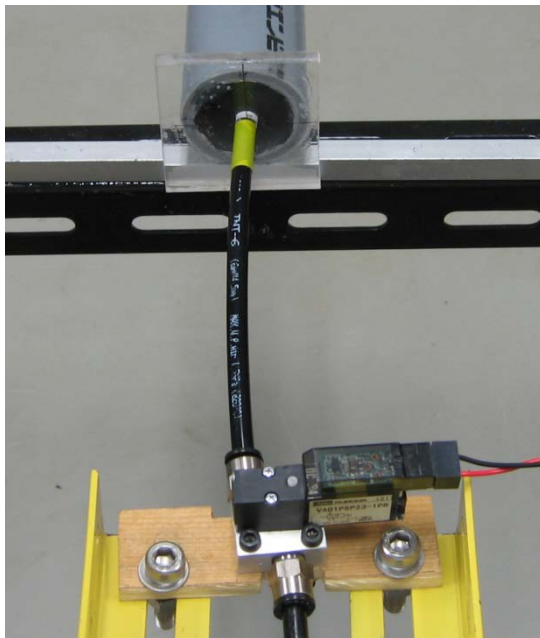


図3 発声モデル実験装置

4. 研究成果

(1) 発声時の声帯直上から喉頭上部における呼気流速変動計測

ヒト発声時の声門直上 20mm までの声門各部における呼気流速分布，および声門上の仮声帯内，喉頭蓋内，および喉頭蓋上の咽頭中部内での呼気流速を計測し，呼気流速と流速変動の周波数成分を求め，その特徴を明らかにした。

①ヒト声門直上呼気流速の分布

声門直上での流速分布を計測するため，図4に示したように，声帯開口部の前側先端を原点とし，声帯方向にy軸，これと垂直の方向にx軸，高さ方向にz軸をとった座標系を定める。各軸とも，声帯長さを1として無次

元表示する。

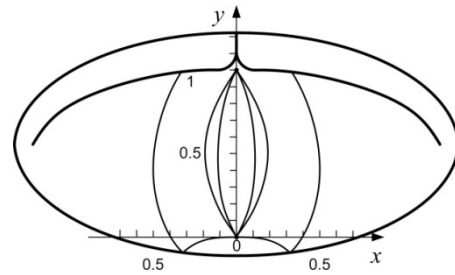
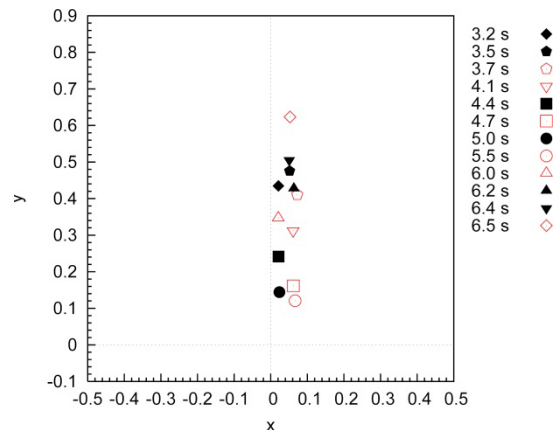
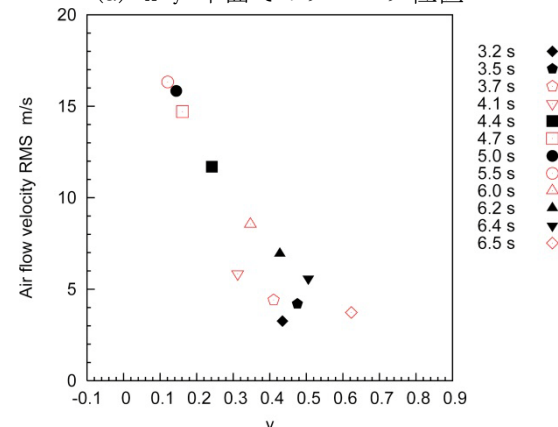


