



3D スキャナ・3D プリンタを利用した個人の頭部伝達関数の取得

高根昭一¹⁾, 高橋幸太²⁾, 安倍幸治¹⁾, 渡邊貫治¹⁾, 西口正之¹⁾

1) 秋田県立大学 システム科学技術学部 情報工学科

(〒 015-0055 秋田県由利本荘市土谷字海老の口 84-4, takane@akita-pu.ac.jp)

2) 秋田県立大学 システム科学技術学部 電子情報システム学科 卒業生

概要: 個人の頭部伝達関数 (Head-Related Transfer Function, HRTF) の取得時における被験者の身体的負担を軽減することを目指し, 3D スキャナ・3D プリンタおよび耳型を用いた頭部モデルを用いて, HATS および 3 名の被験者の HRTF の取得を試みた. その結果, HATS に関しては, 本体を用いて得られた HRTF は, 頭部モデルを用いて得られた HRTF と良い一致を示した. その一方で, 被験者の頭部モデルを用いて得られた HRTF は, 本人について測定された HRTF と大局的には一致がみられたものの, 細部の特性には差がみられた.

キーワード: 3D スキャナ, 3D プリンタ, 耳型, 頭部伝達関数

1. はじめに

頭部伝達関数 (Head-Related Transfer Function, HRTF) は, 自由空間に置かれた音源から放射された音による頭部がないときの頭部中心相当位置の音圧と頭部があるときの耳元位置の音圧の周波数領域での比として定義される [1]. HRTF には, 音源から耳元までの音の伝達系の周波数特性が反映される. 一方, HRTF は音源信号を入力, 耳元の信号を出力とおいたときのフィルタの伝達関数とみなせる. このことを利用して, ある音源位置の HRTF を合成する信号処理を行うことで, その HRTF に対応した音像定位を模擬可能と考えられる. これは, 音像定位の制御手法として古くから研究されてきた [2]. 聴取者の動きによる HRTF の変化にリアルタイムに追従する処理を, このような技術に加えたものを聴覚ディスプレイと呼び, 多くのシステムが開発されてきた [3-9]. 他にも, 多数の音源を用いて聴取者の周りの音場を合成する方法が知られているが, ここでは HRTF を用いた聴覚ディスプレイに話を絞る.

HRTF の定義から, その物理的な特性が音源の位置や耳介, 頭部, 胴体などの形状の個人差によって変化することは明らかである. このうち, HRTF の個人差は, 主観的にも影響を与えることが知られている. たとえば, ある被験者 A の HRTF を用いてある音源位置から放射された耳元の信号を合成したものを, 別の被験者 B が聴取すると, 被験者 B は同じ音源位置に音像を定位しない [10]. 現在は複数個人の全周方向の HRTF を収録したデータセットが利用できる [11, 12] もの, このようなことから, 聴覚ディスプレイでは聴取者本人の HRTF を利用することが理想的である. しかし, 個人の HRTF の測定は, その個人が測定系内に存在しなければならず, 音源の移動や測定信号の放射などに時

間を要するため, 全周方向の HRTF を測定するには身体的な負担が大きい. さらに, 測定中に微妙に動くことに起因する測定誤差が含まれることが懸念される.

身体的な負担を軽減して個人の HRTF を得るための方法としては, 大きく 2 つのアプローチがあるといえる. 一つは, 個人の頭部形状を造形し, それを測定系内に置いて, その個人の HRTF に相当するものを得るというものである. このようなものはダミーヘッドあるいは HATS (Head-And-Torso Simulator) として知られ, そのための 3 次元形状測定について研究が行われてきた [13]. また, 聴取者の頭部回転情報を通信して HATS の頭部回転に反映することにより, 遠隔地の音場を臨場感をもって聴取できるテレヘッドが開発された [14, 15]. このような方法では, 頭部形状の造形は印象材や石膏を用いたものや, 一部 MRI によるスキャンデータをもとにした造形が行われている. もう一つは, 個人の頭部形状をもとに数値的な手法を用いて HRTF を推定するものである. MRI などでスキャンされた頭部の 3 次元形状をデータとして, 境界要素法や FDTD 法を用いて HRTF を推定する研究が多くある [16-21]. これらの研究では, HATS の頭部形状をデータとして推定された HRTF は, 同じものを対象として測定された HRTF と概ね一致している. Mokhtari らは, MRI で得られた 2 名の被験者の頭部形状データから FDTD 法を用いて HRTF の推定を行い, スペクトル歪みの音源方向にわたる平均値がそれぞれ 4.7dB, 3.8dB であったと報告した [21]. Ziegelwanger らは, 頭部の 3D メッシュのデータから境界要素法を用いて HRTF を解析するプログラムをオープンソースで公開した [22]. それを用いて, Dinakaran らは同一のダミーヘッドを 6 種類の 3D スキャナでスキャンしたものをデータとして HRTF を推定したときの差を比較した. その結果, 最も精密にスキャンできる 3D スキャナによってスキャンされたデータをもとに推定された HRTF と同等の

