

研 究

UDC 534.78

声道の形からのホルマント周波数の計算

(その1. 母音型の場合)

角 川 靖 夫* 中 田 和 男*

CALCULATION OF FORMANT FREQUENCIES FROM
THE VOCAL TRACT CONFIGURATION

By

Yasuo KADOKAWA and Kazuo NAKATA

Two parameter systems describing a vocal tract configuration, namely, K.N. Steven's parabolic model and G. Fant's catenoidal model, are modified to get closer descriptions of Japanese vowel configuration drawn by Chiba and Kajiyama from X-ray photographs of the vocal tract configuration.

Two approaches are tried to calculate formant frequencies from a given vocal tract configuration. One is due to the sound-wave equation in a vocal tract, and the other is derived from the equivalent network analysis of the vocal tract.

The practical processes of these two methods of calculation are changed into the forms which take full advantage of computer calculation.

Fairly good coincidences are obtained in the comparison of each of two formant frequencies derived from the same configuration but different in principles, and the effects are estimated of the change of each parameter on the calculated formant frequencies, and insights are obtained into the hierarchy among parameters.

Finally, the equi-frequency contours of each formant corresponding to a certain change of parameters are drawn for phonemic interests to get a rough image of formant frequency trajectory due to change in the vocal tract configuration.

1. 緒 言

(1)

音声の分析, 識別の研究段階は次のように考えられる。

- (1) 物理音響段階 (acoustical level)
- (2) 生理音響段階 (anatomical level)
- (3) 神経生理段階 (neurophysiological level)
- (4) 音 韻 段 階 (phonemic level)

(1)は発生された音声波をその物理音響的な特性によって分析, 識別する段階で, たとえば短時間周波数スペクトル分析, 零交叉波分析などが代表的なものである。(2)は発生された音声波を, そのときの声道の形(vocal tract configuration)を仲介として, 調音パラメータ(発生の place と manner を示すような解剖生理的なパラメータ)

によって分析, 識別する段階である。(3)は音声波を中枢神経系からの制御指令(motor command)による発声器官の運動の結果であると考え, 発声運動(articulation)を仲介として直接その神経指令と音声との明確な対応を求める段階である。(4)は音韻的, 言語的情報を用いて音声を音節, 単語, 文章などの単位で分析, 識別してゆく段階である。

われわれはすでに Analysis-by-Synthesis の手法によって, 日本語音声の短時間スペクトル(母音型の有声音の場合)を用いて物理音響的な段階での分析研究を行ない所期の成果を得た。⁽²⁾ そこでさらに研究のレベルを一步進めて生理音響段階での分析, 識別の研究⁽³⁾を行なうことを計画した。

* 情報処理研究室

その一つとして Analysis-by-Synthesis の手法により、調音パラメータによる生理音響段階での分析の準備を進めた。その第一歩として母音型の場合について声道の形 (vocal tract configuration) を記述するパラメータ・システムを検討し、次にその声道の形からホルマント周波数 (声道の共振周波数に相当) を求める方法、その計算機による解法について検討し、声道内の音波の波動方程式の解による方法と声道特性の回路理論的な考察による方法の二通りについて検討を行なったのでその結果をここに報告する。

2. 声道の形を記述するパラメータ

システム

2.1. 声道の形を記述するパラメータ・システム

Analysis-by-Synthesis の手法によって生理音響段階での音声の分析、識別を行なうためには、発声時の声道の形が知らなければならない。声道の形をその長さの方向に沿ってとった適当な標本点での横断面積 (またはその等価半径) によってあらわすという一般的な方法では、各標本点における横断面積の値をすべて規定しなければならないので、整合のための制御の可能性があまりに多すぎて能率的で実際的な分析を行なうことができない。実際には発声器官の肉体的な構造に基づく制約 (たとえば隣接する標本点での断面積を不連続に急変させることはできないことなど) からある基本的なパラメータ* (舌の形と位置とか唇の開きなど) によって発声時の声道の形を近似的に簡単化して表現することが試みられている。

このようにいくつかの基本的なパラメータの関数として声道の形を記述し、合成や Analysis-by-Synthesis の手法による分析における整合のための制御などの合理的な簡単化を計ろうとするのがパラメータ・システムである。すべての発声について真に適合するようなパラメータ・システムは発声器官の運動法則 (たとえば舌の位置や形がエネルギー最小の原理にしたがって動いたり、変形したりするとか、最短距離をとって動くとか) とその拘束条件が知られない限り不可能であり、現在までのところこのような法則と拘束条件はじゅうぶん明らかになっていない。しかし近似的には声道の形のレントゲン撮影結果を基にして、特に母音型音韻について、舌区間 (tongue section) をあらわす式が提案されており、その

* あとでわかるように音声の調音機構に密接に関係している。その意味で基本的というわけである。

代表的なものとして次の二つのものすなわち放物線型モデルと懸垂線型モデルがよく知られている。

(1) 放物線型モデル⁽⁴⁾

基本パラメータとして、声門から測った調音点の位置 d_0 (cm), 調音点でのせばめの等価半径 r_0 (cm), 唇の開口面積 A' (cm²) と唇のまるめの区間 l' (cm) との比 A'/l' (cm) の三つを採用し,** 声門からの距離 x (cm) の点での声道の等価半径を

$$r = a(R - r_0)(x - d_0)^2 + r_0, \quad R \geq r_0 \quad (1)$$

なる放物線で近似する。MITでは声道のレントゲン撮影を基に声道型音声合成装置によって母音、有声音に於いて実験、研究し $a = 0.025$, $R = 1.2$ (cm) なる値を用いている。ここでは a はこの放物線の曲率を与え、 R は声道の最大半径を意味する***

(2) 懸垂線型モデル⁽⁵⁾

基本パラメータとして d_0 (cm), r_0 (cm), A' (cm²), l' (cm) なる四つをとり、声道の等価半径として

$$r = r_0 \cosh [(x - d_0)/h] \quad h: \text{補助パラメータ} \quad (2)$$

なる懸垂線で近似する。

2.2. 日本語母音についての

パラメータ・システムの検討

これら二つのシステムの適否は声道の形の実測資料との比較によって判断しなければならない。日本語のレントゲン写真観測による声道の形としては千葉、梶山両氏による5母音の資料⁽⁶⁾しかわれわれの利用しうるものがなかったのでやむをえずこの5例について検討した。†

