

# 3つの直方体の窪みで構成した耳介モデルと実耳介の伝達関数の比較\*

◎石井要次, 土屋宏樹, 坂口慎治, 岡松俊哉, 西岡伸介, 飯田一博 (千葉工大・工)

## 1 はじめに

受聴者本人の頭部伝達関数(HRTF: Head-Related Transfer Function)を鼓膜上で再現すれば任意の方向に音像を制御できるが, 他人のHRTFを用いると前後誤判定[1]や臨場感の低下が生じる. したがって, 精度の高い3次元音像再生を実現するためには, 受聴者に適合するHRTFを提供する必要がある.

著者らは, HRTF 個人化のアプローチとして, HRTF に含まれる全ての情報を扱うのではなく, そこに含まれる方向知覚の手がかりを受聴者に適合させる方法を検討している. すなわち, 両耳間差情報(左右方向知覚), および第1,第2ノッチ(N1, N2)情報(前後・上下方向知覚)[2]の個人化である.

受聴者に適合する両耳間差情報を提供することは比較的容易である. 一方, 受聴者に適合するN1, N2をもつHRTFの提供については, 以下の2つの方法が考えられる.

方法1) 必要十分な規模のHRTFデータベースを作成し, そこから試聴により選出する[3].  
方法2) 写真などで得た受聴者の耳介の寸法データからN1, N2を推定する. その推定値からパラメトリックHRTFを生成する, あるいはデータベースから最も物理的に類似したHRTFを自動的に選出する.

本研究では, 受聴者が試聴する必要のない方法2について検討する. これまでに, Takemoto *et al.*[4]は, FDTD法による数値計算で, 耳介の主なcavity (concha, fossa, scapha)を3つの直方体の窪みで構成したシンプルな耳介モデル(Fig.1)でも, その伝達関数のピーク・ノッチの方向依存性は, 定性的には実耳介と類似することを示している(Fig. 2). そこで本研究では, これらのcavityの寸法を実耳介と一致させた耳介モデルを作成し, 出現したP1, N1, N2を実耳介のそれと比較した.

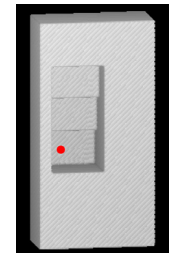


Fig. 1 3つの直方体の窪みで構成した耳介モデル [4]

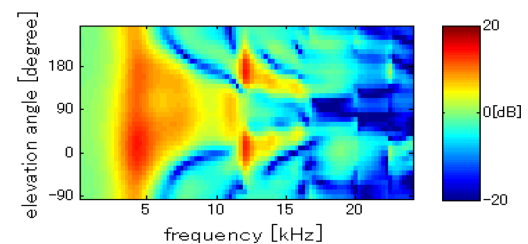


Fig. 2 耳介モデルの伝達関数 [4]

## 2 耳介形状の個人差

まず, 耳介形状にどの程度の個人差があるのか検討した. これについては, 従来から多くの検討が進められている[5-7]. 本研究では, 板垣[5]の計測箇所を参考に, ピーク・ノッチの形成に寄与するconcha, fossa, scaphaを含めた耳介の各部位(Fig.3, Table 1)の寸法を111名(222耳)の耳型から計測した. ただし, 耳介の傾き(x13)については, 20名の両耳の写真を撮り, 水平面に対して垂直となる直線と耳介の内寸(x9)を取る線分とのなす角により求めた.

結果をTable 2に示す. 変動係数CV(式1)を算出して個人差を評価した. concha, fossa, scaphaの3つのcavityに関する寸法(x2-4, x6-9)のうち, CVが最も大きかったものはx7の0.300であった. x6およびx9は0.084, 0.090と他の耳介部位と比べて小さな値をとった. それ以外の部位は0.1~0.2の範囲にあった.

$$CV = \frac{\sigma}{\bar{x}} \quad (1)$$

ここで,  $\sigma$ は標準偏差,  $\bar{x}$ は平均値である.

\* Comparison of transfer functions between the actual pinna and the simple pinna model, which is composed of a rectangular plate and three rectangular cavities, by ISHII, Yohji, TSUCHIYA, Hiroki, SAKAGUCHI, Shinji, OKAMATSU, Toshiya, NISHIOKA, Shinsuke, and IIDA, Kazuhiro (Chiba Institute of Technology).