Shouichi Takane, Kota Takahashi, Koji Abe, Kanji Watanabe and Masayuki Nishiguchi

特性を得るために必要とされる頭部形状の精度は約 1mm であると述べた [23].

以上の背景を踏まえ、本報告では、3D スキャナを用いて個人の頭部形状を測定し、それをデータとして 3D プリンタを用いてその形状を出力した。個人の HRTF を得るにあたり、HRTF を直接測定するのではなく、頭部の 3 次元形状の測定をもとにすれば、被験者の身体的負担の軽減が期待される。また、頭部形状の造形を印象材や石膏を用いず 3D プリンタを用いて行うことで、造形における被験者の身体的負担の軽減も期待される。3D スキャナによるスキャンで得られたデータは、上述の数値的な HRTF 推定を行うためのデータとすることも可能である。本報告では、3D プリンタによって造形された個人の頭部形状 (以後頭部モデルと呼ぶ) によって、個人の HRTF の取得を試みた。

2. 頭部モデルの作成

ここでは、頭部モデルの作成の手順を述べる。

2.1 測定対象

測定対象は、HATS(高研社製 SAMRAI) と男性被験者 3 名であった。男性 3 名を、以降では Sub1~3 と表記する。

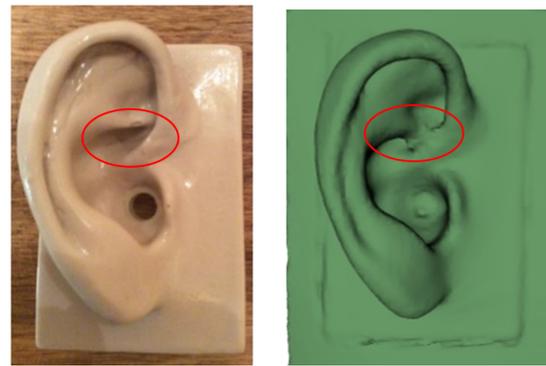
2.2 頭部形状の取得

頭部モデルの作成にあたり、個人の頭部形状を 3D スキャナで測定した。HRTF の特性において、耳介の形状は特に 5kHz 以上の周波数特性に影響を与えることが知られている [10]. そのため、頭部形状は、耳介部分とそれ以外の部分に分けて測定した。3D スキャナとしては、Artec 社製の Artec MH を用いた。本機種は、フラッシュバルブを光源として対象物の 3 次元形状を得ることができるスキャナである。ビデオのフレームレートは 15fps で、1 秒あたり 500,000 点のデータを得ることができ、解像度は 0.5mm である。これを、インタフェースを USB としてパソコンに接続し、パソコン側で制御ソフトウェア (Artec Studio 9) を起動して測定を行った。使用する 3D スキャナは光を用いるため、光を吸収する頭髪部の形状を得ることができない。そのため、測定時には被験者は競泳用のキャップを着用した。それでも完全な頭部形状を得ることはできないため、頭部形状は測定後にスムージングを行って整形した。頸部より上を 3D スキャンの対象とした。

HATS の耳介部分のみを 3D スキャンした結果を図 1 に示す。(a) が耳介の外観、(b) は 3D スキャンの結果をシェーディング表示したものである。両者を見比べると、赤い楕円で囲まれた耳甲介艇および三角窩の部分の形状が視察でも異なっていることがわかる。この部分の形状が十分な精度で得られなかったため、被験者への身体的な負担が増すものの、本報告では耳介の正確な形状を得ることを重視して、印象材と石膏による耳型をとることとした。

2.3 耳型の作成

耳型は、次の手順で作成した。耳介を囲む枠をつくり、型取りの対象とする耳介が中心となるように置き、そこにアルジネート印象材を流し込んだ。数分で固まったことを確



(a) 耳介の外観 (b) 3D スキャンの結果

図 1: HATS(SAMRAI) の耳介の 3D スキャンの結果

認した後、型崩れが起きないように取り出した。これで、耳介の形状に凹みが生じたいわゆる雌型ができるので、それに石膏を流し込み、凝固するまで待った後で取り出すことで、耳型が得られる。次に説明する頭部との取り付けのため、取付部との接合部の形状を整形した。

