

## 耳介写真を用いた頭部伝達関数の個人化機能を搭載した聴覚ディスプレイ\*

☆野村宗弘（千葉工大院・工学研），飯田一博（千葉工大・工）

## 1 はじめに

上昇角知覚の手掛かりである頭部伝達関数(HRTF)のスペクトラルノッチ(N1,N2)には耳介形状に起因する個人差が存在することが知られている。Iida *et al.* [1]は、耳介寸法データからN1,N2周波数を弁別閾内で推定できること、さらに推定値に最も近いHRTFをデータベースから選出し音像定位実験を行った結果、本人のHRTFと同等の定位精度が得られることを示した。しかし、耳介の寸法データを得るためには、デジタルノギスなどを用いて受聴者の耳介を直接計測する必要がある。

本稿では、写真から耳介の寸法を計測するソフトウェアを開発し、得られた耳介寸法データを用いたHRTFの個人化機能を聴覚ディスプレイ SIRIUS (Sound Image Reproduction system with Individualized-HRTF, graphical User-interface and Successive head-movement tracking) [2,3]に搭載したので報告する。

## 2 聴覚ディスプレイ SIRIUS の概要

SIRIUS は音源信号と頭部インパルス応答(Head-Related Impulse Response: HRIR)をリアルタイムで畳み込み、任意の3次元方向に音像を制御する。音源信号はWAVE形式(48000 Hz, 16 bit)に対応しており、HDD上にHRIRデータベース(応答長:512サンプル,約11ms)を持っている。このデータベースは、日本人成人120耳の上半球正中面7方向(0-180, 30°間隔)のHRIRで構成されている。耳介寸法から推定したbest-matching HRTF[1]と両耳間時間差(interaural time difference: ITD)を組み合わせることで3次元方向への音像制御を実現している [4]。また、GUI上でマウスを用いて音像位置の設定、畳み込むHRIRの変更を行うことができる。さらに、ヘッドトラッカ、3D位置センサ(Kinect for Windows)を用いることで、受聴者の頭部回転、位置情報を取り込み、それらを反映して音像を制御する。

## 3 耳介寸法計測ソフトウェアの開発

## 3.1 計測箇所と入力画像

Iida *et al.* [1]がN1,N2周波数の推定に用いた耳介寸法データのうち、 $x_d$ (耳甲介腔の深さ)を除いた  $x_2, x_3, x_6, x_8, x_a$  を写真から計測する(Fig.1)。  $x_2$  は耳甲介腔の最大幅、  $x_3$  は珠間切痕の最大幅、  $x_6$  は耳甲介腔の長さ、  $x_8$  は舟状窩の長さ、  $x_a$  は耳介の傾きである。

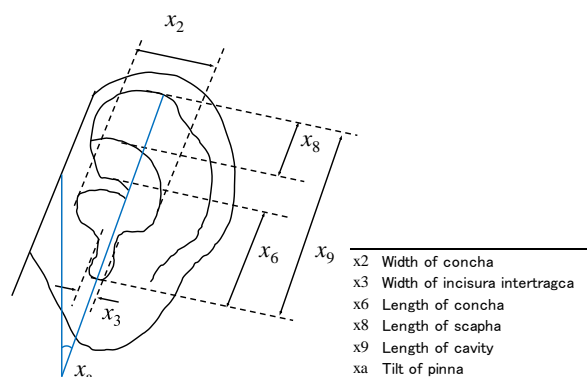


Fig.1 耳介の計測箇所

耳介寸法を計測するために3種類の画像を用いた(Fig.2)。(a)は耳介の傾きを計測するための横顔の画像、(b)は  $x_6$  と  $x_8$  が一直線に並ぶ角度から撮影した画像、(c)は  $x_2$  が最大となる角度から撮影した画像である。なお、実際の寸法と画像上での寸法との比を求めるための青い円形(直径15mm)のシールを耳介に貼った。