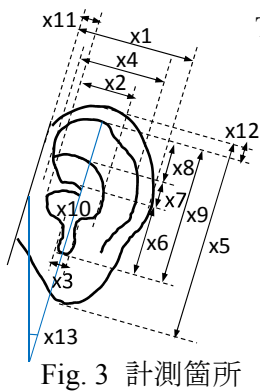


Table 1 計測箇所の名称

計測箇所	名称
x1	最大耳幅
x2	耳甲介腔の最大幅
x3	珠間切痕の最大幅
x4	耳輪の最大幅
x5	最大耳長
x6	耳甲介腔の長さ
x7	耳甲介舟の長さ
x8	舟状窩の長さ
x9	耳介の内寸
x10	耳甲介腔の深さ
x11	耳底線から 珠上切痕の幅
x12	最大耳長をとる線分内の 耳輪の長さ
x13	耳介の傾き

Table 2 耳介各部位の計測結果

	平均値[mm]	最大値[mm]	最小値[mm]	標準偏差[mm]	変動係数
x1	34.36	43.42	28.41	2.86	0.083
x2	19.26	26.05	13.36	2.17	0.113
x3	8.45	11.95	3.79	1.59	0.188
x4	25.52	36.84	16.75	3.24	0.127
x5	65.71	83.18	53.50	4.70	0.072
x6	21.14	26.71	16.59	1.77	0.084
x7	5.74	10.29	1.72	1.72	0.300
x8	17.68	24.97	10.35	2.85	0.161
x9	44.46	52.57	33.84	3.98	0.090
x10	13.47	17.69	9.29	1.60	0.119
x11	6.47	13.03	1.53	1.90	0.294
x12	5.40	11.24	2.46	1.42	0.263
x13	25.37[deg]	40.00[deg]	10.00[deg]	8.16[deg]	0.322

### 3 pinna の外形寸法が伝達関数に与える影響

cavity のモデル化を検討する前に, pinna の外形寸法が伝達関数に与える影響を確認した. Takemoto *et al.*[4]が FDTD 法で数値計算した耳介モデル(以降, 原型モデルと呼ぶ)をシリコンで作成し, pinna の外形寸法を変化させて, 伝達関数を測定した.

Fig. 4 に原型モデルの形状と寸法を示す. pinna 外形は, 縦 72 mm, 横 36 mm, 厚さ 17 mm の直方体で, 3 つの cavity の深さは, それぞれ 7mm, 11mm, 15mm である. 外耳道入口に相当する位置に直径 5mm の円柱形の穴をあけ, 直径 5mm のコンデンサマイクロホンの振動板が穴の表面に位置するようにした. つまり, 外耳道は閉塞した状態である.

このような原型モデルに対して, pinna 外形の幅(x1)および長さ(x5)を Table 2 に示す平均値, 最大値, 最小値とした 3 つの比較モデルを作成した(Table 3).

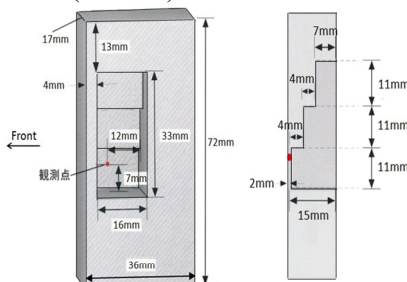


Fig. 4 原型モデルの形状. [4]を基に加筆.

Table 3 比較検討した耳介モデルの pinna 外形

モデル	外形の幅(x1) [mm]	外形の長さ(x5) [mm]
原型モデル	36	72
比較モデル1(平均)	34	66
比較モデル2(最大)	43	83
比較モデル3(最小)	28	54

#### 3.1 伝達関数の測定方法

測定は無響室で行った. 測定システムはノートパソコン(studio XPS 1340), D/A コンバータ(Fire Face 400), アンプ(HC1500), スピーカ(FE83E, SV-70), A/D コンバータ(M-10MX)で構成した. 音源には swept-sine 信号を用いた. 音源信号のサンプリング周波数は 48000 Hz, サンプル長は  $2^{18}$  である. 測定方向は外耳道入口を通る平面(矢状面)内の 7 方向( $0 \sim 180^\circ$  まで  $30^\circ$  間隔)である. スピーカから外耳道入口までの距離は 1.2m である. 耳介モデルは真上から見て  $5^\circ$  傾けて配置した(Fig.5(a))[4]. また, Table 2 の耳介の傾き(x13)に従って, 鉛直方向から  $25^\circ$  後方に傾けて配置した(Fig.5(b)).