2.4 3D プリンタを用いた頭部形状の出力

3D プリンタを用いて、頭部形状を出力した。用いた 3D プリンタは、MakerBot Replicator Z18 である。本機種は、PLA 樹脂を材料とした熱溶融積層方式の 3D プリンタで、積層ピッチは最小で 0.1mm である。最大で 305 × 305 × 457 [mm³] の 3D オブジェクトを出力可能であり、頭部形状を出力するには十分な寸法をもっている。これを用いて、頭部形状のうち耳介の部分を除いた HATS と 3 名の被験者の計 4 体を出力した。出力に要した時間は、平均で 1 体あたり約 42 時間であった。

2.5 頭部形状と耳型の結合

前節で出力された形状と、作成した耳型を結合した。結合は両者の隙間に石膏を充填することで行った。この際、頭部に対する耳介の角度にずれが極力生じないように配慮した。HATS の頭部モデルの概観を図 2 に示す。頸部の下についている部分は、HATS の胴体部分に取り付けるためのもので、3 名の被験者の頭部モデルにも、この部分は共通して取り付けて 3D プリンタから出力した。



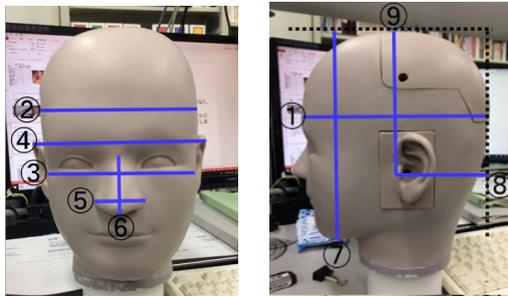
図 2: 作成された HATS の頭部モデル

3. 頭部モデルの形状の評価

得られた頭部モデルの各部の寸法を、主にマルチン計測に基づいて評価した。

3.1 頭部形状

人体計測で用いられるもののうち頭部に関するものを取り上げ [24], HATS および各被験者の形状との違いを評価した。測定した寸法を表した図を図3に示す。HATS および各



(a) 幅に関する寸法 (b) 高さに関する寸法

図 3: 測定した頭部寸法

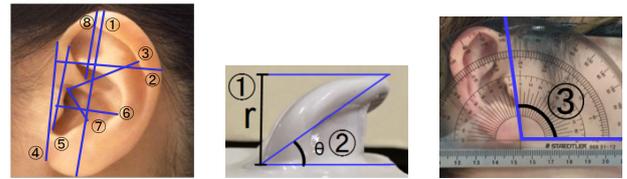
被験者とそれぞれの頭部モデルとの寸法の差を表1にまとめる。いずれも、本人の寸法を基準として、頭部モデルの寸法が大きい場合は正の値で示している。これを見ると、HATS に関しては、5mm 以内の差に収まっているが、Sub1~3 については HATS よりも比較的差が大きく、最大で 32mm のずれがある。ほとんどの寸法で頭部モデルの方が大きくなっている。特に、頭部の高さに関する寸法に差が大きい。これは、頭部モデル作成時に頭髪部の形状のスムージングを行った影響と考えられる。

表 1: 頭部寸法の差

寸法の差 [cm]	HATS	Sub1	Sub2	Sub3
(1) 頭長	+0.1	+1.1	+1.1	+0.9
(2) 頭幅	+0.2	+1.2	+2.3	+0.8
(3) 耳珠間幅	-0.3	+1.2	+1.6	+1.0
(4) 耳介間幅	-0.2	+0.3	±0	-0.7
(5) 鼻幅	+0.3	-0.1	-0.2	+0.2
(6) 鼻高	±0	+0.5	-0.2	-0.2
(7) 全頭高	-0.1	+1.4	+1.2	-0.1
(8) 後頭耳珠距離	-0.5	+1.0	+3.2	+1.7
(8) 頭耳高	+0.2	+1.0	+1.3	+2.0

3.2 耳介形状

人体計測で用いられるもののうち耳介に関するもの寸法に、頭部となす角度に関するものを加えて評価した。差の示し方は表1と同様である。寸法差(図4(a)に対応)を表2に、角度差(図4(b), (c)に対応)を表3にそれぞれ示す。耳介の寸法に関しては最大で 3mm 程度の差があり、頭部となす角度については、Sub3 について 6° の差が生じている。これは、3D プリンタで出力した頭部と耳型を結合する際に生じたものと考えられる。



