

一側性難聴者の聴こえのシミュレーションシステムの開発

☆宮中香凜（千葉工大・院），飯田一博（千葉工大・先進工）

1 はじめに

一側性難聴者は日常生活での聴こえの問題として、1)音源定位の困難、2)騒音下での聴取困難、3)患側からの音声の聴取困難、心理的な問題として、1)対人場面における会話の不安、2)難聴開示における葛藤等の問題を抱えており、これらの問題を改善するために健聴者への理解が必要である[1][2]。健聴者が難聴者の聴こえを体験できる模擬難聴システムは既に開発されているが[3]、音像の空間性を考慮した難聴シミュレーションシステムはまだ開発されていない。一側性難聴者の聴こえの問題の1つである「音源定位の困難」を体験できるシステムもまだ少ない。また、健聴者本人の頭部伝達関数(HRTF: Head-Related Transfer Function)を用いて一側聾状態をシミュレートした音源を聴くと音源方向に対して音像は健側耳に偏って知覚することが報告されているが[4]、本人 HRTF を有する健聴者しか体験できないという課題がある。

本研究では、健聴者が一側性難聴者の聴こえを理解し、一側性難聴者への支援に繋げるため、一側性難聴者の聴こえのシミュレーションシステムを開発し、「音源定位の困難」が再現されているのかを検証するため、聴取者に適した Typical HRTF を用いて擬似一側聾状態および両耳聴での音像定位実験を行った。

2 シミュレーションシステムの開発

健聴者に一側性難聴者の聴こえの困難さを理解してもらうため、「音源定位の困難」、「騒音下での聴取困難」、「複数音声での聴取困難」の3種類を体験できるシステムを開発した。

このシステムは PC とヘッドホンで構成され、広帯域白色雑音と HRTF を畳み込んだのち、ヘッドホンで両耳または片耳に再生される。体験者に適した HRTF を使用するため、本研究では 10 種類の Typical HRTF を用意し[5]、体験者自身が適した HRTF を選定できるようにした。また、「音源定位の困難」を体験する GUI を Fig. 1 に示す。

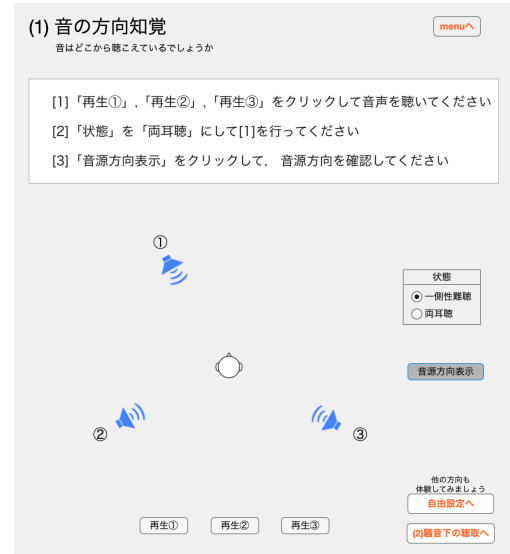


Fig. 1 GUI for experiencing difficulties in sound localization

3 擬似一側聾状態および両耳聴での音像定位実験

開発したシミュレーションシステムが「音源定位の困難」を再現されているのかを検証するため、擬似一側聾状態および両耳聴で音像定位実験を行った。

3.1 実験方法

音像定位実験に先立って、各被験者に適する HRTF の選定を行った。被験者は 20 代健聴の女性 3 名、男性 1 名の計 4 名である。音像定位実験は無響室で行い、使用した機材はノート PC (Mac Book Air, Apple) とヘッドホン (DT990PRO, beyerdynamic) である。

目標方向は水平面 12 方向(方位角 0°–330°, 30°間隔)である。音源信号は上限周波数 20 kHz の広帯域白色雑音である。

前半分の水平面の刺激は、音源信号に正面方向の 10 種類の Typical HRTF を畳み込み、ITD・ILD を付加したものを使用した。

同様に後半分の水平面の刺激は、音源信号に真後ろ方向の 10 種類の Typical HRTF を畳み込み、ITD・ILD を付加したものを使用した。提示時間は 1.0 秒である。提示音圧レベルは被験者が自由に設定した。

* Development of a hearing simulation system for people with unilateral hearing loss, MIYANAKA, Karin and IIDA, Kazuhiro (Chiba Institute of Technology).