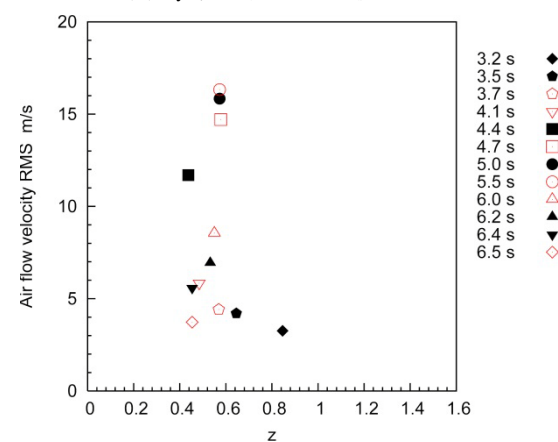
図4 流速計測位置座標系の定義



(a) x-y 平面でのプローブ位置



(b) y 軸方向の呼気流速



(c) z 軸方向の呼気流速

図5 声帯直上呼気流速分布

声門直上呼気流速分布計測結果の一例として、30歳代後半の男性で母音[e]を自然に発声したときの呼気流速分布を図5に示す。プローブ位置の変化にあわせ、12点で呼気流速を計測した。呼気流速は各時点での声帯開閉10周期間での呼気流速の二乗平均を求めた。各図の記号に示した時間は、計測開始からの時間である。

図5(a)に示したように、計測位置は声帯の縦方向中心で、声帯開口部の声帯前方から声帯中央の前後方向での流速の特徴を調べることができる。図5(b)より、声帯の前後方向では、前方で呼気流速が中央部に比べて顕著に高くなっている。図5(c)に示した、声帯からの高さ方向の影響とあわせて考えると、最も流速の低い、3.2秒の計測位置は、声帯前後方向で中央より前方であるが、高さ方向では最も声帯から高く、離れた位置である。2番目に流速の低い、6.5秒の計測位置は、高さ方向では低いところにあるが、前後方向では最も後ろ側である。流速の最も高い4.7秒から5.0秒の3箇所の計測位置は、高さ方向では特に声帯に近くはないが、前後方向の位置が声帯の最も前方に近いところである。したがって、声帯直上の呼気流速は、声帯前後方向で大きく変化し、前方の流速が最も高い。さらに、声帯中央から後方では、高さ方向の影響も見られ、声帯から離れていくにつれて流速も低くなっている。

②ヒト声門直上呼気流速高周波成分の分布

図5に示した呼気流速の高周波成分は、声帯開口部上方の声帯前方から中央部では大きな変化は見られないが、高さ方向の影響は顕著で、声帯に近いほど高周波成分が含まれる割合が大きくなっている。声帯前方では、呼気流速が非常に大きいので、高周波成分の実効値で見ると声帯前方が大きくなるが、呼気流速が小さいところでも、高周波成分が含まれている。声帯開口部の外側では、声帯開口部より高周波成分の含まれる割合は半分以下に低下している。また、声帯前後方向、高さ方向でも大きな変化は見られない。しかしながら、呼気流速には10%程度の割合

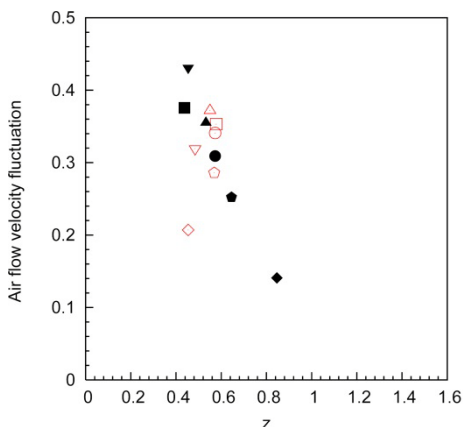


図6 z軸方向呼気流速高周波成分

で高周波成分が含まれている。図6にz軸方向の呼気流速高周波成分の分布を示す。

③ヒト咽頭内呼気流速の分布

咽頭内呼気流速分布計測結果の一例として、20歳代の女性で母音[i]を自然に発声したときの計測結果を図7に示す。呼気流速の計測位置は、仮声帯下部では声門前方上部(a)、と声門中央部上部(b)の2箇所、仮声帯上部(c)、喉頭蓋下部(d)、喉頭蓋上部(e)、喉頭蓋上の咽頭中部(f)の合計6所である。声帯直上と同様に、各時点での声帯開閉10周期間での呼気流速の二乗平均を求めた。図7の横軸は各計測位置、縦軸は流速値である。仮声帯下部では、4m/s前後の値であるが、仮声帯上部から喉頭蓋内では急速に流速値は小さくなり、仮声帯下部の半分以下の値である。