(a) 前面 (b) 上面 (c) 角度

図 4: 測定した耳介寸法および角度

表 2: 耳介寸法 (左耳) の差

寸法の差 [cm]	HATS	Sub1	Sub2	Sub3
(1) 相貌学耳長	±0	±0	-0.1	±0
(2) 相貌学耳幅	±0	-0.1	-0.2	+0.2
(3) 形態学耳長	-0.1	-0.2	-0.2	+0.1
(4) 形態学耳幅	+0.1	±0	-0.3	+0.1
(5) 耳甲介長	±0	-0.1	+0.1	+0.2
(6) 耳甲介幅	±0	+0.1	±0	-0.1
(7) 前切痕-対珠最上部	±0	±0	±0	-0.2
(8) 耳介上端-耳輪脚上部	-0.1	+0.2	-0.2	+0.3

表 3: 耳介角度 (左耳) の差

寸法・角度の差	HATS	Sub1	Sub2	Sub3
(1)r [cm]	-0.1	±0	-0.2	+0.3
(2)θ ₁ [°]	±0	-2	-2	-2
(3)θ ₂ [°]	+1	-2	±0	-6

4. 頭部モデルを用いて得られた HRTF と実測との比較

2. で述べた手順で作成した頭部モデルを用いて測定した HRTF と、HATS および Sub1~3 で測定した HRTF の比較を行った。

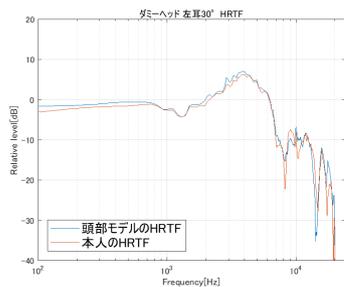
4.1 比較の条件

HRTF の測定は無響室で行った。音源から各頭部までの距離は 1.5m とし、音源方向は水平面上で 0°~180° で方位角の間隔は 30° とした。ただし、0° は HATS および被験者の正面、180° は真後に対応し、頭部を上面から見たときに時計回りに変化するものとする。頭部モデルとして得られたものは頸部より上のものなので、頭部モデルを用いた HRTF の測定では、HATS(SAMRAI) の胴体部分に頭部モデルを取り付けた状態で測定を行った。また、Sub1~3 の HRTF の測定は、各被験者は頭部形状の 3D スキャンを行った際に着用した競泳用のキャップを着用した状態で行った。

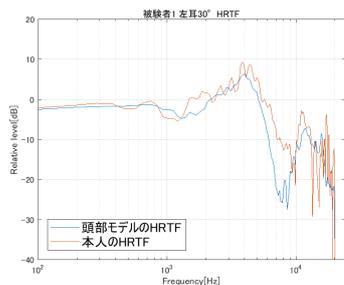
4.2 結果と考察

例として、音源方向が 30° のときの HATS と Sub1~3 の HRTF の振幅特性の比較を図5に示す。

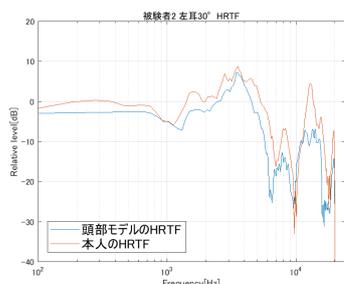
これを見ると、HATS については、頭部モデルを用いて得られた HRTF と本体の HRTF は全体的によく一致している



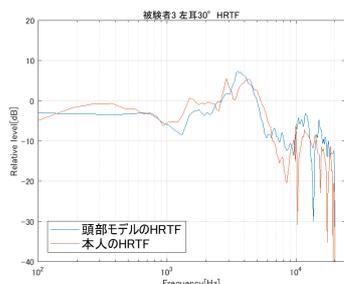
(a) HATS



(b) Sub1



(c) Sub2



(d) Sub3

図 5: 頭部モデルと本人の HRTF の比較

といえる。それに対して、Sub1~3 については、頭部モデルを用いて得られた HRTF と本人の HRTF の間にはピークとディップの位置は大局的に一致しているものの、ピークの高さやディップの深さおよび広さに関しては違いが見られる。このうち、低域において Sub2, Sub3 で見られる 500Hz 付近を中心とする緩やかなピークは、波長との関係から、胴体の影響を表していると考えられ、頭部モデルを用いた場合には胴体部分は HATS のものであることから、図 5(b)~(d) の青色の線は、それぞれ図 5(a) と同様の特性を示しているといえる。高域における差については、様々な要因が考え

