発声時声門下圧信号の周波数分析による 声門下共鳴の検討

桂 周 良

Frequency Analysis of Subglottal Pressure during Phonation

Kaneyoshi Katsura

(The University of Tokushima School of Medicine)

Subglottal pressure signals during phonation were evaluated by linear prediction analysis in fifteen normal adults.

The first subglottal resonance frequencies, exhibited individual variation, ranging from 420 Hz to 720 Hz. The change in fundamental frequency affected resonance spectra, also suggesting individual variation of subglottal resonance. Moreover, spectrum differences among vowels indicated coupling between the supraglottal and subglottal systems during the closed phase.

Key words: subglottal resonance, subglottal pressure, linear prediction

はじめに

音声波形の1周期内の詳細な構造が声道の共鳴周波数に大きく依存していることはよく知られており、この声道共鳴、すなわちホルマントに関する研究は、種々の方法で積極的になされてきた。声門下圧波形もまた声門下システムの共鳴に影響されていることが最近わかってはきたが、声道共鳴に比べると、声門下共鳴に関する問題はあまり顧みられることがなく、文献的な報告も極めて少ないのが実状である。しかしながら、発声機構を声門上下の相互作用という観点から研究する上では、声門下システムの音響学的特性は無視できない重要な因子である。今回、我々は超小型半導体圧トランスジューサを使用して非侵襲的に発声時の声門下圧微細変動を記録し、その周波数分析を行うことにより声門下共鳴に関する検討を試みたので報告する。

方 法

1. 声門下圧波形の記録

声門下圧信号の抽出には Millar 社製カテーテル型超小型半導体圧トランスジューサ PC-350F を使用し、信号増幅器日本電気三栄社製 1829 に接続した。圧トランスジューサ自体の周波数帯域は DC~50kHz であるが、分析対象周波数域や S/N 比等を考慮して、増幅器出力部で 5kHz に制限した。音声信号の記録にはコンデンサーマイクロフォン SONY ECM-969 を用い、圧、音声両信号はデータレコーダ SONY FE35A に記録した。

被検者の咽頭部を4%リドカインにて表面麻酔後、経鼻的に圧トランスジューサを挿入し、声門下約2cmのレベルに留置した。カテーテルは発声の妨げにならないよう後交連に位置せしめ、音声記録用のマイクロフォンは口前20cmに

設置した。

発声方法としては、

1) 母音/ア/を楽な高さと楽な強さで持続発声 (easy phonation)

2) 母音/ア/を楽な強さで、高いピッチ及び低いピッチで持続発声

3) 母音/ア/, /イ/, /ウ/, /エ/, /オ/を楽な高さと強さで約2秒間区切って発声

を指示した。すなわち、以上の発声指示によって、楽な発声時の声門下共鳴周波数および帯域幅の個体差、個体内でのピッチの変化に伴う共鳴特性の変化、また発声母音の種類による共鳴特性の差異などを知ることを主たる目的とした。

なお発声に先立ち、Cranen, Boves¹⁾の方法に従って圧較正を行った。

2. 周波数分析方法

記録された声門下圧信号の周波数分析にはミニコン DEC PDP-11 上の信号処理用ソフトウェア ILS (interactive laboratory system) を使用した。サンプリング周波数 5 kHz にて A/D 変換後それぞれの処理を行った。

図1には楽な発声時の分析結果の一例を示すが、上段に高速フーリエ変換 (FFT) によるパワースペクトル、および線形予測法によるスムーズスペクトルを重ねてある。線形予測分析により極めて滑らかなスペクトル包絡が得られ、この例では第1共鳴周波数が約 600Hz、第2共鳴周波数が約 1400Hz に位置し、必ずしも高調波成分の周波数に一致していないことがわかる。但し、下段に示すように、任意の7分析区間のスペクトルを比較すると僅かながら差異が認められ、発声時安定部といえどもスペクトル特性に経時的変動があることが示唆される。

そこで今回の分析にあたっては、各例について発声時安定部の連続20分析区間 (1分析区間は 38.4msec) それぞれの線形予測多項式の根を計算し、その平均値でもって共鳴周波数あるいは帯域幅を表現することとした。

