聴覚外耳道のアナログシミュレーション

石田 雅・江谷 幸一・吉田 隆*・副井 裕・戎谷 圭介

電気電子工学科 *日本電気エンジニアリング(株)

(1991年9月1日受理)

Analog Simulation of Ear Canal

by

Masamu Ishida, Kouichi Etani, *Takashi Yoshida, Yutaka Fukui and Keisuke Ebisutani

Department of Electrical and Electronic Engineering

* NEC Engineering Co.

(Received September 1, 1991)

This paper proposes a novel analog simulation of an ear canal. An canal generally has an acoustic gain of about 10 dB over the frequency range of 2-5 kHz. Considering the ear canal to be an acoustic tube, we can be descriged it in terms of the difference between sound pressure at the entrance of the canal and tympanic membrane. It is shown from the analogy between the acoustic and electrical system that the ear canal acts as an electrical lowpass filter. In particular, we deal three methods realizing the function of the ear canal, as shown below.

- 1) a method using cascaded modules of first order.
- 2) a method using biquad filter circuit.
- 3) a method using a lowpass and a highpass filter.

Key words : Analog simulation, Outer ear, Ear canal, Auditory physicology

1. まえがき

近年、ニューラルネットワークに代表される人間の脳 並びに、感覚器官等の情報処理に関する研究が高まって いる。こうした人間が行う情報処理手法を学ぶことによ り、信号処理手法に何か新しい方法が見いだされるので はないかと考えられる。ここでは、感覚器官の一つであ る聴覚器官に注目し、特にそのうちの外耳を取り上げる。

一般に、聴覚器官⁽¹⁻³⁾は外耳,中耳,内耳に分けられ る。音の信号は、外,中,内耳を伝播して大脳皮質の聴 覚中枢へ到達して音として知覚される。外耳は耳介と外 耳道によって構成されている。外耳道は音響工学的にみ ると一つの管(音響管)と見なされ、音響フィルタ⁽⁴⁾と して取り扱われるのが一般的である。

聴覚器官に関する研究は、これまで数多くなされており⁽⁵⁻²⁰⁾、中耳、内耳に関するものが大多数である (^{5-13,16,17,20)}。しかし、外耳に関してはあまり詳細に 考察されていないようである。 本論文では、一つの音響フィルタと見なした外耳道に 対し、機械系システムと電気系システムとの類推性

(Analogy)⁽²¹⁾より、低域通過フィルタとして取扱いその実現回路について考察している。実現の方法として、 生理学データ⁽¹⁻³⁾による外耳道の音圧特性にもとづいて、 以下のような手法を検討している。

- 1. 折れ線近似(22)による方法
- 2. バイカッド型フィルタ回路(22)を用いる方法
- 低域通過フィルタ特性と高域通過フィルタ特性を 合成させる方法

上記の各々の方法に対し、計算機シミュレーションに より動作確認を行い、生理学データと特性比較して有効 な動作領域並びに、特徴を明かにしている。

2. 聴覚外耳のあらまし

聴覚器官の構造は図1に示すとおりである。聴覚器官 の聴覚を司る部分は、外耳、中耳、内耳と大別される。 本論文は、そのうちの外耳に注目したものである。外耳 は、耳介(音の集音,方向感覚)と外耳道(音の伝音)





Fig. 2 鼓膜上音圧と外耳道入口音圧との音圧比及び折れ線近似

からなる管であり、空気中を伝わってきた音は外耳道 (直径 7mm,長さ 23-27mm,容積約 1ml)を経て、外耳と 中耳の境に位置する鼓膜(直径 9mm,厚さ 0.1mm)を振動 させる。

機械系システムと電気系システムとの類推性の関係を 用いると、力(音響系では圧力)は電気系における電圧 に対応している。すなわち、生理学データとして得られ ている 鼓膜上音圧/外耳道入口音圧 特性を電圧比特性 と見なせば、それはフィルタ特性を表すことになる。上 記の手法を用いて、機械系システムの音圧比特性を電気 系システムにおけるフィルタ特性と見なして、以後取り 扱うことにする。