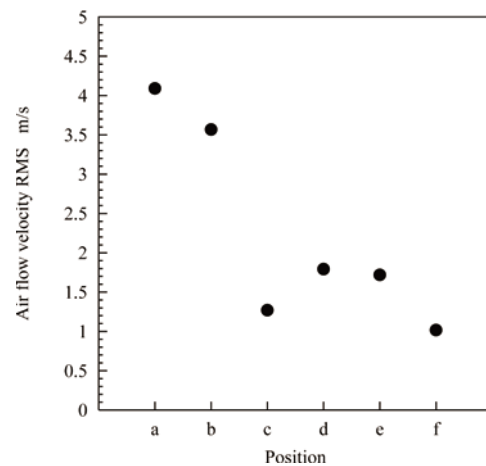


図7 咽頭内呼気流速分布

④ヒト咽頭内呼気流速高周波成分の分布

図8に、図7に示した呼気流速に含まれる1kHz以上の高周波成分を示す。高周波成分は、呼気流速と同様に、各時点での声帯開閉10周期間での二乗平均を求めた。図8の横軸は各計測位置、縦軸は高周波成分の大きさを、各計測位置で高周波成分の二乗平均値を呼

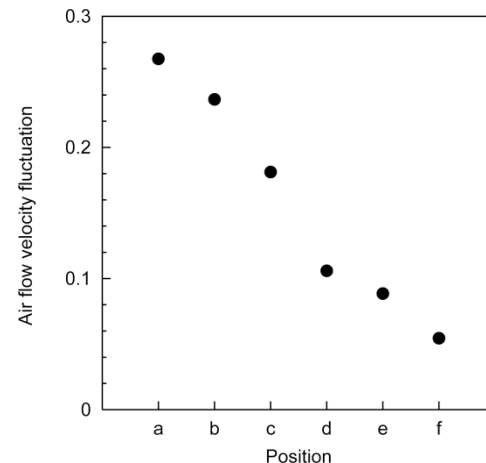


図8 咽頭内呼気流速高周波成分

気流速の二乗平均値で無次元化して示した。仮声帯下部の呼気流には、約 25% 程度高周波成分が含まれているが、声門から離れるとともに高周波成分は急速に減少している。高周波成分の割合は、喉頭蓋内で約 10%、喉頭蓋上の咽頭中部では約 5% である。

⑤ヒト発声時の声帯直上から喉頭上部における呼気流速の特徴

声帯直上の呼気流速に関して得られた新たな知見は以下の通りである。

(a) 声帯上の呼気流速は声帯の前後方向で大きく変化し、特に前方で顕著に高くなる。

(b) 声帯の中央部では、声帯からの高さの影響も見られ、声帯から離れていくにつれて流速も低くなっている。

(c) 呼気流に含まれる高周波成分は、声帯開口部上方では、声帯前方から中央部では大きな変化は見られないが、高さ方向の影響は顕著で、声帯に近いほど高周波成分が含まれる割合が大きくなっている。

(d) 声帯開口部の外側では、声帯開口部より高周波成分の含まれる割合は半分に以下に低下している。また、声帯前後方向、高さ方向でも大きな変化は見られない。しかしながら、呼気流速には 10% 程度の割合で高周波成分が含まれている。

咽頭内の呼気流速に関して得られた新たな知見は以下の通りである。

(a) 声門を通過した呼気流の流速は、声門からの距離が増加するとともに流速が低下し、特に、仮声帯上部から喉頭蓋内では急速に低下する。

(b) 呼気流に含まれる高周波成分の割合は、声門からの距離が増加するとともに急速に低下し、声門上で 25% 程度含まれている高周波成分が、喉頭蓋内で約 10%、喉頭蓋上の咽頭中部では約 5% に低下する。

(c) 上記の結果より、ヒトの発声に影響を与える呼気流速変動は、声帯直上から仮声帯内の領域で発生しており、基本周波数に加え高周波の流速変動による音圧変動がこの領域で発生していると考えられる。