対 象

対象は喉頭に疾患を認めない健康成人男性13名と、同じく女性2名である。年齢は男性は22才から51才にわたり平均34.5才、女性は25才と46才であった。

結 果

1. 声門下共鳴周波数および帯域幅

全15例の分析結果を一覧表にして表1に示す。No.14, No.15は女性の被検者である。男性の第1共鳴周波数は 420.0Hz から 595.5Hz にわたり、女性も含めると 723.5Hz にまで及んでいる。第2共鳴周波数は 1164.6Hz から 1533.4Hz の幅があり、第1, 第2共鳴周波数ともに相当な個人差があることが示されている。

図1 上段: FFTによるパワースペクトルと線形予測法によるスムーズスペクトル, 下段: 任意の7分析区間のスペクトル (No.6の被検者)

る。帯域幅についてみると、第1共鳴周波数では88.8Hzから210.0Hz、第2共鳴周波数では84.6Hzから348.2Hzの範囲にあるが、第1共鳴の方がより小さい値をとり、標準偏差も小さいことがわかる。但しNa14の例に関しては圧波形そのものに共鳴構造が明確に現れておらず、この周波数をもって声門下の共鳴周波数とするには多少問題が残る。圧波形の形態からみて比較的低位の高調波のエネルギーが大きいと推測され、単にこれを検出している可能性があるからである。

図2は各例の基本周波数と声門下第1共鳴周波数の関係を表したものである。基本周波数は105Hzから214Hz、それに応じて第1共鳴は約420Hzから約720Hzにわたっている。直観的には基本周波数と第1共鳴に相関があるように見えるが、例えば同じ140Hzくらいの基本周波数の被検者間でも約440Hzから約580Hzの第1共鳴の幅があり、基本周波数に依らない個体差があることが明らかである。

次に、第1および第2共鳴周波数と、それぞれの帯域幅の関係を図3に示す。第1共鳴が

500Hz近傍に、第2共鳴が1300Hz～1500Hz付近に集中してはいるが、共鳴周波数、帯域幅ともに第1よりも第2共鳴の方が各例の間で大きくばらついている傾向が、容易に視覚的に理解できる。今回の帯域幅に関する結果からは、第1共鳴がより鋭い共振特性を示すと言えそうである。

2. ピッチ変化によるスペクトル変化

同一被検者で発声のピッチを変化させた場合、そのスペクトル特性がどのように変わるかを、図4にNa1、Na6で例示する。Na1では、楽なピッチの発声に比べて、高いピッチでは第1共鳴周波数が約100Hz低域にシフトしており、低いピッチでは共鳴のピークに変化はないものの、高調波の影響で第1共鳴がスペクトル包絡上では二峰性となっている。

一方、Na6においては、低いピッチでやや平坦ながら二峰性のスペクトルを示しているが、高いピッチでは共鳴特性に著しい変化を認めない。

このように、ピッチによってスペクトル特性に変化を来すものが15例中6例あり、うち4例

表1 15例の声門下共鳴周波数、帯域幅 (Hz)