3. 折れ線近似による実現法

図2に示す外耳道の生理学データの音圧特性を一次要 素に分解し、一次のカスケードモジュールを使用して回 路の設計を行う。ただし、図2の音圧特性を、 1.8×104 [rad/s] から 2.3×104 [rad/s] 付近で、最大 10dB 程度 一次の低域通過関数であるので T (S) の回路構成は、 の共振特性を持つ低域通過フィルタ(LPF)とみなし て設計する。本折れ線近似伝達関数 T(S)は

$$T(S) = K \frac{(S+Z_1)^2}{(S+P_1)(S+P_2)^3}$$
(1)

となり、ここで

$$Z_{1} = 8 \times 10^{3} P_{1} = 1.6 \times 10^{4} P_{2} = 2.4 \times 10^{4}$$

$$K = P_{1} P_{2}^{3} / Z_{1}^{2} \doteq 3.46 \times 10^{6}$$
(2)

である。双一次伝達関数を満足するカスケードモジュー ルを用いるために式(1)を書き換えると

$$T(S) = (V1/Vin)(V2/V1)(V3/V2)(Vout/V3)$$

$$\equiv T_{1}(S) T_{2}(S) T_{3}(S) T_{4}(S)$$

$$= \frac{1}{S+P_{1}} \frac{S+Z_{1}}{S+P_{2}} \frac{S+Z_{1}}{S+P_{2}} \frac{1}{S+P_{2}} (3)$$

となり、 $T_1(S), T_2(S), T_3(S), T_4(S)$ それぞれの回路 を実現するために反転OPアンプ回路を選ぶとT₁(S), T₂(S)は双一次の伝達関数であるが、T₃(S), T₄(S) は、 図3のようになる。また式(1)の伝達関数を計算機でシミ ュレートした結果は図4に示している。

一般に折れ線近似による実現は、設計は比較的容易で あるが、遮断特性が急峻な場合特性関数が高次になるの で実現する回路構成も複雑になる。今回は、4×10⁴ [rad/s](約6500[Hz])付近での零点は無視して 2×10⁴ [rad/s](約3500[Hz])付近で最大 10dB 程度の共振特性 を持つ低域通過フィルタとみなして設計している。

今回の結果の他にも多くの伝達関数を検討してみた結 果、折れ線近似によるシミュレーションでは設計しやす いが、実現回路が複雑になりやすく、また、図4からも わかるように外耳道の音圧特性と比較すると、Q特性が 満足できないことがわかった。そこで、次に、バイカッ ド型LPF回路により、Q特性を改善したシミュレーシ ョンについて検討する。



Fig. 3 折れ線近似による実現回路



Fig.4 折れ線近似によるシミュレーション結果

4.1 バイカッド型低域通過フィルタ回路

図5は、バイカッドLPF回路を示している。ここで、 伝達関数T(S)(=Vout/Vin)は

$$T(S) = \frac{-1/R_1 R_4 C_1 C_2}{S^2 + (1/R_2 C_1)S + 1/R_3 R_4 C_1 C_2}$$
(4)
$$= \frac{\omega_0^2}{S^2 + (\omega_0/Q)S + \omega_0^2}$$

となり、ここで

$$\omega_0^2 = 1/R_3 R_4 C_1 C_2$$

$$Q = \sqrt{\frac{R_2^2 C_1}{R_3 R_4 C_2}}$$

 $H=R_3/R_1$

例えば、C₁=C₂=1,R₄=1 また周波数をω₀=1 とすれば、 式(5)から

$$R_1 = 1/H$$
, $R_2 = Q$, $R_3 = 1$ (6)