(2) 発声モデルでの実験結果

①発声モデル実験装置での流速測定

発声モデルの流速測定結果を、ヒトの呼気流速測定結果と比較し、本モデルの有効性を確認する。図 9 に、モデルでの測定結果を示す。図 9 (a) が流速、(b) が 1kHz 以上の高周波成分の時間波形である。基本周波数に相当するソレノイドバルブ駆動周期は 80Hz、大気圧との差圧は 0.3MPa、円筒奥中央の吐出孔から 20 mm の位置で計測した。また、図 10 にヒトの呼気流速測定結果の一例を示す。図 10 (a) が流速、(b) が 1kHz 以上の高周波成分の時間波形である。ソレノイドバルブ流量が大きいと差圧が大きくなっているが、両者の波形は基本周波数での流速変動および高

周波成分とも定性的によく一致している。

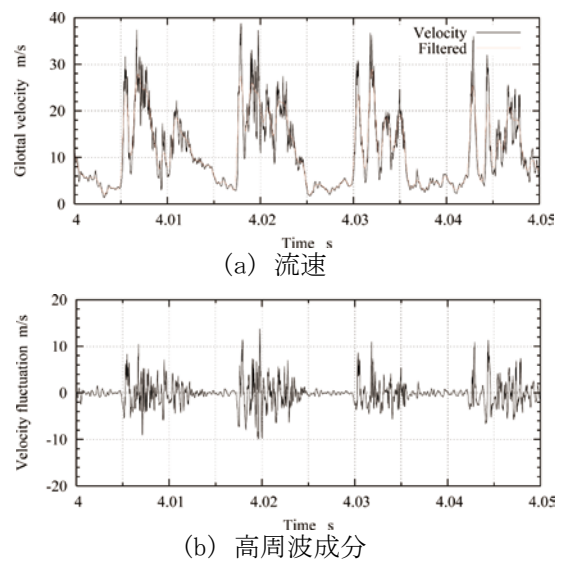


図 9 発声モデル実験装置流速測定結果

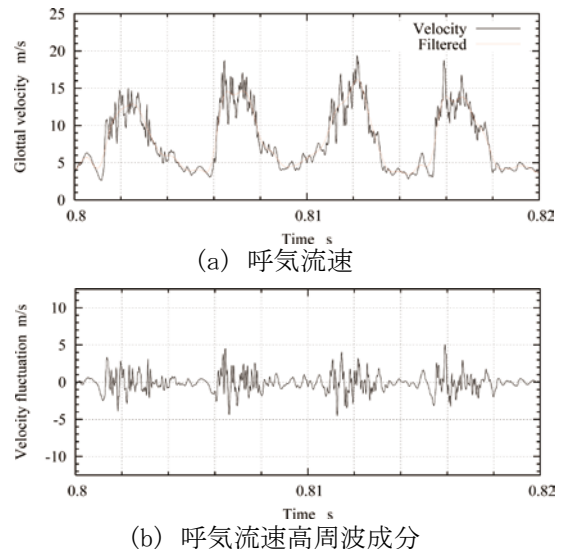


図 10 声帯直上呼気流速測定結果

②発声モデル実験装置での流速分布

図 11 に、発声モデル実験装置の円筒中央で、吐出孔から 20, 30, 40, 50 mm の位置で計測した流速を示す。各位置でのソレノイドバルブ開閉 10 周期間での流速の二乗平均を求めた。図 11 の横軸は各計測位置、縦軸は流速値である。また、図 12 に、図 11 に示した流速に含まれる 1kHz 以上の高周波成分を示す。高周波成分は、流速と同様に、各位置でのソレノイドバルブ 10 周期間での二乗平均を求めた。図 12 の横軸は各計測位置、縦軸は高周波成分の大きさを、各計測位置で高周波成分の二乗平均値を流速の二乗平均値で無次元化して示した。

流速および高周波成分の計測結果より、吐出孔からの距離が増加するにつれ、流速および高周波成分ともに減少し、ヒトの実験結果

と定性的によく一致することがわかる。ただし、高周波成分の減衰率はヒトでの結果に比べて小さく、ヒトでは喉頭の複雑な形状が減衰率を大きくしていると考えられ、定量的な呼気流速の再現には、ヒト喉頭の形状を考慮する必要がある。