No.	第1共鳴周波数	第1共鳴帯域幅	第2共鳴周波数	第2共鳴帯域幅	基本周波数
1	485.2 (16.3)	136.4 (65.0)	1164.6 (40.9)	218.6 (48.2)	114
2	595.5 (9.9)	108.2 (14.0)	1471.7 (56.8)	229.3 (98.8)	181
3	420.0 (16.0)	120.4 (8.5)	1184.0 (4.1)	84.6 (21.3)	152
4	515.5 (14.9)	167.6 (25.5)	1533.4 (33.9)	175.8 (52.6)	185
5	535.0 (11.5)	128.8 (17.2)	1340.2 (81.3)	213.0 (54.3)	184
6	594.1 (20.6)	139.4 (5.8)	1424.0 (25.8)	241.4 (55.9)	161
7	476.3 (10.8)	139.6 (16.2)	1506.4 (20.3)	111.8 (34.9)	126
8	579.8 (20.6)	180.2 (40.3)	1508.4 (38.0)	208.9 (68.0)	141
9	512.8 (7.8)	97.8 (11.2)	1438.1 (90.7)	284.9 (70.0)	139
10	550.4 (7.0)	88.8 (8.4)	1230.0 (41.3)	252.0 (87.1)	157
11	514.0 (9.5)	137.0 (9.6)	1239.7 (45.2)	199.0 (46.8)	126
12	444.5 (6.5)	106.4 (6.9)	1283.0 (28.5)	212.8 (32.0)	131
13	474.3 (8.1)	142.8 (9.7)	1468.0 (56.8)	175.8 (52.6)	105
*14	723.5 (66.7)	210.0 (46.8)	1401.9 (118.2)	348.2 (148.4)	210
*15	630.0 (12.6)	97.8 (11.2)	1374.5 (50.3)	251.2 (59.9)	214

平均 (標準偏差)

* 女性被検者

は高いピッチで第1共鳴周波数の低域へのシフトが認められた。低いピッチでの共鳴ピークの二峰性変化ないしは平坦化は、この6例すべてに認められた。但し、他の9例は高いピッチの発声が *falsetto* 様になり、圧波形上共鳴構造が消失していたため検討対象から除外している。すなわち、声門下圧原波形に共鳴修飾を残すようなピッチ変化が可能であった例に関しては、すべて発声ピッチがスペクトル特性に影響を与えているという結果になった。

3. 発声母音によるスペクトル変化

母音の種類による音響学的特徴の差は声道の共鳴特性のみに規定されると見なされてきたが、有声5母音の違いが声門下システムの音響学的特性に影響を与えていないかを検討した結果を示す。

図5はNa.1, Na.6の例において、発声時使用母音を変えたときのそれぞれのスペクトルを、いくつかの分析区間について重ね書きしたもの

図3 第1, 第2共鳴周波数および帯域幅

図2 基本周波数と第1共鳴周波数

である。両者ともに、母音の種類により、特に第1共鳴ピークを中心としたスペクトル特性が微妙に異なっていることがわかる。この検査時には、発声時基本周波数を可能な限り一定とし、各母音でピッチ差が生じないように留意したため、このスペクトル変化が、先に示したよう

なピッチの変化に基づくものとは考え難い。また母音の種類による一定の傾向は認められず、第2共鳴が比較的安定しているように見受けら

図4 ピッチ変化がスペクトルに影響を及ぼす例

図5 母音の種類によるスペクトル変化

図6 音声波形(上段)と声門下圧波形(下段)

れるのも特徴である。

考 案

音源と声道が互いに非依存性であるとして構築されてきたいわゆるソース＝フィルターモデル²⁾においては、声門下の音響学的特性については顧みられることがなかった。これは声門下システムを無視した方がより単純化できるという利点もさることながら、事実上、声門下の詳細な情報を得る手段がなかったということが大きな障害になっていたと考えられる。従って声道共鳴すなわちホルマントに関する研究が、最近の線形システム理論による処理に至るまで積極的になされてきたのに比べると、声門下共鳴に言及した報告は極めて少ない。

ところが、1968年 Koike ら³⁾が測定周波数帯域の広い超小型半導体圧変換器を利用した声門下圧の直接測定法を発表してから、声門下の情報が非侵襲的に容易に得られることが明らかになった。さらに Perkins ら⁴⁾は声門下圧波形の1周期内には小さいピークをいくつかもつような微細な変動があることを示し、小池⁵⁾はこれが声門下の共鳴に修飾された結果であるとし、圧波形から声門下共鳴の検討が可能になった利点を強調している。

図6は今回測定した1被検者の音声波形（上段）、および声門下圧波形（下段）である。音声波形が声道の共鳴特性を反映して小ピークで構成されているのは周知の事実であろうが、声門下圧波形にも1周期内に声門下システムの共鳴特性による小ピークが存在している。