となり、バイカッド回路の重要な特徴である直交調整法 ができる。

- 1) R3によって与えられた周波数ωωに調整できる。
- R₂によって、すでに調整されたω₀を変化させ ずに、与えられたQの調整ができる。
- すでに調整されているω。やQに影響を与えないで、Riによって回路の利得Hを調整できる。

このように与えられた特性からω。、Q、Hが得られ れば、簡単にバイカッド形LPF回路による実現ができ る。



(5)

 $\begin{array}{l} R_1 = R_3 = R_4 = 5 \ [K\Omega] \\ R_3 = R_6 = 1 \ [K\Omega] \\ A_1, A_2, A_3 : LF356 \ (\mbox{agamma matrix} B_1 = 15 \ [V] \) \end{array}$

Fig, 5 バイカッド型LPF回路による実現回路

137

石田 雅・江谷幸一・吉田 隆・副井 裕・戎谷圭介:聴覚外耳道のアナログシミュレーション



Fig. 6 バイカッド型LPF回路によるシミュレーション結果

4.2 能動素子を用いた実現

138

ここでは、図2と比較して、式(4)において ωσ= 2×10⁴,Q=3,H=1 とした。このときの伝達関数 T (S)は

T (S)= -
$$\frac{(2 \times 10^4)^2}{S^2 + [(2 \times 10^4)/3] S + (2 \times 10^4)^2}$$
 (7)

となり、この伝達関数を計算機でシミュレートした結果 が図6である。式(4)と式(7)により図5の回路の各素子 値を決定すると、次のようになる。

図6で示されるように、バイカッド型LPF回路では 折れ線近似による実現と比較すると、Q特性の改善がみ られ実現回路の素子数も減少した。次に、4×10⁴ [rad/s] (約6500 [Hz])付近での零点と可聴周波数であ る 20 [KHz] 付近までを考慮するために、双二次の伝達関 数とそれを満足するバイカッド回路による実現方法を検 討する。 5. 双二次伝達開数とハイカッド回路による実現

一般に位相反転型の双二次伝達関数は次式で表される。

$$\frac{V_{2}}{V_{1}} = -\frac{1S^{2} + mS + n}{S^{2} + aS + b}$$
(9)

式(9)において、

1=m=0	のとき、	低域通過関数
l=n=0	のとき、	帯域通過関数
m=n=0	のとき、	高域通過関数
m = 0	のとき、	伝送零点をもつ関数

である。

式(9)と生理学データの音圧特性より、各係数を以下の ようにおく。 $\begin{array}{c|c} 1=1 &, & m=\omega_{0}=2\times 10^{4} &, n=b=\omega_{0}^{2}=4\times 10^{8} \\ a=\omega_{0}/Q=2\times 10^{4}/3.2 & \div 6.25\times 10^{3} \end{array}$ (10)

上記の場合、1a-m<0となるので、回路構成は、 図7の点線のようになる。

各素子値は、図7において、

である。シミュレーション結果は図8に示されている。 双二次伝達関数とバイカッド回路による実現方法は、 今までの実現方法と比較すると、Q特性を満足でき、ま た可聴周波数である20KHz付近までも考慮に入れた周波数 特性が得られることがわかった。

しかし、生理学データの音圧特性と比較してみると、 2×10⁴ [rad/s] と 5×10⁴ [rad/s] 付近の二箇所で共振特 性を示していることがわかる。次に、2×10⁴ [rad/s] 付 近の共振特性をLPFで実現し、5×10⁴ [rad/s]を HPFで実現して、それを加算した回路によって実現す る構成について検討する。

- 低域通過フィルタ回路と高域通過フィルタ回路の 加算による実現
 - 6.1 低域通過フィルタ回路と高域通過フィルタ回路

図2で示される生理学データの音圧特性を実現するた めに、図9(a)のようなLPF特性と、同図(b)のHPF の特性を加算すれば、同図(C)のような特性が得られるこ とが推測される。 そこで、LPF回路とHPF回路を 図10の回路による実現を考える。なお、LPF回路と HPF回路はバイカッド回路で実現し、それぞれ図11, 図12のようになり、それぞれの伝達関数 T₁(S), T₁(S)は以下のようである。