(1) 放射線型モデル検討

MITのK.N. Stevens が与えた曲率 $a = 0.025$ と $R = 1.2$ (cm) の常数と、千葉、梶山両氏の実測例による声門から測った調音点の位置 d_0 (cm), 調音点でのせばめの等価半径 r_0 (cm) の値を用いて求めた声道の形を第1図に (鎖線) 実測資料 (太い実線) と比較して示す。これらの実例でみる限りこの常数は適合しない。そこで実測の形から最小2乗誤差法により最適となる a の値を求めてみると $/i/$ で 0.12, $/e/$ で 0.058, $/a/$ で 0.076, $/o/$ で 0.081, $/u/$ で 0.048 となる。 $/u/$ は 実測資料かやわかるように特異な形をしているのでこれを除くと、残り4例の平

** 調音機構をあらわす音声学用語の place of articulation,

degree of opening, amount of lip rounding にそれぞれ相当している。

*** 舌区間にくらべて、生理的な構造により、咽頭区間の等価半径はほぼ 1.6cm一定とみなせる。

† 日本は外国にくらべてこのような資料が極度に不足している。

均値は0.084, さらに/i/を除く3例の平均値は0.072となり, この二つの平均値0.078を a の値として声道の形を求めてみると

$$r = 0.078(1.2 - r_0)(x - d_0)^2 + r_0 \quad (3)$$

となり, 第1図の点線で示すようになり, 前の $a = 0.025$ よりはるかによい記述を与えることがわかった。

(2) 懸垂線型モデルの検討

(2)式では基本的な四つのパラメータ d_0, r_0, A', l' のほかには h が補助パラメータとして含まれるのでこの値をきめなければならない。前例の a のように常数として与えられれば簡単であるが, (2)式で $r_0 = R = 1.2$ (cm)のときは一様な音響管とならなければならないから(このとき $h \rightarrow \infty$) 常数として与えることはできない。一つの考え方は h を四つの基本的なパラメータの関数としてあらわすような関係を探ることがある。 $r_0 = R = 1.2$ (cm)で一様な横断面積の音響管(uniform cylindrical tube)すなわち $h \rightarrow \infty$ となる条件を満足する関数のうち最も簡単な1例として(4)式のような関係を仮定し, 実測例から(2)式を仮定して最小自乗誤差法によって求めた最適の h の値から(4)式の δ の値を推定した。

その結果を第1表に示す。

$$h = (R - r_0)^{-\delta} \quad R = 1.2 \geq r_0 \quad (4)$$

第1表 懸垂線型モデルの補助パラメータ h の検討

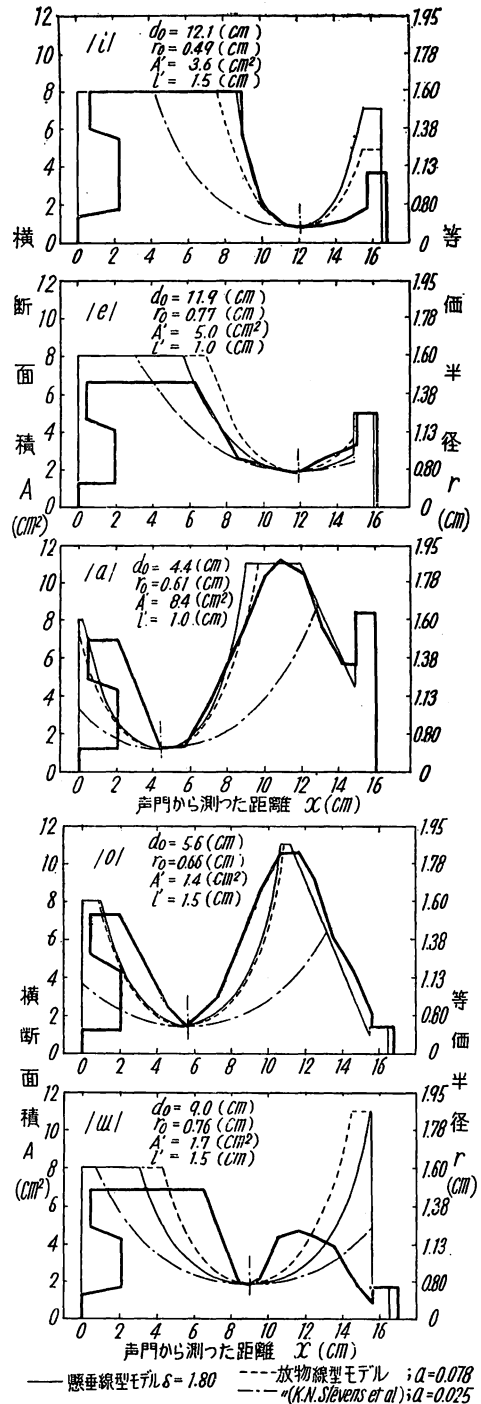
項目 母音	r_0 (cm)	d_0 (cm)	最適 h	δ	$[h] \delta = 1.80$
/i/	0.49	12.1	2.00	2.07	1.86
/e/	0.77	11.9	4.32	1.74	4.57
/a/	0.61	4.4	2.72	1.43	2.54
/o/	0.66	5.6	2.43	1.44	3.02
/u/	0.76	9.0	1.62	0.60	4.31

/u/を除く4例の平均値 $\delta = 1.80$ を用いて(4)式から求めた h の値を表の右端に, この h の値によって求めた声道の形を第1図に細い実線で示す。この結果からわかるように(前, 中母音の)/i/, /e/, /a/に関しては(4)式で $\delta = 1.80$ とした。

$$r = r_0 \cosh[(x - d_0)/(1.2 - r_0) 1.80] \quad (5)$$

なる r で比較的良好な近似が得られるが, (後母音)/o/, /u/に対して近似が悪くなる。なお第1図の諸結果は舌区間以外についても適当な拘束条件を与え, 基本パラメータによって計算機で求めた値である。

わずかな実測例についてはあるが, 日本語5母音に



第1図 日本語5母音の声道の形の実測値とパラメータシステムとの比較

対して声道の形を記述する二つのモデルのパラメータ・システムについて検討し, 一応日本語母音に適合しかつ Analysis-by-Synthesis による分析が可能になるように調整を行なったがなお多くの問題が残った。すなわち(i) /u/のように他の母音にくらべて特異な形をしている場合これをどう記述するか, (ii) 声道の形の近似の度合(常