以上のことから、声門下圧波形を分析することにより声門下システムの共鳴特性を知ることが可能であることが判る。

声門下の共鳴に初めて言及したのは van den Berg⁶⁾であり、彼はイヌの屍体の声門下システムの音響インピーダンスを実測し、さらにヒトでの電氣的等価回路を作成することにより声門下共鳴周波数を求めている。この結果、最低共鳴周波数は 300Hz であり、高次の共鳴はその奇数倍であるとした。この報告は、それまで

無反響管として扱われていた声門下システムに注目して共鳴現象が存在することを明らかにしたという点で誠に意義の大きいものであるが、検討対象がイヌのしかも屍体であることは、この成績をそのままヒトに適用し難い欠点をもっている。

次に Ishizaka ら⁷⁾は、喉頭摘出術後症例5例の声門下音響インピーダンスを気管孔から測定し共鳴周波数を検討した。彼らの測定では第1、第2、第3共鳴がそれぞれ 640Hz, 1400Hz, 2100Hz となっており、van den Berg の報告とかなり食い違いがあることを指摘し、その原因として屍体と生体の気管壁インピーダンスの差などをあげている。この研究が生体での実測に基づいて詳細に述べられた点はやはり貴重なものであるが、対象が通常の発声動作をなし得ないことは、そのまま本方法が導く結果の限界となっている。

van den Berg, Ishizaka らの方法は音響インピーダンスの測定に基づくものであったが、Cranen ら⁸⁾は健常人の声門下圧信号を周波数分析することにより共鳴周波数を求めた。その結果は、第1、第2、第3共鳴がそれぞれ 510Hz, 1355Hz, 2290Hz となっており、特に第1共鳴周波数が Ishizaka らの報告とかなり隔たりがある点に言及して、この差の原因として声門閉鎖期での定常的な小リークの存在を示唆している。但し、この報告では測定対象が2名に過ぎず、これでもって例えば第1共鳴が 510Hz に収束すると判断してよいものかどうか疑問が残る。

以上のように声門下の共鳴に関する文献は極めて少ないのが現状である。今回我々のとった方法は、上の Cranen らの方法と同様であるが、個体差のあることを念頭に置いて検討対象を多くし、さらに同一個体内での種々の差異にも注目した。

表1、図1、図2に見られるように共鳴周波数はかなりの幅をもって分布しており、第1共鳴についてのみ見ても、男性被検者間で

200Hz 近い差が存在し、第2共鳴ではその差はさらに大きい。Cranenらの示したような、単一の周波数に共鳴を求めることはできないわけであり、これは個人の体格差、下気道の形態学的な差が存在する可能性を考えればむしろ当然の結果と言えよう。すなわち、声門下共鳴に関しては個体差があることが明かであるが、いわば個人に特有の共鳴特性がいかにかその個人の発声に寄与しているかは今後の課題であろう。

発声の強さを変えても声門下圧波形上の共鳴位置が変化せず、ただその振幅が変化することは小池⁵⁾、Koike⁹⁾によって示されているが、図3のように、発声のピッチを変化させた場合には声門下の共鳴特性に差が見られた。これには2つの原因が考えられる。ひとつはピッチ変化に伴う声門下システムの形態変化であり、これについてはKitzingら¹⁰⁾もその可能性を示唆している。しかし、単に喉頭の垂直位置が変化しただけではNo.6に見られるような、100Hz以上のシフトは起こり得ない。これだけの周波数変化を得るには、計算上約3cmの管長変化が必要であるからである。従って、形態の変化が関与しているにしても、他に気管壁の物理的性状や、声帯の長さ、緊張度なども無視できない要因と思われる。

もうひとつ考えられることは、圧原波形の形態に起因する高調波の影響である。特に低いピッチでは高調波の間隔が密になるため、スペクトルの上では自然共鳴周波数の近傍で平坦あるいは二峰性の特性を示すのではないかと推測される。また高いピッチでは高調波間隔が疎となることや、低次の高調波振幅が充分減衰していないための影響があるものと考えられる。