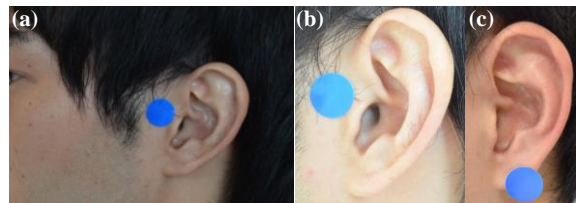


Fig.2 耳介寸法計測に用いる入力画像

## 3.2 計測手法

Fig.3(a)に開発したソフトウェアの処理フローを示す。まず3枚の画像を入力し、シー

\* Auditory display with a function of individualization of head-related transfer function using the photographs of pinna, by NOMURA, Kazuhiro and IIDA, Kazuhiro (Chiba Institute of Technology).

ル部分の直径の計測することでスケールの算出を行う。その後、耳介寸法を計測する。詳細を以下に示す。

### 3.2.1. スケールの算出

Fig.3(b)にスケールの算出の詳細を示す。

- ① 入力した耳介画像をグレースケールに変換し、大津の手法[5]により閾値を決定し二値化する。(Fig.4(a))
- ② 二値化した画像の輪郭抽出を行い(Fig.4(b)), 元の入力画像に重ねることで髪の毛部分を黒く塗りつぶす。(Fig.4(c))
- ③ 各画素で色相(180-300°)と明度(25%以上)の条件で青色を識別する。(Fig.4(d))
- ④ 青色と判断した画素でラベリングを行い、最も面積の大きい青色の領域を抽出する。(Fig.4(e))
- ⑤ 縦の最大幅と横の最大幅の画素数の平均値をシールの直径とする。

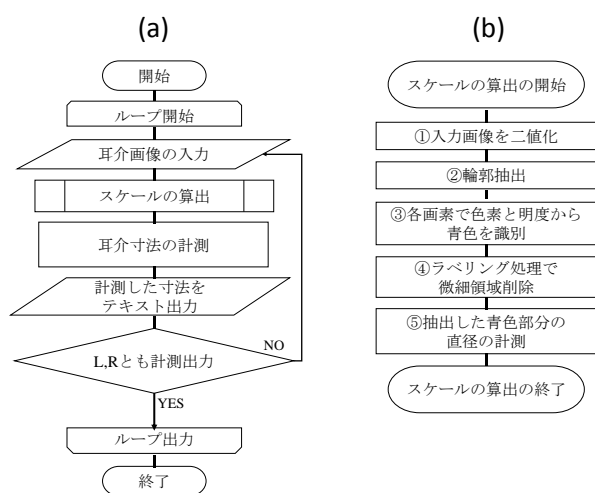


Fig.3 開発したソフトウェアの処理フロー  
(a)全体の処理フロー, (b)スケールの算出処理の詳細

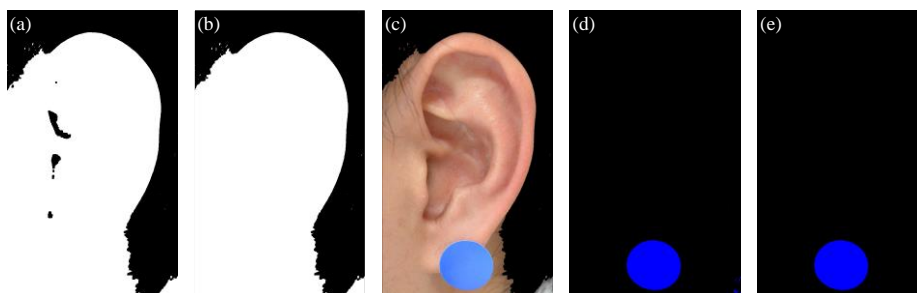


Fig.4 スケールの算出過程

### 3.2.2. 耳介寸法の計測

Fig.5 に示すウィンドウを用いて計測する。Fig.5(a)は耳介各部位を計測するためのウィンドウである。図中の赤および青の線は耳介各部位の輪郭線を示す。これらの輪郭線は明度がそれぞれ異なる閾値以上の値となる部分の境界を結んだものである。ここで、この閾値はカーソルキーを押すことにより手動で設定する。この輪郭線上の2点をクリックすることで2点間の線の長さを計測する。また2本の線を描くことで、その線のなす角度を計測する。Fig.5(b)は計測する場所を示すガイド画像である。このウィンドウに表示された赤い点の位置を参考に Fig.5(a)上でクリックする。Fig.5(b)に描画する7種類のガイド画像を Fig.6 に示す。Fig.5(c)はシールの抽出結果を表示する。このウィンドウ上で円が欠けている場合や、シール以外の場所が抽出されている場合は、抽出に失敗しているので画像を変更する必要がある。Fig.5(d)は画像の入力や、用いるシールの直径の変更などを行うコマンドラインウィンドウである。