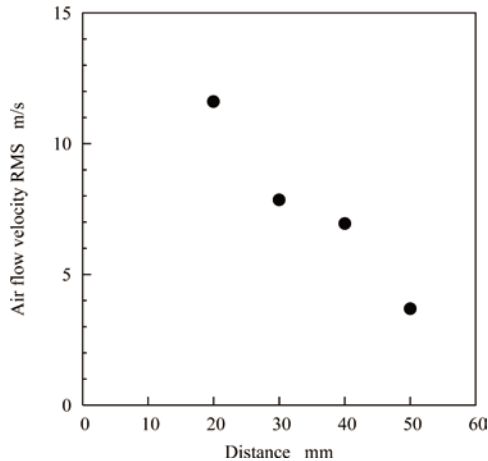


図 1 1 発声モデル流速分布

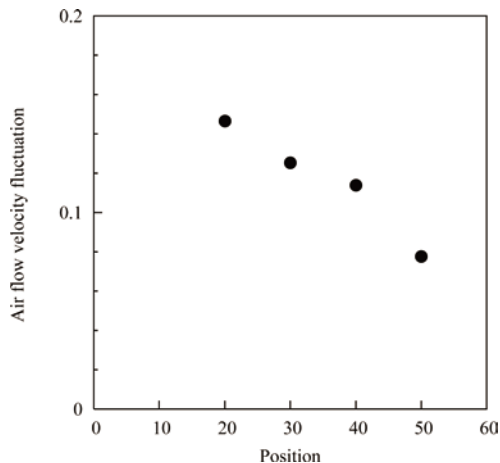


図 1 2 発声モデル高周波成分

③発声モデルでの呼気流速再現性の検証

図 11 および 12 の結果より、モデルでの実験結果はヒトでの実験結果と定性的によく一致し、本モデルでヒトの発声機構の基本的な機能を十分再現できていると考えられる。

(3) 研究成果の総括と今後の展開

ヒトの母音の音響的特性を解析した音源・フィルタ理論では、声帯音源は平面音源と仮定し、声道共鳴等で多くの周波数成分を含んだ複合音となると理解されている。平面音源を仮定する段階では、呼気流の流れが考慮されているが、その後の段階では全く考慮されていない。

しかしながら、本研究より、声帯は声門を通過する高速の呼気の流れを、従来の平面音源の過程で用いられているように、遮断するのではなく、高速化していることが明確に示され、声帯音源は呼気の流れで発生する流体

音と考えるべきであると結論付けられる。また、高速な流れに伴う高周波の流速変動も発生し、声帯で基本周波数とこれより高周波の声門波が発生していると考えられる。

これらの新たな知見は、より詳細に発声機構を解析するためには呼気流を中心としたモデル化が必要なことを明確に示しており、また、声帯のみで呼気流を考慮しても不十分であることも示している。今後は、咽頭、口腔、鼻腔を含めたヒトの呼気流の解析とモデル化により、流体音を中心とした発声機構の解析への展開が必要であると考えられる。

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 2 件)

- ① 有井 士郎, 片岡英幸, 長谷川賢作, 北野博也, 発声時のヒト喉頭上部呼気流速分布, 日本機会学会 2012 年度年次大会 DVD 演説文集, 査読無, 2012, J103016.
- ② 有井 士郎, 片岡英幸, 長谷川賢作, 北野博也, 水本洋, 発声時のヒト声門直上呼気流速分布, Dynamics and Design Conference 2011 CD-ROM 論文集, 査読無, 2011, 604.

[学会発表] (計 2 件)

- ① 有井 士郎, 発声時のヒト喉頭上部呼気流速分布, 日本機会学会 2012 年度年次大会, 2012 年 9 月 10 日, 金沢大学.
- ② 有井 士郎, 発声時のヒト声門直上呼気流速分布, Dynamics and Design Conference 2011, 2011 年 9 月 5 日, 高知工科大学.

6. 研究組織

(1) 研究代表者

有井 士郎 (ARII SHIRO)
鳥取大学・大学院工学研究科・准教授
研究者番号: 80222751

(2) 研究分担者

片岡 英幸 (KATAOKA HIDEYUKI)
鳥取大学・医学部付属病院・講師
研究者番号: 00224436

(3) 研究分担者

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

(4) 連携研究者

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