数 a と補助パラメータ h の値の変化) がその共振周波数ことに第3以上の高次ホルマントの周波数にどのように影響するか, (iii) 定常的な母音以外たとえば連続的に発声される半母音や子音のときは果してここで求めたような常数の値が適当であるか, (iv) 懸垂線型モデルの場合もっと合理的で適切な h の推定法はないか, (V) ここで検討した二つのモデル以上により合理的で実測資料をよく記述しうるモデルはないかなどの点である。これらについてはレントゲン撮影による声道の形の新しい実測資料が手に入り次第さらに検討, 研究する予定である。

3. ホルマント周波数の計算

物理的な量として観測される音声信号のうちで最も重要な情報要素はホルマント周波数であり, また Analysis-Synthesis の手法によって生理音響段階での音声の分析, 識別を行なうときに物理音響段階と生理音響段階の仲介の役を果すのもホルマント周波数である。このホルマント周波数は発声時の声道の形の共振周波数である。声道の形からホルマント周波数を求めるには種々の方法があるがここではまず声道内の音波の波動方程式の解による方法を, ついで声道の回路理論的考察結果による方法の二つについて検討し, 特にその計算機による数値的な求め方を考察し, 実際に計算した。

3. 1. 声道内音波の波動方程式の解による方法

(1) 声道内音波の波動方程式

一般に声道の等価半径は可聴音波領域の波長に比較して小さいので, 声道内の音波は問題とする周波数領域 (3500%以下) では平面波と考えて差支えない。また母音型のみを対象とすれば鼻腔や気管の結合は無視できる。したがって声道の形からそのホルマント周波数を求めるには, 原理的には適当な境界条件のもとで次の波動方程式 (Webster's horn equation) を解けばよい。(7)

$$A \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{1}{A} \frac{\partial U}{\partial x} \right) - \frac{1}{C^2} \left(\frac{\partial^2 U}{\partial t^2} \right) = 0$$

t は時間変数, x は空間変数 (6)

ここで $U = (x, t)$ は声道内音波の体積流 (cm^3/sec), c は音速 (cm/sec), t は時間 (sec), $A = A(x)$ は場所的に変化する声道の横断面積 (cm^2) である。さらに U は正弦波 (時間関数) と $U(x)$ の積 $U = U(x, t) = U(x) e^{st}$ $s = \sigma + j\omega$ であらわせるから, (6)式には

$$A \frac{d}{dx} \left(\frac{1}{A} \frac{dU}{dx} \right) - \left(\frac{s}{c} \right)^2 U = 0 \quad (7)$$

となる。声道の伝達関数 T は $T = U_n / U_0$ (U_0 , U_n は声門および唇における音波の体積流) であり, 声道の共振状態では $T \rightarrow \infty$ なるから, $U_0 = 0$ (U_n は有限値と仮定) となる。また唇は空間の境界において放射特性をもつので, 結局次式を解くことにより, 声道の共振周波数が求まる。

$$\begin{cases} A \frac{d}{dx} \left(\frac{1}{A} \frac{dU}{dx} \right) - \left(\frac{s}{c} \right)^2 U = 0, & s = \sigma + j\omega \\ U_0 = U(x=0) = 0 \cdots \cdots & \text{声門における共振のための境界条件} \\ \frac{dU}{dx} + \left(\frac{s}{c} \right)^2 \left(\frac{m_{sr}}{\rho_0} \right) U = 0 \cdots \cdots & \text{唇における放射のための境界条件} \end{cases} \quad (8)$$

ここで m_{sr} は唇の音響放射質量 (gr), ρ_0 は空気密度 (gr/cm^3) である。

(2) 波動方程式の数値解法

$A = A(x)$ すなわち場所 x の関数であり声道の形が一樣でないので(8)式を直接解くことはできない。計算機で数値解を求めるには(8)式は双曲型偏微分方程式の形をしており, 解の収斂性, 計算所要時間などから考えて差分方程式に変換して解く方法が適している。声道の管内損失 (粘性損失, 摩擦損失を含む) はまだ定量的に完全には知られていないが, 共振周波数のみを求めるには共振の Q の値が大きい (損失が少ない) ので無視してよく, $\sigma = 0$, $s = j\omega$ とおくことができる。そうすると(8)式は次の差分方程式に変換される。

$$\begin{cases} U_{n-1}(\beta + a_n) - U_n - a_n U_{n+1}, & s = j\omega \\ U_0 = 0 \cdots \cdots & \text{声門での共振の境界条件} \\ U_{n-1} = \alpha U_n \cdots \cdots & \text{唇での放射の境界条件} \end{cases} \quad \begin{matrix} (9-1) \\ (9-2) \\ (9-3) \end{matrix}$$

ここで

$$\begin{cases} \alpha \equiv 1 - \left(\frac{2\pi}{c} \right)^2 \left(\frac{M}{\rho_0} - A_n \right) h^2 f^2 & A_n \equiv A_n / A_{n+1} \\ \beta \equiv 1 - \left(\frac{2\pi}{c} \right)^2 h^2 f^2 & U_n \equiv U(x = nh) \\ 0 \leq n \leq N & A_n \equiv A(x = nh) \\ h \equiv l / N & M_{sr} \equiv M_{sr} A_n \end{cases}$$

h は差分方程式に変換するためにとった長さの微小きさみ幅, l は声道の全長, N は全区間数である。

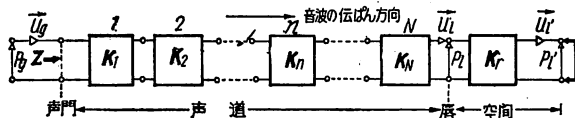
(3) 実際の計算法

一般には任意の周波数 f を与えて (9-1) 式, (9-3) 式を計算し, (9-2) 式の境界条件を満足するまで f の値を更新して試行錯誤法的な繰返しによりホルマント周波数を求める。しかしこの方法は計算所要時間を非常に多く費すのであまり賢明な方法とはいえない。そこで f の変化にともなう $U_0=0$ の点を境として U_0 の符号が逆転する (他の点ではこのようなことは起らない) のに着目して, 実際には次の探索歩幅漸減による計算方法を用いた。