Fig.5(a)に Fig.7 の画像を順に表示し、耳介各部位の寸法を以下の手順で測定する。

- ① すべての計測箇所の基準となる耳介の内寸(x9)の線を引く(Fig.7(a))
- ② ①で引いた直線上で x6,x8 にあたる場所をクリックする(Fig.7(b,c))
- ③ ①で引いた直線にできるだけ垂直になるように x2,x3 にあたる場所に直線を引く(Fig.7(d,e))
- ④ 耳珠から眼窩点を通る線(黄色の実線)と x9 の線(緑の実線)を引き xa を式(1)により求める(Fig.7(f))

$$x_a = 90 - (\theta_1 + \theta_2) \quad [\text{deg.}] \quad (1)$$

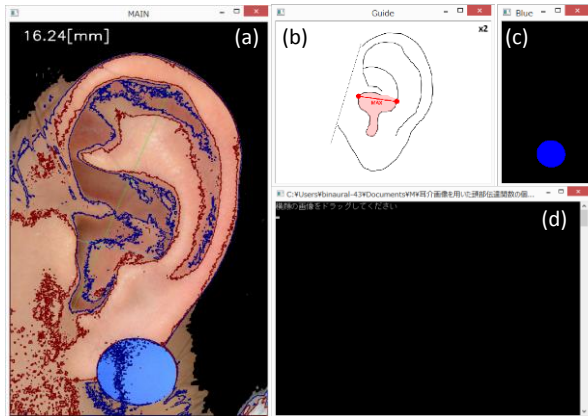


Fig.5 表示されるウィンドウ

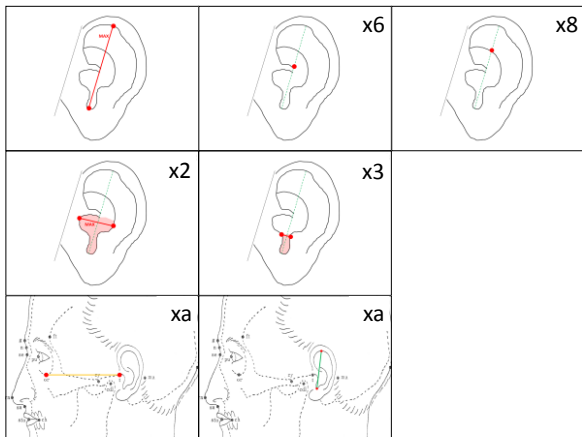


Fig.6 計測位置を示すガイド画像  
(xaについては[6]を引用)

#### 4 計測精度の検証

開発したソフトウェアを用いて、2名の被験者(OISとMTZ)の両耳の画像から5回ずつ寸法の計測を行った。

Table 1に各耳の計測誤差を示す、ここで計測誤差とは、本ソフトウェアを用いて5回計測した値と実耳をノギスで計測した値の差の平均値と定義する。

計測誤差はx2では-2.48~-0.98mmであった。x3では-1.50~-0.17mmであった。x6では-1.30~1.54mmであった。x8では-1.48~-0.22mmであった。xaでは-10.44~9.10°であった。4耳の計測誤差の平均値をみると、x2, x3, x6, x8で最も誤差が大きいのはx2で、最も小さいのはx8であった。また、xa(耳介の傾き)の誤差が比較的大きい。また、4耳間での誤差にばらつきがあることがわかる。

Table 1 計測誤差 [mm]