Fig. 7 双二次伝達関数とバイカッド回路による実現回路



Fig. 8 双二次伝達関数によるシミュレーション結果

$$T_{1}(S) = \frac{V_{1}}{V_{1}} = \frac{-H\omega_{1}^{2}}{S^{2} + (\omega_{1}/Q_{1})S + \omega_{1}^{2}}$$

$$= \frac{-C}{S^2 + aS + b}$$
(12)

$$T_{h}(S) = \frac{V_{h}}{V_{1}} = \frac{-HS^{2}}{S^{2} + (\omega_{h}/Q_{h})S + \omega_{h}^{2}}$$

$$= \frac{-fS^2}{S^2 + dS + e}$$
(13)

また、図11,図12と式(12),(13)より、各係数 a,b, c,d,e,fは

$$a=1/R_{1}C_{1} , b=\frac{R_{6}/R_{5}}{R_{2}R_{3}C_{1}C_{2}} , C=\frac{R_{6}/R_{5}}{R_{2}R_{4}C_{1}C_{2}}$$

$$d=1/r_{1}C_{1} , e=\frac{r_{6}/r_{5}}{r_{2}r_{3}C_{1}C_{2}} , f=-r_{10}/r_{9}$$
(14)

である。

140

6.2 低域通過フィルタ回路と高域通過フィルタ回路による実現

式(12),(13)の両式と生理学データの音圧特性から

$$\omega_1 = 2 \times 10^4$$
, $Q_1 = 3$
 $\omega_h = 5 \times 10^4$, $Q_h = 2$, $H = 1$ (15)

-1

とおくことができ、各素子値を

 $\begin{array}{c} R_{1} = 15 \ [K \ \Omega] \ , \ R_{2} = R_{3} = R_{4} = 5 \ [K \ \Omega] \ , \ R_{5} = R_{6} = 1 \ [K \ \Omega] \end{array} \right|$ $C_{1} = C_{2} = 10 \ [nF] \ , \ r_{1} = r_{4} = 4 \ [K \ \Omega] \ , \ r_{2} = r_{3} = 2 \ [K \ \Omega] \end{array} \right|$ (16) $r_{5} = r_{6} = r_{7} = r_{3} = r_{9} = r_{1,0} = 1 \ [K \ \Omega] \ , \ c_{1} = c_{2} = 10 \ [nF]$

と決定する。図10の実現回路の周波数特性は図13に 示されている。

図13で示されているように、このLPF回路と HPF回路の加算による実現方法は、今までの実現方法 と比較すると、Q特性も満足でき、可聴周波数を考慮に いれた、外耳道の音圧特性に近い周波数特性が得られた。



(b) HPF特性

Fig. 9 LPFとHPFの加算



Fig. 10 LPF回路とHPF回路による回路構成



Fig. 12 HPF回路

142



Fig. 13 LPF回路とHPF回路の加算によるシミュレーション結果

7. むすび

以上、聴覚器官の一つである外耳道のアナログシミュ レーションについて述べた。本論文で考察、検討した事 項についてまとめると以下のようになる。

- 折れ線近似による実現方法は、設計は容易であるが特性関数の次数が高い場合は、実現回路の素子数も多くなる傾向がある。
- 2) バイカッド型LPF回路による実現方法は、折れ線近似による実現方法と比較すれば、回路の素子数は少なく、Q特性も改善され第1次共振周波数付近までは満足される。
- 3) 双二次の伝達関数を実現するバイカッド形回路の実現方法では、第1次の共振特性は満足される。バイカッド型LPF回路による方法との相違は、第1次共振周波数以降の領域まで考慮している点である。