(i) 周波数 f を 20% から $\Delta_1 f = 100\%$ 間隔に計算して U_0 の符号の逆転する個数 m とその点の周波数 $f_{11}, f_{12}, \dots, f_{1m}$ を調べる。(ii) $\Delta_2 f = 20\%$ 間隔で $f_{11}, f_{12}, \dots, f_{1m}$ の近傍においてさらに符号が逆転する周波数 $f_{21}, f_{22}, \dots, f_{2m}$ を求める。(iii) 同様にして $\Delta_3 f = 5\%$ 間隔でさらに細かく $f_{21}, f_{22}, \dots, f_{2m}$ の近傍で $f_{31}, f_{32}, \dots, f_{3m}$ を求める。以上の (i), (ii), (iii) により能率的に 5% 精度でホルマント周波数 $F_1, F_2, \dots, F_m$ が抽出できる。実際に用いた数値は $m = 3$ (第 3 ホルマント周波数まで), $U_n = 1$ (cm²/sec), $h = 0.5$ (cm), $l_t = 16.0 \sim 17.0$ (cm), $c = 3.5 \times 10^4$ (cm/sec), $\rho_0 = 1.21 \times 10^{-3}$ (gr/cm³), $M_s/h\rho_0 = 0.5$ (gr/cm²) である。またきざみ h を小さくすることにより精度は高くなるが, 第 3 ホルマント周波数までの範囲 (3500% 以下) では計算所要時間を考慮に入れると $h = 0.5$ (cm) が最適であった。

3. 2. 声道の形の回路理論的考察による方法

3. 1. の波動方程式による解法では U_n を既知と仮定しないとホルマント周波数が求まらない。したがって母音型のように声道に分岐が存在しない場合にはよいが, 鼻音のように鼻腔と口腔との結合によって分岐点がある場合, その点での体積流 U (cm²/sec) の分流比が既知でないと共振周波数や反共振周波数を求めることはできない。そこで鼻音などの分析においては, 声道の形それ自身の大きさと形のみからその共振 (または反共振) 周波数が求められることが望ましい。このような観点から声道の形の回路理論的考察によってホルマント周波数を求める方法を考察した。



第 2 図 音響管による声道の等価回路 (母音型)

(1) 声道の周波数特性の行列表示

声道は近似的には横断面積の異った短かい音響管の縦続接続で近似されるから音響 4 端子理論を用いて, 母

音型の場合第 2 図のような等価回路網に変換され, この特性は次式であらされる。ただし管内損失は前記の理由により無視する。

$$\begin{bmatrix} P_g \\ U_g \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A & B \\ C & D \end{bmatrix} \begin{bmatrix} P_l \\ U_l \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A' & B' \\ C' & D' \end{bmatrix} \begin{bmatrix} P_l \\ U_l \end{bmatrix} \quad (10-1)$$

ここで

$$\begin{bmatrix} A & B \\ C & D \end{bmatrix} = \prod_{n=1}^N K_n, \quad \begin{bmatrix} A' & B' \\ C' & D' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A & B \\ C & D \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A_r & B_r \\ C_r & D_r \end{bmatrix} \\ = \begin{bmatrix} AA_r + BC_r & AB_r + BD_r \\ CA_r + DC_r & CB_r + DD_r \end{bmatrix} = \prod_{n=1}^N K_n K_r \quad (10-2)$$

$$K_n = \begin{bmatrix} A_n & B_n \\ C_n & D_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cosh \theta_n & Z_0 \sinh \theta_n \\ Y_0 \sinh \theta_n & \cosh \theta_n \end{bmatrix} \\ = \begin{bmatrix} \cos \theta_n & j Z_0 \sin \theta_n \\ j Y_0 \sin \theta_n & \cos \theta_n \end{bmatrix} \\ \theta_n = \frac{\omega}{c} h = \frac{2\pi h}{c} f, \quad Z_0 = \frac{1}{Y_0} = \frac{\rho_0 c}{A_n} \quad (10-3)$$

$$K_r = \begin{bmatrix} A_r & B_r \\ C_r & D_r \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta_r & j Z_r \sin \theta_r \\ j Y_r \sin \theta_r & \cos \theta_r \end{bmatrix} \\ \theta_r = \frac{2\pi f}{c} h_r, \quad Z_r = \frac{B_r}{D_r} \quad (10-4)$$

P_g, U_g は声門における音圧 (dyne/cm²) と体積流 (cm²/sec), P_l, U_l は唇における音圧 (dyne/cm²) と体積流 (cm²/sec), P_l, U_l は唇から空間への放射特性を考慮に入れた場合の音圧 (dyne/cm²) と体積流 (cm²/sec) であり, 他はすべて, 3. 1 (2) と同様である。また音響放射特性による補償効果をあらわす長さ h_r は一般には第 1 種のベッセル関数とストルウ関数であらわされるが, ^{(9), (10)} 問題とする周波数領域 (3500% 以下) ではその低抗分は無視できて $h_r = 0.85 \sqrt{A_n/\pi}$ となる。

(2) 等価回路の数値解法

声道の伝達関数は $T = \vec{U}_l / \vec{U}_l$ で, その共振条件は $T \rightarrow \infty$ となる。すなわち (10-1), (10-2), (10-4), の各式から

$$T = \frac{\vec{U}_l}{\vec{U}_g} = \frac{1}{CZ_r + D} \frac{D_r}{CB_r + DD_r} \frac{D_r}{D'} \quad (11)$$

共振条件は可聴周波数領域では D_r は 0 でない有限値であるので $T \rightarrow \infty$ から $D' = 0$ となる。これは微小きざみ幅 h で等分割した横断面積のそれぞれ異った N 個の単位区間の特性をあらわす複素行列 K_n の積の計算に帰着し, 声道内の音圧 P (dyne/cm²) や体積流 U (cm²/sec) の分布直接知

られなくても $D' = 0$ からその共振周波数を解くことができる。(10-1) ~ (10-4) の各式のそれぞれの行列は 2 行 2 列の複素行列であるので一般の複素解析サブルーチンを用いると計算所要時間が多くかかる。そこで実際にはこの計算のみに適用できる単能的なサブルーチンをつくり、これを用いて計算を行なった。