Pinna		x2	x3	x6	x8	xa[°]
OIS	L	-0.98	-0.17	-0.64	-1.48	-10.44
	R	-1.12	-0.40	1.54	-0.62	2.74
MTZ	L	-1.10	-1.10	-1.30	-0.22	8.92
	R	-2.48	-1.50	0.10	-0.60	9.10
Average		-1.42	-0.79	-0.07	-0.73	2.58

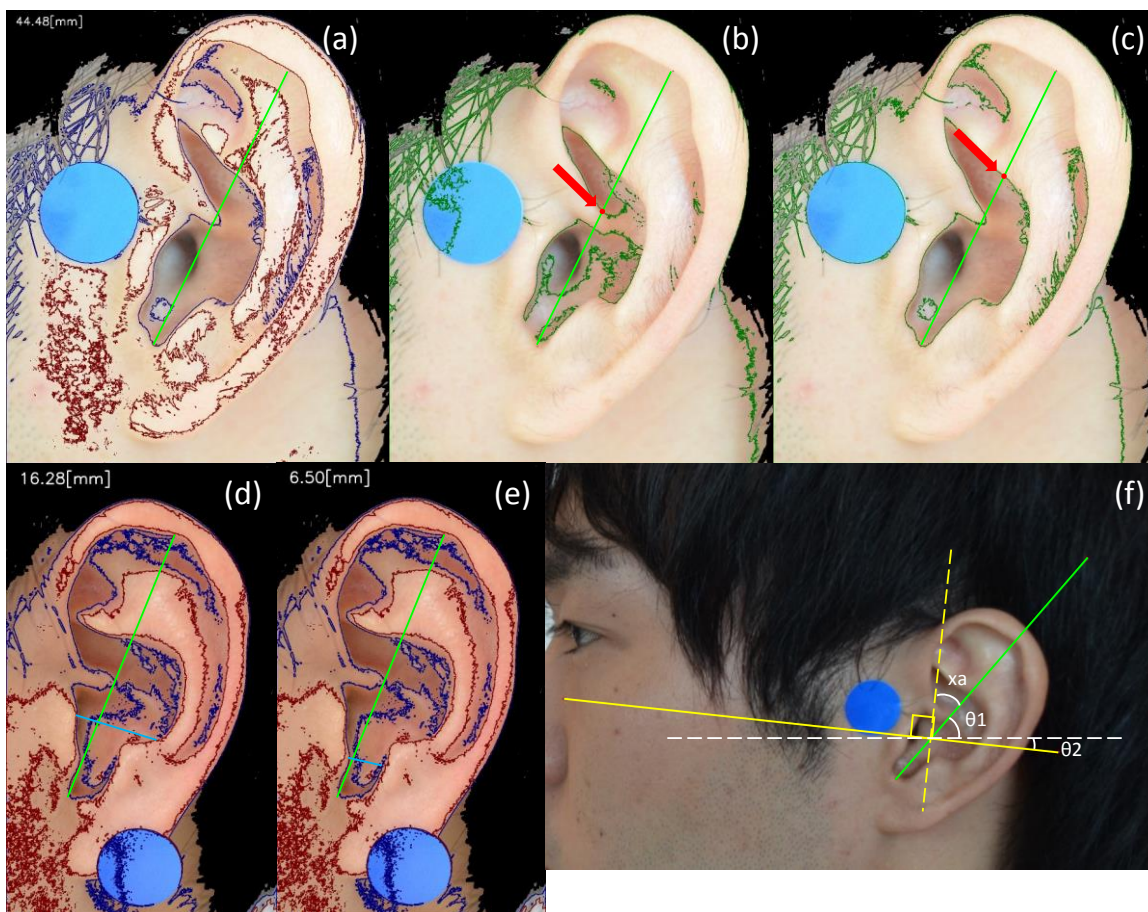


Fig.7 Fig.5(a)に描画する画像

次に、画像から算出した耳介寸法を重回帰式(2)に代入してN1,N2周波数(A)を推定した。

$$f(S)_{N1,N2} = a_1x_1 + a_2x_2 + \dots + a_nx_n + b \text{ [Hz]} \quad (2)$$

ここで S は被験者、 $a_i$  は重回帰係数、b は定数、 $x_i$  は耳介寸法データである。重回帰係数 [1] を Table 2 に示す。

Table 2 重回帰係数

	N1	N2
$a_1$		
$a_2$	116.9	
$a_3$	-157.5	
$a_4$		
$a_5$		
$a_6$	-183.4	-327.0
$a_7$		
$a_8$	-93.2	-245.0
$a_d$	-131.5	-172.8
$a_a$	-48.7	
b	14906.4	23903.1