4) 外耳道の音圧特性は、生理学データより二箇所 で共振特性がみられる。本特性を実現するための LPFとHPFの合成による実現方法は、Q特性 並びに、第1次,第2次の共振特性を満足してい る。

今後は、生理学データ上から得られる特性関数をもと に等価電気回路を導出するとともに、より新しい等価回 路について検討する。さらに、中耳,内耳等の聴覚器官 のアナログシミュレーションについても考察していきた いと考えている。

参考文献

- 1)切替,野村 共著: "新耳鼻咽喉科学",南山堂 (1989).
- 2)三浦 種敏他: "聴覚と音声",コロナ社(電子通信 学会編)(1987)..
- 3)境,中山: "聴覚と音響心理",コロナ社(日本音響 学会編)(1988).

144 石田 雅・江谷幸一・吉田 隆・副井 裕・戎谷圭介:聴覚外耳道のアナログシミュレーション

- 4)城戸他: "基礎音響工学", コロナ社(日本音響 学会編)(1990).
- 5)J.J.Zwislocki: "Some impedance measurements on normal and pathological ears", J. Acoust.Soc. Am., Vol.29, No.12, pp.1312-1317(1957).
- 6)J.L.Flanagan: "Models for approximating basilar menbrane displacement", BSTJ, 39, No.5, pp.1163 - 1191 (1960).
- 7)A.R.Moller: "Network model of the middle ear" J. Acoust. Soc. Am., Vol.33, No.2, pp.168-176 (1961).
- 8)J.L.Flanagan: "Part.2: Models for approximating basilar membrane displacement", BSTJ, 41, No.3, pp.959-1009(1962).
- 9)J.J.Zwislocki: "Analisys of the middle-ear function .Part.1: Input impedance", J. Acoust. Soc. Am., Vol.34, No.8, pp.1514-1523(1962).
- 10)J.J.Zwislocki : "Analisis of some auditory characteristics", Handbook of Mathematical Psychology, Vol.3, Chap.15, John Wiley & Son (1965).
- 11)境: "基底膜の回路モデルとその応答", 音響学会 請演論文集, pp.39-40(1965).
- 12)鈴木、中津井: "聴覚のアナログシミュレーション",電波研究所季報, Vol.12, No.62, pp.313-324(1966).
- 河原田, 亀井, 中西: "基底膜のディジタル回路モデル", 電子通信学会論文誌(D), Vol.J61-D, No.4, pp.237-244(1978).
- 14)石田,江村,岡川,副井,戎谷: "聴覚外耳道の等価 電気回路について",電気関係学会中国支部連合大会 講演集,p.253(平成元年).
- 15)石田,江村,吉田,副井,戎谷: "聴覚外耳道のア ナログシミュレーション",電気関係学会中国支部連 合大会講演集,p.254(平成元年).
- 16)石田, 江村, 副井, 戎谷: "分布定数回路モデルを用 いた内耳基底膜のシミュレーション", 電気関係学会 中国支部連合大会講演集, p.255(平成元年).
- 17)江村,石田,副井,戎谷: "内耳基底膜に基づく音声 信号処理に関する一考察",電子情報通信学会技術研 究報告, CAS89-142, PP.17-24(1990).

- 18)石田,江谷,吉田,副井,戎谷: "能動フィルタを用 いた聴覚外耳道のシミュレーション",電気関係学会 中国支部連合大会講演集,p.273(平成2年).
- 19)石田,岡野,江村,副井,戎谷: "鼓膜のインビーダ ンスを考慮した聴覚外耳道のシミュレーション",電 気関係学会中国支部連合大会講演集,p.275 (平成2年).
- 20)石田,江村,副井,戎谷: "内耳基底膜の機能にもと づく信号処理の一手法",電気関係学会中国支部連合 大会請演集, p.276(平成2年).
- 21)末武国弘:"基礎電気回路1",培風館
- 22)M.E.Van Valkenburg : "アナログフィルタの 設計 ",産業報知センター.