高いピッチの極端な例は、今回検討対象から除外したfalsetto発声に見られる。すなわち、圧波形自体は正弦波というよりむしろ三角波に近い形を呈し、1周期および声帯接触時間の短縮のためか共鳴構造を伴わない。従って、そのパワースペクトルは三角波のそれに極めて

類似したものとなり、通常発声のようなスペクトル上の共鳴ピークを検出することはできない。

さて、母音の違いによって声門下の共鳴は影響されるであろうか。従来、声門閉鎖期には声門上下は完全に分離しているものと見なされてきた。しかし最近では、Koike⁹⁾が行った声門上下圧同時測定で、上圧の負ピークと下圧の正ピークが厳密に一致したという事実や、Rotherenberg¹¹⁾の逆フィルターによる声門波の検討で、閉鎖期に完全な平坦部分が得られないことなど、声門上下の結合を窺わせる成績が報告されている。先のCranenらの研究でも閉鎖期のリークを想定してモデルの構築を行っており、実際の検査例においては、/i/、/u/で第1共鳴周波数が僅かに上昇する事実を報告している。我々の検討でも、明らかに使用母音の種類によってスペクトル特性が変化することが観察された。但し、共鳴周波数の値そのものには変化は認められない。ピッチの影響が無いような条件にもかかわらず第1共鳴のスペクトルピークに差異が生じるということは、とりもなおさず声門閉鎖期に声門上下の結合が存在していることを意味する。声門上の共鳴がどのように声門下に影響を与えているか、あるいは逆に声門下の共鳴が声門上にいかなる影響を及ぼしているかといったことは、第2共鳴が安定している理由とも関連づけて、さらに検討する必要がある。

図7は起声時、持続発声安定部、終声時に声門下共鳴がどのように現れているかを表示したものである。原波形からも起声時と終声時では共鳴の参画の様相が異なっているのが見てとれるが、経時的なスペクトル包絡の変動を見ると、起声時には徐々に第1共鳴がそのパワーを増大させ、安定部を経た後、終声時には急激に共鳴構造を失っているのが明瞭である。このような声門下共鳴のヒステリシスに注目して、声帯振動や声道共鳴と対比して分析することによって、この方面にさらに詳細な知見をもたらす

ことも期待できよう。

さて今回、周波数分析の方法として線形予測分析を採用したが、ここに全く問題が無いわけではない。ひとつは声門下システムを線形システムと見なしてもよいかという根本的な問題である。特に、今回の結果で示されたように、声

門上下結合がある場合はなおさらである。また、分析区間が声門閉鎖期のみならず開放期までを含んでいることも共鳴を対象とするにあたっては問題となろう。しかし開放期はスペクトル特性を大きく変化させるような情報をもっておらず、これはソフトウェア上で開放期に相当

図7 起声時、定常部、終声時の経時的共鳴変動、最上段、最下段はそれぞれ起声時、終声時の下圧原波形を表示してある。

すると推定される部分が無信号と同様に処理した後の分析と差がなかったことで確認している。Cranen ら⁸⁾も開放期を含むことで違いは生じないと述べている。さらに、分析区間の幅をどのくらいに規定するかということも微妙な問題であり、斉藤ら¹²⁾も分析区間の長短で時間分解能もしくは周波数の分解能のいずれかが犠牲となることを指摘している。

いくつかの問題点はあるものの、線形予測による声門下共鳴周波数の推定は、現時点では優れた方法と考えられる。Fant²⁾は共鳴を伴う信号の数式的な性質に基づいて、観察波形の実測により近似的に共鳴周波数や帯域幅を求める方法を示しており、またサウンドスペクトログラムなども常用される手段である。しかし精度やスペクトル包絡の妥当性等の点で線形予測法に勝るとは言い難い。

発声機構を解明する上で声門下の音響学的特性が重要な因子であることは、Gupta¹³⁾によっても指摘されていたが、近年、声門上下圧差を測定しそれを積分することにより声門波を近似的に得る試みもなされており¹⁾、声門波と声門上下圧差は、互いに依存している¹¹⁾¹⁴⁾ものと理解されてきている。声門下圧波形は定常流を想定することでは説明不能な構造を示し、共鳴の関与が明らかである。従って声門下共鳴は、声門上下圧差さらに声門波の形成にも大きく関わっており、この意味で声門下システムの音響学的検討が重要であると言える。また、発声時のフィードバック機構としての胸壁振動にも声門下の共鳴が関与しているともいわれ¹⁵⁾、今後、一層声門下のより詳細な情報が必要になるものと考えられる。