4. 声道の形のパラメータ・システムと

そのホルマント周波数との対応関係の検討

Analysis-by-Synthesis の手法によって生理音響段階で音声の分析、識別の研究を行なうためにはここに用いた声道の形の基本パラメータによる記述が適切なものであるかどうか、またそれから計算されたホルマント周波数の関係が正しい対応関係を示しているかどうかが重要な問題になるのでその点について検討した。

4. 1. 検討すべき問題点

検討すべき問題点として考えたのは次の諸点である。

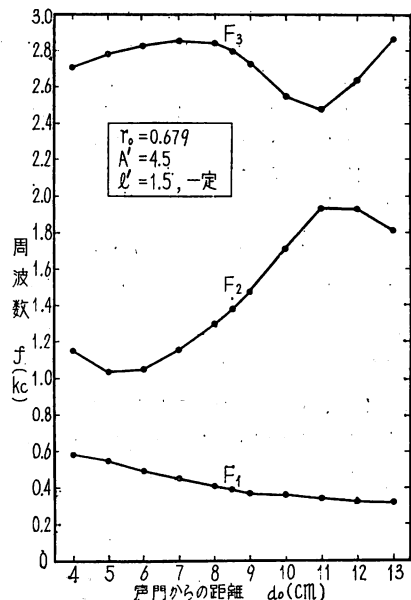
- (1) 一次パラメータ (制御パラメータ) として声門から測った調音点の位置 d_0 (cm), 調音点でのせばめの等価半径 r_0 (cm), 唇の開口面積 A' (cm²) とそのまるめの区間 l' (cm) またはその比 A'/l' (cm) が採用できるか。
- (2) 曲率常数 a の変化の影響はどのくらいか。
- (3) 声門近傍の咽頭部分の近似的記述の影響はどのくらいか。
- (4) 波動方程式と回路理論の解析によって計算されたホルマント周波数の値は互にどの程度近似し、またそれらは実測値と比較して適正か。

4. 2. 問題点の検討結果

声道の舌区間の形をあらわすパラメータ・システムとして放物線型と懸垂線型の二つのモデルを検討したが、両者の近似の度合は第 1 図からわかるように同程度であるので、計算所要時間を考慮に入れて、すべて (7) 式の放物線型モデルを用いた。声道全体の形は舌区間の放物線型モデルと、唇の区間や声門近傍の咽頭区間の生理的な構造による近似的な記述とによってあらわされる。基本パラメータの変化域は日本語母音についてはいままでのところほとんど知られていないので、英語についての普通の成人男性による値 $d_0 = 4 \sim 13$ (cm), $r_0 = 0.3 \sim 1.2$ (cm), $R = 1.2$ (cm), $A'/l' = 0.1 \sim 20$ (cm) を用い、この範囲で検討した。⁽⁴⁾

- (1) 基本パラメータの変化によるホルマント周波数の変化例

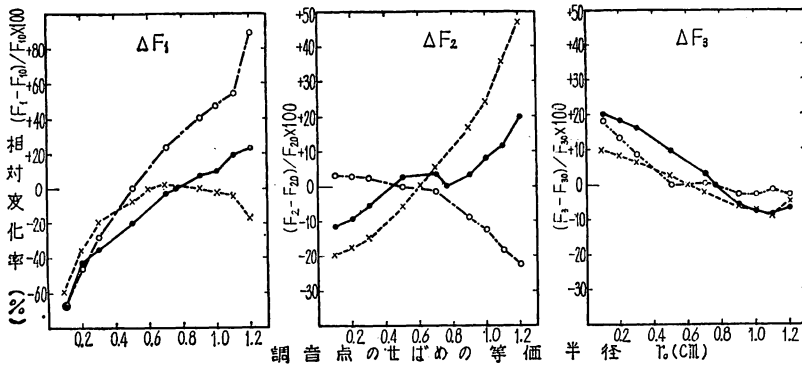
(i) d_0 による変化例 他のパラメータ A'/l' , r_0 , $a = 0.078$ を一定にして d_0 のみを $4 \sim 13$ (cm) の範囲で変えたときの 1 例を第 3 図に示す。これから一般的にいって前 → 中 → 後母音変化とそれに対応したホルマント周波数の関係を定性的によく説明することができる。また第 5 ホルマント周波数 F_3 は F_1, F_2 にくらべて変化が小さいが、前母音 $/i/, /e/$ の F_2 は後腔 (back cavity) の約半波長共振に近くなり F_2 と F_3 が接近してくる。



第 3 図
調音点の位置 d_0
の変化によるホル
マント周波数
の変化例

- (ii) r_0 による変化例 千葉、梶山両氏の実測資料の $/i/, /a/, /u/$ を代表例にとり、 r_0 のみを変えたときのホルマント周波数の変化例を第 4 図に示す。前母音 $/i/$ の F_1 は d_0 が一定であるとき r_0 によってほとんど確定するので一番変化が大きく、後腔の体積が増えると大きな値となる。また $/u/$ の F_1 の変化は $/i/$ ほどではないが $/a/$ より大きい。

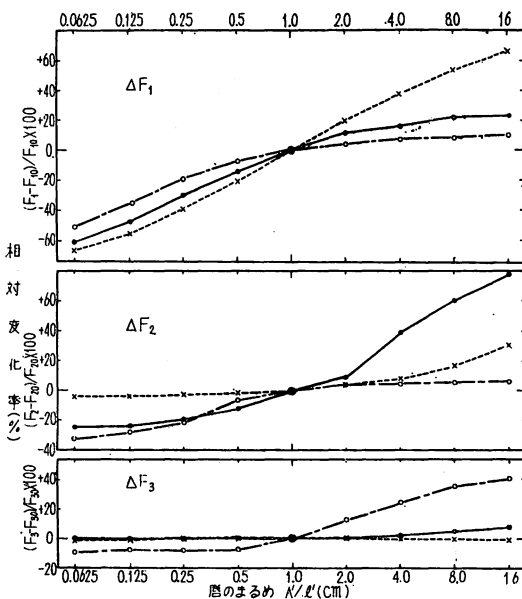
$/u/, /a/$ の F_2 は後腔よりも前腔 (front cavity) に若干多く影響され r_0 が大きくなるにしたがい高くなるが、 $/i/$ については口腔 (oral cavity) のせばめによって低くなる。 F_3 については $/i/, /a/, /u/$ とせばめの前の部分に関係するので r_0 が大きくなると一般に低くなる。 r_0 の変化が $0.15 \sim 1.2$ (cm) の範囲にわたると各ホルマント周波数は大きく変化し、相対変化率で F_1 については $-60 \sim +80\%$, F_2 については $-20 \sim +50\%$, F_3 については $-10 \sim +20\%$ と相当に変化する。