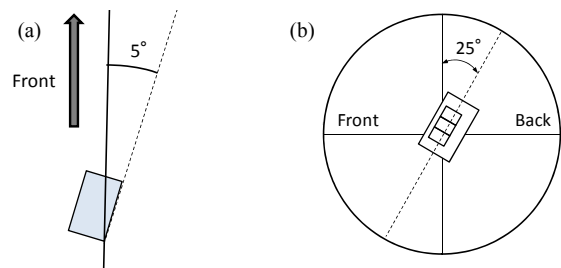


Fig. 5 耳介モデルの配置方法

#### 3.2 測定結果

測定結果を Fig. 6 に示す. いずれの比較モデルも原型モデルと同様の伝達関数が得られた. したがって, この耳介モデルにおいて, pinna の外形寸法は伝達関数にほとんど影響しないといえる.

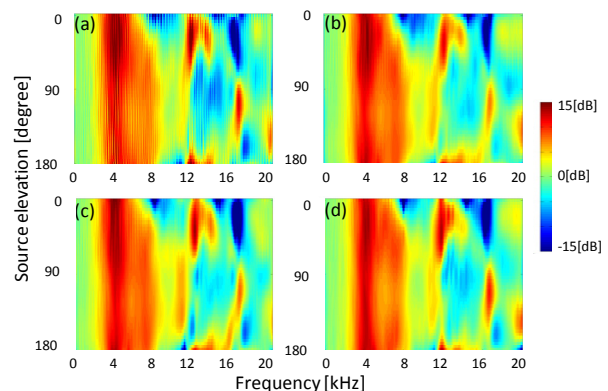


Fig. 6 pinna の外形寸法を変化させた場合の伝達関数. (a)原型モデル, (b)比較モデル 1(平均), (c)比較モデル 2(最大), (d)比較モデル 3(最小)

## 4 実耳と耳介モデルの伝達関数の比較

実耳と対応する伝達関数を得るために、3つの cavity のモデル化方法について検討した。

### 4.1.1. 耳介モデルの設定

モデル化の対象とした実耳の寸法を Table 4 に示す。なお、x14 は耳甲介舟の深さ、x15 は三角窩の深さである。

Table 4 モデル化した実耳の寸法

計測箇所	計測値[mm]	計測箇所	計測値[mm]
x1	40.78	x9	49.73
x2	20.05	x10	14.93
x3	9.14	x11	9.28
x4	27.88	x12	7.37
x5	78.21	x13	23 [deg]
x6	25.48	x14	14.08
x7	2.95	x15	10.14
x8	21.30		

このような実耳に対して、以下に示す 4 種類のモデルを検討した。

- ・モデル A : 3 つの cavity の幅を実耳の x2(耳甲介腔の最大幅)に合わせたもの(Fig. 7(a)).
- ・モデル B : 上段の cavity の幅を x4(耳輪の最大幅)に合わせ、中段と下段の cavity の幅を x2 に合わせたもの(Fig. 7(b)).
- ・モデル C : 上段と中段の cavity の幅を x2 に合わせ、下段の cavity の幅を x3(珠間切痕の最大幅)に合わせたもの(Fig. 7(c)).
- ・モデル D : 上段、中段、下段の cavity の幅を x4, x2, x3 に合わせたもの(Fig. 7(d)).

A~D のそれぞれのモデルにおいて、cavity の長さ(x6-8)および cavity の深さ、外耳道入口の位置をパラメータとして、モデルを A-1 から D-4 までの 15 種類に展開した。なお、いずれのモデルにおいても、x9(耳介の内寸)、x1(pinna 外形の幅)および x5(pinna 外形の長さ)は実耳に合わせた。検討した耳介モデルの設定条件を Table 5 にまとめて示す。

### 4.1.2. 伝達関数の測定

測定方法は 3.1 節と同様である。ただし、Fig.5(b)に示す耳介の傾きは、被験者の実耳の傾き(Table 4, x13)に従って 23° とした。

各耳介モデルの正面方向の測定結果を Fig.8 に示す。実耳では、P1 は 4kHz 付近に、N1, N2 は 6.0 および 8.5 kHz 付近にそれぞれみられる。

耳介モデルの結果について述べる。いずれのモデルにおいても、実耳と同様に 4kHz 付近に P1 がみられた。また、N1, N2 が実耳と比較的近い周波数にみられたモデルは、A-1, A-2, A-3, A-4, A-5, B-1, B-3 であった。