同様に、ノギスで実耳から測定した耳介寸法を式(2)に代入して N1,N2 周波数(B)を推定した。

Table 3 に N1,N2 周波数の推定値 A, B および、被験者本人の実測 HRTF から抽出した N1,N2 周波数(C)を示す。

A と B の差をみると、OIS の左耳では差が N1 で 676Hz (0.14[oct.])、N2 で 572Hz (0.09[oct.])であった。OIS の右耳の差は N1 で 426Hz (0.09[oct.])、N2 で 357Hz (0.05[oct.])であった。MTZ の左耳の差は N1 で 131Hz (0.03[oct.])、N2 で 479Hz (0.07[oct.])であった。MTZ の右耳の差は N1 で 459Hz (0.09[oct.])、N2 で 114Hz (0.02[oct.])であった。

A と C の差をみると、OIS の左耳では差が N1 で 487Hz (0.10[oct.])、N2 で 467Hz (0.07[oct.])であった。OIS の右耳の差は N1 で 217Hz (0.05[oct.])、N2 で 146Hz (0.02[oct.])であった。MTZ の左耳の差は N1 で 302Hz (0.06[oct.])、N2 で 32Hz (0.00[oct.])であった。MTZ の右耳の差は N1 で 501Hz (0.10[oct.])、N2 で 50Hz (0.01[oct.])であった。

ここで正面方向における N1,N2 周波数の弁別閾は、約 0.1-0.2[oct.][2]であることから、A と B の差および、A と C の差はすべて弁別閾内と考えられる。

Table 3 画像から得た耳介寸法による正面方向の N1,N2 周波数の推定値(A)、ノギスで実耳から計測した寸法による N1,N2 周波数の推定値(B)、および被験者本人の実測 HRTF から抽出した N1,N2 周波数(C)の比較 [Hz]

Pinna	N1					
	A	B	C	A-B [oct.]	A-C [oct.]	
OIS	L	7425	6749	6938	0.14	0.10
	R	6721	7147	6938	0.09	0.05
MTZ	L	7052	7183	6750	0.03	0.06
	R	6812	7271	7313	0.09	0.10

Pinna	N2					
	A	B	C	A-B [oct.]	A-C [oct.]	
OIS	L	9844	9272	9375	0.09	0.07
	R	9427	9779	9281	0.05	0.02
MTZ	L	10843	10364	10875	0.07	0.00
	R	10175	10061	10125	0.02	0.01

## 5 おわりに

本稿では、写真を用いた耳介寸法計測ソフトウェアの概要および、その計測精度について述べた。その結果、画像から得られた耳介寸法を用いて推定した N1,N2 周波数とノギスで実耳から測定した寸法から推定した N1,N2 周波数との差、および被験者本人の実測 HRTF の N1,N2 周波数との差はすべての耳で弁別閾内であった。

## 謝辞

本研究の一部は文科省私立大学戦略的研究基盤形成支援事業(S1311003)により実施した。

## 参考文献

- [1] Iida *et al.*, Journal of Acoustical Society of America, 136(1), 317-333, 2014.
- [2] Iida and Ishii, Proc. inter-noise 2011, 428959 (2011)
- [3] 三橋他, 音講論(秋), 709-710, 2013
- [4] 宮本他, 音講論(秋), 1-1-7, 2014
- [5] Otsu, IEEE Transactions on Systems, Man, and, Cybernetics, vol. SMC-9, No.1, pp.62-66, 1979
- [6] 人類学講座編纂委員会編, 人類学講座別巻 1 人体計測法 I 生体計測法, 雄山閣出版