第4図 調音点でのせばめ r_0 の変化によるホルマント周波数の変化例(相対変化率表示)

	d_0	A'	l'	F_{10}	F_{20}	F_{30}
●—●/u/	9.0	1.7	1.5	355	1160	2650
×---×/a/	4.5	8.4	1.0	675	1150	2905
○---○/i/	12.0	3.6	1.5	270	1990	2695

$d_0, A', l', a=0.078$ 一定

(iii) A'/l' による変化例 これは唇のまるめによる影響をあらわすもので*/i/*, */a/*, */u/*の代表例について第5図に示す。 A'/l' は音響インピーダンス(単位はacoustic ohm)に逆比例するので、唇から空間への音響輻射特性を考慮に入ると、 A'/l' が増えたとすべてのホルマント周波数を高くし、その相対変化率は低次のホルマ



第5図 唇のまるめの変化によるホルマント周波数の変化例(相対変化率表示)

	F_0	d_0	l'	F_{10}	F_{20}
●—●/u/	0.756	9.0	1.5	355	1160
×---×/a/	0.605	4.5	1.0	675	1150
○---○/i/	0.442	12.0	1.5	270	1490

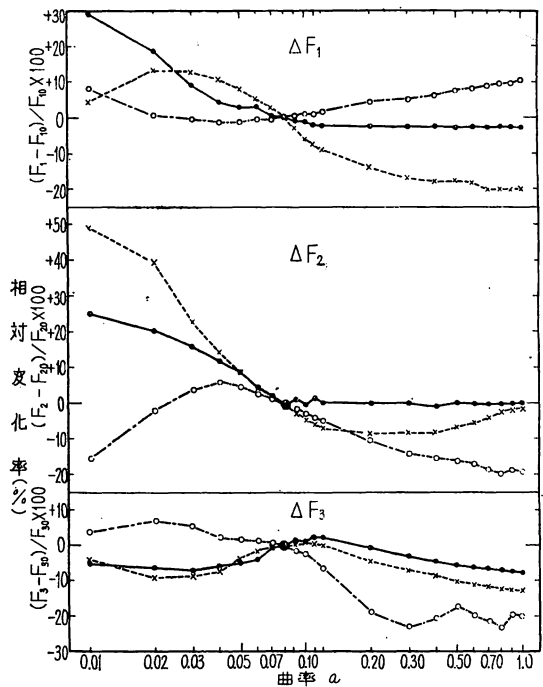
$r_0, d_0, l' a=0.078$ 一定

ント周波数ほど大きく、全体の变化範囲は $-60 \sim +60\%$ にも達する。

(2) 舌区間の曲率 a の変化によるホルマント周波数の影響

放物線モデルでは曲率 a を常数としており、検討結果から $a=0.078$ なる値が求まったが、MITでは $a=0.025$ を採用している。そこでこの曲率(常数)

a によってホルマント周波数がどのくらい影響されるかが問題となる。われわれは $a=0.01 \sim 1.0$ の範囲で前と同様*/i/*, */a/*, */u/*の代表的な母音を用いて検討した。その結果を第6図に示す。この実験における限り $a=0.05 \sim 0.12$ の範囲ではすべてのホルマント周波数の変化が $\pm 10\%$ 以内に入るが、 $a=0.025$ の近傍では a の変化によるホルマント周波数の変化が激しい。 F_2 の変化が大きい

第6図 曲率常数 a の変化によるホルマント周波数の変化例(相対変化率表示)

	r_0	d_0	A'	l'	F_{10}	F_{20}
●—●/u/	0.756	9.0	1.7	1.5	355	1160
×---×/a/	0.605	4.5	8.4	1.0	675	1150
○---○/i/	0.492	12.6	3.6	1.5	270	1990

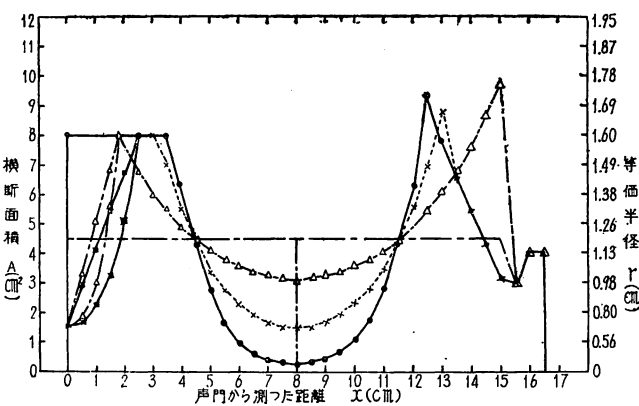
はせばめの前後の声道の体積によって強く影響を受けることによると考えられる。

(3) 声門近傍の咽頭区間の近似的記述によるホルマント周波数の変化例

厳密には声門近傍の咽頭区間の断面積は一定ではなく、また第1図からわかるように、気管と咽頭部は後喉頭部で分歧し音韻により若干変化する。その影響をより詳細に調べるにはレントゲン写真観測による多数の実測資料を必要とし、また計算機で声道の形を求めるには多価関数となるので相当面倒になる。そこでここでは計算を単純にするため近似的な記述を用いた。等価半径が放物線的に変わる場合、横断面積が直線的に変化する場合、全然変化しない場合の三通りにについていくつかの代表例をとり比較した。中母音の場合にホルマント周波数のずれが最も大きくその結果を第7図に示す。この結果によると咽頭部分の横断面積が小さくなるとすべてのホルマント周波数が高い方へ移動する。これは声道の形が後端で小さくなったためであると考えられる。三通りのうちでいずれがより正確な咽頭部をあらわす記述であるかは推定することはむずかしいが、G. Fant の実測資料による精確な研究によると問題とする周波数領域 (3500%以下) ではこの影響はいずれも小さい⁽⁵⁾。