られる。Dinakaran らが必要と主張している、HRTF の特性を得るために 1mm の形状の精度 [23] は、前節の寸法の評価からみても達成されているとはいえないが、それは同一の頭部形状を異なる 3D スキャナでスキャンした際の形状の差で評価したものであり、本報告での検討に直接当てはめることはできない。さらに、ここでの比較の対象は本人の HRTF であることから、頭髪部の存在の有無、表面の音響特性の違いなども要因に加わると考えられる。これらの検討については、今後の課題である。

5. まとめ

本報告では、個人の頭部伝達関数 (HRTF) の取得時における被験者の身体的負担を軽減することを目指し、3D スキャナ・3D プリンタおよび耳型を用いた頭部モデルを用いて、HATS および 3 名の被験者の HRTF の取得について検討を行った。その結果、HATS に関しては、本体を用いて得られた HRTF は、頭部モデルを用いて得られた HRTF と良い一致を示した。その一方で、被験者の頭部モデルを用いて得られた HRTF は、本人について測定された HRTF と大局的には一致がみられたものの、細部の特性には差がみられた。差を生じさせる要因としては、頭部モデル作成時の本人の形状との差をはじめ、頭髪部の存在の有無、表面の音響特性の違いなど様々なものが考えられる。さらに、本報告では、耳介の部分は耳型を作成しており、被験者の身体的負担の面で不十分である。これらの頭部モデルの HRTF のもつ不十分な点について検討を深め、個人の HRTF を得るためのプラットフォームを構築を目指したい。

謝辞 本研究の一部は、日本学術振興会科学研究費補助金 (JP17K00242) の助成を受けて行われた。

参考文献

- [1] J. Blauert, *Spatial Hearing*, revised edition, MIT Press, 1999.
- [2] M. Morimoto *et al.*, *J. Acoust. Soc. Jpn.*, Vol. 1, No. 3, 167-174, 1980.
- [3] D. R. Begault, *3D sound for Virtual Reality and multimedia*, AP Professional, 1994.
- [4] J. D. Miller, *Proc. 2001 ICAD*, 279-280, 2001.
- [5] S. Takane *et al.*, *Acoust. Sci. & Tech.*, Vol. 24, No. 5, 276-283, 2003.
- [6] S. Takane *et al.*, *Acoust. Sci. & Tech.*, Vol. 24, No. 5, 304-310, 2003.
- [7] M. Otani *et al.*, *Proc. Japan-China Joint Conf. Acoust.*, SS-1-3, 2007.
- [8] S. Yairi *et al.*, *Applied Acoustics*, Vol. 68, No. 8, 851-863, 2007.
- [9] K. Watanabe *et al.*, *Proc. 21th International Congress on Acoustics*, 2pEAb12 (7 pages in CD-ROM), 2013.
- [10] 平原達也 他, *音と人間*, コロナ社, 2013.
- [11] V. R. Algazi *et al.*, *Proc. 2001 IEEE Workshop of ASPAA*, 2001 (5 pages).
- [12] K. Watanabe *et al.*, *Acoust. Sci. & Tech.*, Vol. 35, No. 3, 159-165, 2014.
- [13] K. Fukudome, *J. Acoust. Soc. Jpn.*, Vol. 4, No. 1, 35-43, 1983.
- [14] 戸嶋徹樹 他, *日本音響学会誌*, 61 巻 4 号, 197-207, 2005.
- [15] 平原達也 他, *日本音響学会誌*, 71 巻 11 号, 563-570, 2015.
- [16] Y. Kahana *et al.*, *Proc. 105th AES Convention*, No. 4817, 1998.
- [17] B. F. G. Katz, *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol. 110, No. 5, Pt. 1, 2440-2448, 2001.
- [18] B. F. G. Katz, *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol. 110, No. 5, Pt. 1, 2449-2455, 2001.
- [19] K. Terai *et al.*, *Acoust. Sci. & Tech.*, Vol. 14, No. 5, 333-334, 2003.
- [20] S. Takane *et al.*, *Proc. 14th ICA*, 2004 (4 pages).
- [21] P. Mokhtari *et al.*, *Proc. 123rd AES Convention*, Paper No. 7240, 2007 (12 pages).
- [22] H. Ziegelwanger *et al.*, *Proc. ICSV22*, 2015 (8 pages).
- [23] M. Dinakaran *et al.*, *Proc. ICASSP*, 551-555, 2018.
- [24] 人類学講座編纂委員会編, 別巻 1 人体計測法, 雄山閣出版, 1991.