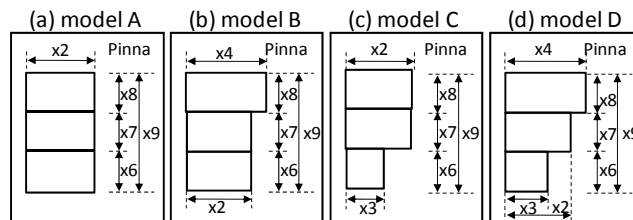


Fig. 7 cavity の形状

Table 5 耳介モデルの設定条件

model	Cavityの横幅			Cavityの各段の縦の長さ	Cavityの各段の深さ	外耳道入口の位置
	上段	中段	下段			
A-1	x2	x2	x2	実耳に対応	実耳に対応	実耳に対応
A-2	x2	x2	x2	均等	実耳に対応	実耳に対応
A-3	x2	x2	x2	均等	実耳に対応	原型モデルと同じ
A-4	x2	x2	x2	均等	原型モデルと同じ	原型モデルと同じ
A-5	x2	x2	x2	均等	原型モデルと同じ	実耳に対応
B-1	x4	x2	x2	実耳に対応	実耳に対応	実耳に対応
B-2	x4	x2	x2	均等	実耳に対応	実耳に対応
B-3	x4	x2	x2	均等	原型モデルと同じ	実耳に対応
C-1	x2	x2	x3	実耳に対応	実耳に対応	実耳に対応
C-2	x2	x2	x3	均等	実耳に対応	実耳に対応
C-3	x2	x2	x3	均等	原型モデルと同じ	実耳に対応
D-1	x4	x2	x3	実耳に対応	実耳に対応	実耳に対応
D-2	x4	x2	x3	均等	実耳に対応	実耳に対応
D-3	x4	x2	x3	実耳に対応	原型モデルと同じ	実耳に対応
D-4	x4	x2	x3	均等	原型モデルと同じ	実耳に対応

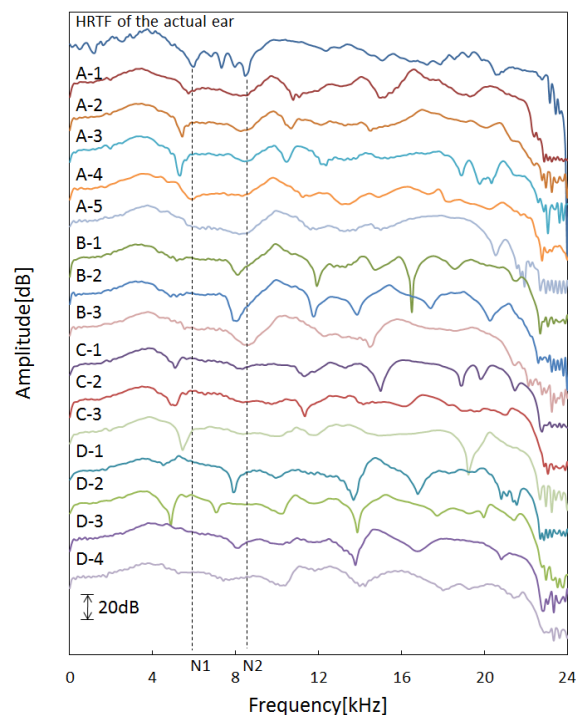


Fig. 8 各耳介モデルの正面方向の伝達関数

つぎに、全方向の結果について述べる。一例として A-1 および B-1 の伝達関数を Fig. 9, 10 に示す。

モデル A-1(Fig. 9)では、P1 については、実耳と同様に音源方向に関わらず 4kHz 付近にみられた。N1 については、実耳との周波数の差(NFD1[8])が 0.1 oct. 以内となった方向は、0, 60, 180°であった。N2 については、実耳

との周波数の差(NFD2[8])が 0.1 oct. 以内となった方向は 0, 90, 180° であった. N1 と N2 がともに NFD が 0.1oct.以内となった方向は, 0° および 180° であった.

モデル B-1(Fig. 10)では, P1 については, 実耳と同様に音源方向に関わらず 4kHz 付近にみられた. N1 については, NFD1 が 0.1oct. 以内となった方向は, 30, 90, 180° であった. N2 については, NFD2 が 0.1oct.以内となった方向は 0, 90, 180° であった. N1 と N2 がともに NFD が 0.1 oct. 以内となった方向は, 90, 180° であった.