(4) 波動する方程式の解と回路理論の解析の結果によるホルマント周波数の比較

第1図の声道の形による声道内の体積流についての波動方程式の解と、回路理論的解析結果によって求めた日本語5母音のホルマント周波数を実測資料⁽⁶⁾と比較して第2表に示す。これから、二通りの方法によって求めたホルマント周波数と実測資料によるそれらとがかなりよく一致し、声道の形を記述するパラメータ・システムが少なくとも母音の場合には適切であったことがわかる。なお波動方程式の解と回路理論的解析でとくに F_3 が若干異っているのは、唇からの音響放射特性がかなり複雑な関数形であるのでその近似表現に起因しているものと考えられる。



第7図 声門近傍の咽頭区間の近似によるホルマント周波数の変化例 (中母音)

r_0 (cm) *		F_1	F_2	F_3
●—● 0.3	I	265	1255	3510
	II	290	1260	3705
	III	310	1260	3780
×...× 0.7	I	410	1345	2835
	II	450	1360	2930
	III	475	1370	2980
△...△ 1.0	I	480	1455	2500
	II	510	1480	2560
	III	525	1500	2600
* 咽頭区間	I	近似なし (変化なし)		
	II	直線型近似		
	III	放物線型近似		

$d_0 = 8 \text{ cm}, A' = 4 \text{ cm}, 2l' = 1 \text{ cm}$ 一定 cm cm

するので各調音パラメータの変化による F_1, F_2, F_3 の大略とその変化の傾向を知ることがAnalysis-by-Synthesisの手法を適用する際の整合のための各パラメータの制御順位を決めるために必要である。また各声道の形に応じてそのホルマント周波数の大略を知ることが音声学的にも興味あることである。そこで計算によって上記のすべての変化範囲にわたって F_1, F_2, F_3 を求めたが、実測資料の母音の値に近い $r_0 = 0.7 \text{ (cm)}$ の場合とせばめの小さい $r_0 = 0.4 \text{ (cm)}$ の場合および大きい $r_0 = 1.0 \text{ (cm)}$ の場合の例を第8.1図、第8.2図、第8.3図に示す。

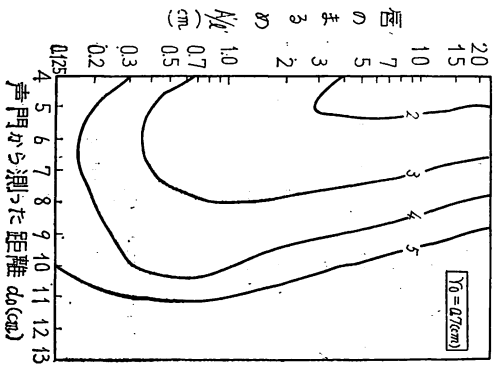
計算したすべての等高線図から一般的には次のことがいえる。第1ホルマント周波数 F_1 については d_0 が小で A'/l' が大(unrounded)で高くなり、 A'/l' が小(rounded)で低くなる。また d_0 が極端に唇に接近しても低くなる。 F_2 については d_0 が大、 A'/l' が大で高くなり、 d_0 が大、 r_0 が小で顕著に高くなる。 F_3 については、 d_0 が大 A'/l' が大、(ただし l' が小)のとき少しずつ高くなる。これらの結果はMITの声道型音声合成装置による同じような等高線図と同傾向を示すが、 F_1, F_2 の値が若干低目になっている

4.3. ホルマント周波数の等高線図

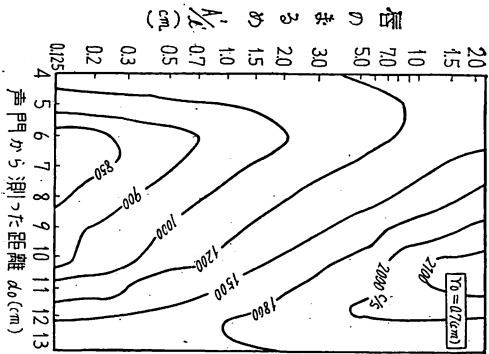
実際の母音型音声の声道の形はその生理的拘束条件によりある制限範囲が存在するが、それでも $d_0 = 4 \sim 13 \text{ (cm)}$ 、 $r_0 = 0.3 \sim 1.2 \text{ (cm)}$ 、 $A'/l' = 0.1 \sim 20 \text{ (cm)}$ の範囲に変化

第2表 日本語5母音の計算値と実測値によるホルマント周波数の比較

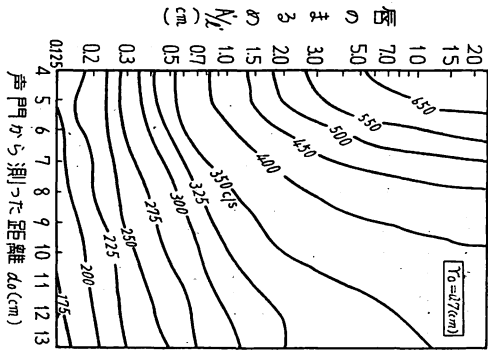
項目 母音	基 本 パ ラ メ ー タ				l_t (cm)	実測されたホルマント周波数			計算されたホルマント周波数 (%)					
									波 動 方 程 式			回 路 理 論 的 解 析		
	r_0 (cm)	d_0 (cm)	A' (cm ²)	l' (cm)		F_1	F_2	F_3	F_1	F_2	F_3	F_1	F_2	F_3
/i/	0.492	12.0	3.6	1.5	17.0	280		2800	270	1990	2695	265	1980	2595
/e/	0.770	12.0	5.0	1.0	16.0	500	2000		365	1940	2865	360	1930	2805
/a/	0.605	4.5	8.4	1.0	16.0	800	1200		675	1150	2905	675	1140	2925
/o/	0.660	5.5	1.4	1.5	17.0	500	1000		410	900	2835	400	900	2850
/u/	0.756	9.0	1.7	1.5	17.0	400	1200		355	1160	2610	350	1130	2545