Perkins ら⁴⁾は、気管分岐部付近から圧変動を記録すると、声門直下の波形と著しく異なったものになることを示している。本方法は任意の部位からの圧情報を得られるという大きな利点を持っており、これを生かすことにより、声門下の共鳴に関するさらに詳しい知見が得られるものと期待できる。

ま と め

健常者15名の発声時声門下圧信号を線形予測法によって周波数分析し、声門下共鳴について検討を行った。その結果次のようなことが明らかになった。

1) 第1共鳴周波数は420Hz~720Hz、第2共鳴周波数は約1200Hz~1500Hzにわたり、個体差が大きかった。

2) 同一被検者でピッチを変化させると共鳴周波数も変化する例があり、個体内変動の存在も示唆された。

3) 発声母音の種類によって圧信号のスペクトル特性に差異が認められ、声門閉鎖期にも声門上下の結合が存在すると考えられた。

4) 声門下圧信号の周波数分析は、実際の発声中の声門下システムの音響学的特性を知るに有用であり、分析方法としては線形予測法が有用と思われた。

稿を終えるにあたり、御校閲、御指導を賜った小池靖夫教授に深謝致します。

参考文献

- 1) Cranen B and Boves L : Pressure measurements during speech production using miniature pressure transducers ; Impact on models for speech production. J Acoust Soc Am 77 : 1543~1551, 1985.
- 2) Fant G : Acoustic theory of speech production. Mouton Co., S'-Gravenhage, 1960.
- 3) Koike Y and Perkins WH : Application of a miniaturized pressure transducer for experimental speech research. Folia phonat 20 : 360~368, 1968.
- 4) Perkins WH and Koike Y : Patterns of subglottal pressure variations during phonation. Folia phoniat 21 : 1~8, 1969.
- 5) 小池靖夫 : 声門下圧直接測定法とその応用. 音声言語医学 19 : 211~216, 1978.
- 6) Berg JW van den : An electrical analogue of the trachea, lungs and tissues. Acta Phy-

- siol Pharmacol Neerlandica 9 : 1 ~ 24, 1960.
- 7) Ishizaka K, Matsudaira M and Kaneko T : Input acoustic impedance measurement of the subglottal system. J Acoust Soc Am 60 : 190~197, 1976.
- 8) Cranen B and Boves L : On subglottal formant analysis. J Acoust Soc Am 81 : 734~746, 1987.
- 9) Koike Y : Sub-and supraglottal pressure variation during phonation. Vocal Fold Physiology (ed by Stevens KN and Hirano M). pp 181~191, University of Tokyo press, Tokyo, 1981.
- 10) Kitzing P, Carlborg B and Lofqvist A : Aerodynamic and glottographic studies of the laryngeal vibratory cycle. Folia phoniat 34 : 216~224, 1982.
- 11) Rothenberg M : An interactive model for the voice source. Vocal Fold Physiology (ed by Bless DM and Abbs JH). pp 155~165, College Hill, San Diego, 1983.
- 12) 斉藤収三, 中田和男 : 音声情報処理の基礎. 83~93頁, オーム社, 東京, 1982.
- 13) Gupta V, Wilson TA and Beavers GS : A model for vocal cord excitation. J Acoust Soc Am 54 : 1607~1617, 1973.
- 14) Allen DR and Strong WJ : A model for the synthesis of natural sounding vowels. J Acoust Soc Am 78 : 58~69, 1985.
- 15) Sundberg J : Chest wall vibration in singers. J Speech Hearing Res 26 : 329~340, 1983.
- (別刷請求先 : 桂 周良
〒770 徳島市沖浜 1 丁目 21-2
桂耳鼻咽喉科医院)