## 5 結論

本研究では, 受聴者の耳介形状データから HRTF の P1, N1, N2 を推定するために, 耳介の 3 つの cavity のモデル化方法について検討し, 以下の結果を得た.

- 1) P1 については, いずれのモデルにおいても実耳に近い周波数で出現した.
- 2) N1,N2 については, 0, 90, 180° では, 実耳との周波数の差(NFD)が 0.1 oct. 以内となるモデルがあった.
- 3) 上半球正中面の 7 方向全てにおいて NFD が 0.1 oct. 以内となるモデルは今回検討したモデルにはなかった.

今後, 正中面内全方向の P1,N1,N2 を精度よく推定できるモデルの検討をさらに進める.

## 謝辞

本研究の一部は科研費(基盤研究(A) 22241040)により実施した.

耳型の一部は, 神戸大学大学院の森本政之教授および大学院生板垣篤恵氏(現(株)竹中工務店)から提供頂いた. また, 当研究室大学院生の蒲生直和君には伝達関数の測定に協力頂いた. 記して感謝いたします.

## 参考文献

- [1] M. Morimoto and Y. Ando, J. Acoust. Soc. Jpn (E), 1, pp.167-174, 1980
- [2] K. Iida *et al.*, Applied Acoustics 68, pp. 835-850, 2007
- [3] K. Iida and Y. Ishii, in *Principles and applications of spatial hearing*, (World Scientific Publishing, Singapore, 2011), pp. 159-178
- [4] H. Takemoto *et al.*, Proc. 20th ICA, 2010

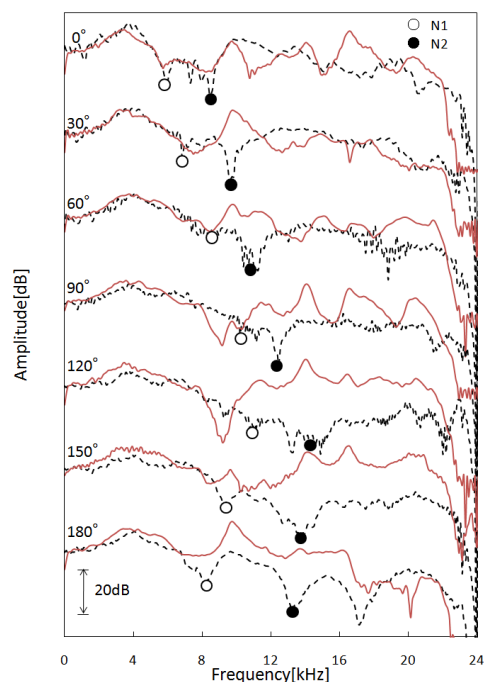


Fig. 9 実耳(破線)とモデル A-1(実線)の伝達関数

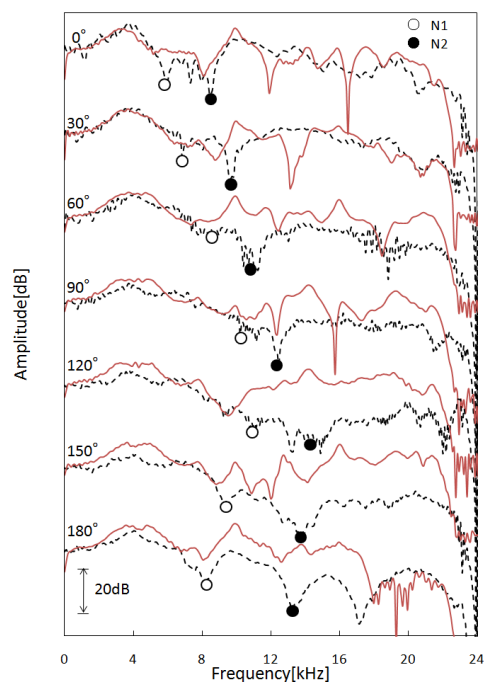


Fig. 10 実耳(破線)とモデル B-1(実線)の伝達関数

- [5] 板垣, 神戸大学修士論文, 2008
- [6] 渡邊他, 音講論(秋), pp. 469-472, 2010
- [7] V. R. Algazi *et al.*, IEEE Workshop on Applications of Signal Processing to Audio and Acoustics, pp.99-102, 2001
- [8] 飯田他, 音講論(春), pp.1473-1476, 2009