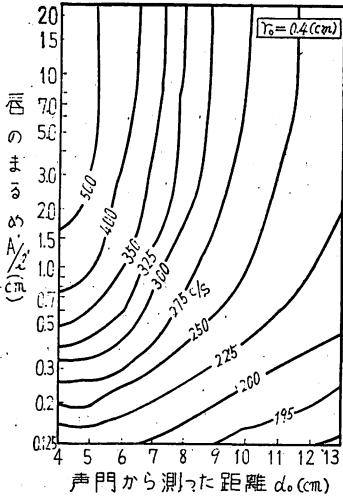
第8. 1(c)図
第1と第2ホルマント
周波数の比の等高線図



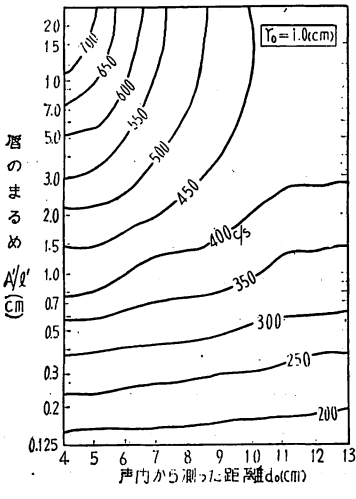
第8. 1(b)図
第2ホルマント周波数
の等高線図



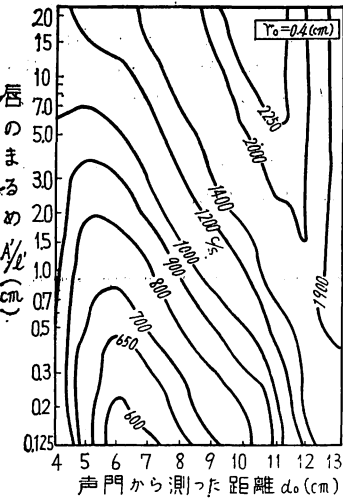
第8. 1(a)図
第1ホルマント周波数
の等高線図



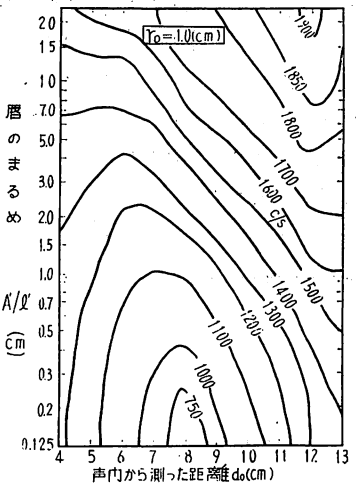
第 8. 2(a)図
第 1 ホルマント周
波数の等高線図



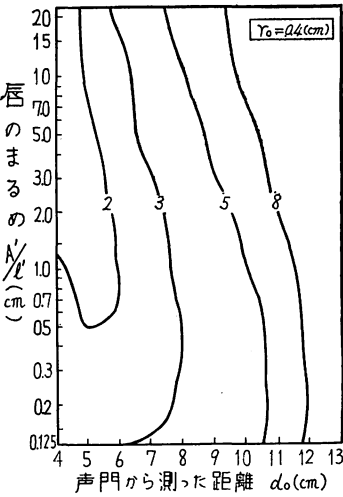
第 8. 3(a)図
第 1 ホルマント周
波数の等高線図



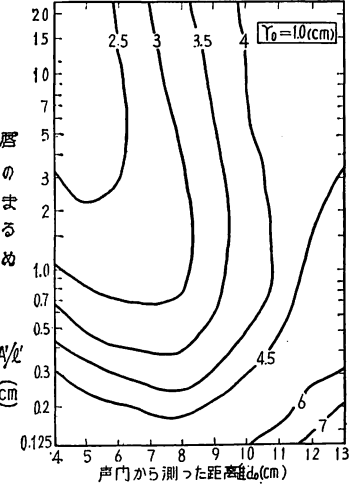
第 8. 2(b)図
第 2 ホルマント周
波数の等高線図



第 8. 3(b)図
第 2 ホルマント周
波数の等高線図



第 8. 2(c)図
第 1 と第 2 ホルマ
ント周波数の比の
等高線図



第 8. 3(c)図
第 1 と第 2 ホルマ
ント周波数の比の
等高線図

る。*パラメータのうちで A'/l' , d_0 , d_0 の順にホルマント周波数の変化の度合が大きくなる。

5. 結 言

Analysis-by-Synthesis の手法による生理音響段階での音声の分析、識別の研究の準備として、日本語母音に適合する声道の形を記述するパラメータ・システムを求め、次に声道内の音波の波動方程式の解および声道の回路理論的解析結果を用いてそのホルマント周波数を求め、実測資料と比較してかなりよい近似値を得た。発声時の声道のレントゲン写真観測の実測資料を手に入れ次第さらに詳細な解析を行なうとともに、引続き一般の子音および鼻音についても声道の形からのホルマント周波数の計算についての検討を行なっている。今後の問題としてはAnalysis-by-Synthesis の手法を実際の生理音響段階での音声の分析、識別に適用し、従来の物理音響段階および音声学的な結果と比較、検討してゆく予定である。

最後に常に御指導をいただいている上田所長、河野次長、尾方室長に感謝し、また共同で研究をすすめている鈴木技官の協力に謝意を表します。

*曲率常数 α の違いによるものではないかと考えられる。

参 照 文 献

- (1) K.N. Stevens; "Toward a Model for Speech Recognition", JASA., 32, No.1 (Jan., 1960).
- (2) 角川, 中田; 「合成による分析法」によるホルマント周波数の抽出, 電波研季報, 9, No. 43 (1963.7).
- (3) J.M. Heinz; "An Analysis of Speech Spectra in Term of a Model of Articulation", Speech Communication Seminar, Stockholm (1962).
- (4) K.N. Stevens and A.S. House; "Development of a Quantitative Description of Vowel Articulation", JASA., 27, No. 3 (May, 1955).
- (5) G. Fant; "Acoustic Theory of Speech Production", Mouton & Co., s'-Gravenhage (1960).
- (6) Chiba and Kajiyama; "The Vowel-Its Nature and Structure", Tokyo-Kaiseikan (1941).
- (7) E. S. Weibel; "On Webster's Horn Equation", JASA, 27, No. 4 (July, 1955).
- (8) E. S. Weibel; "Vowel Synthesis by means of Resonant Circuits", JASA., 27, No. 5 (Sept., 1955).
- (9) J. L. Flanagan; "Analog Measurements of Sound Radiation from the Mouth", JASA., 32, No. 12 (Dec., 1960).
- (10) P. M. Morse; "Vibration and Sound", Second Edition, McGraw-Hill (1948).