被験者は前半分及び後半分の各 10 種類の刺激を試聴して、適した Typical HRTF を選択してもらった。Typical HRTF の GUI を Fig. 2 に示す。



Fig. 2 GUI for HRTF selection.

音像定位実験は無響室で行った。

使用機材はノート PC(MacBook Pro, Apple), ヘッドホンアンプ(HA-P50SE, TEAC), ヘッドホン(DT990PRO, beyerdynamic), 耳栓(meteors, Moldex)である。

擬似一側聾状態では右耳を患側耳とし、被験者ごとに一側聾を模擬できる最大の音圧レベル L_{max} を式(1)で求めた[6]。

$$L_{max} = L_{th} + L_{diff} \text{ [dB]} \quad (1)$$

ここで、 L_{th} は耳栓を装着した患側の耳の最小可聴値、 L_{diff} は健側のヘッドホンから患側の耳へ回り込む音の減衰量を表す。

4 人の被験者の L_{max} の最小値は 61dB であったため、本実験では、健側の受聴音圧レベルが最大となる音源方向で 61 dB となるように設定した。目標方向は水平面 12 方向(方位角 0°–330°, 30°間隔)である。

刺激は上限周波数 20 kHz の広帯域白色雑音に選定した Typical HRTF を畳み込み ITD・ILD を付加したものである。

刺激の提示時間は 1.2 秒(前後に立ち上がり、立ち下がり 0.1 秒を含む)である。各刺激の回答方法はマッピング法で行い、各方向の刺激(各 10 回、計 120 回)をランダムな順に 3 セッションに分けて提示した。

両耳聴での音像定位実験は擬似一側聾状態と同様の条件で行った。

3.2 実験結果

3.2.1. 両耳聴での実験結果

A) 回答分布

4 名の被験者の本人 HRTF と Typical HRTF の方位角の回答分布図を Figs. 3,4 に示す。

被験者 1 と 2 は本人 HRTF と Typical HRTF のどちらも概ね目標方向に回答した。

被験者 3 は、本人 HRTF と Typical HRTF のどちらも側方寄りに回答する傾向があるが、概ね目標方向に回答した。

被験者 4 は、本人 HRTF では、概ね目標方向に回答した。Typical HRTF では目標方向が後方では前方に回答した。

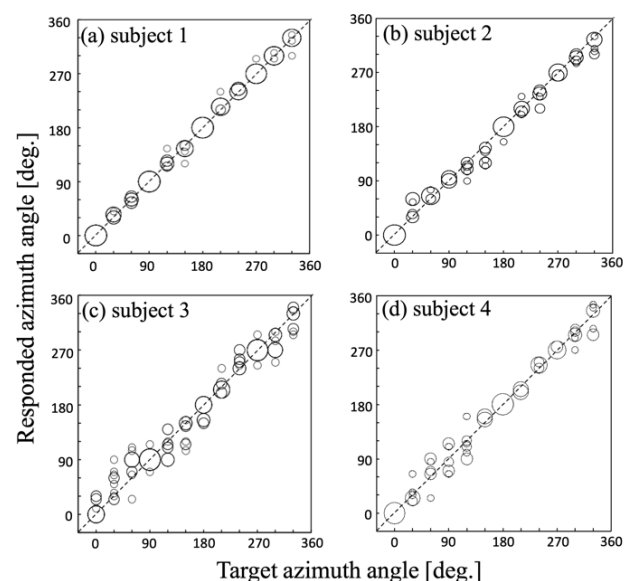


Fig. 3 Responded azimuth angle for the subject's own HRTF in the horizontal plane.

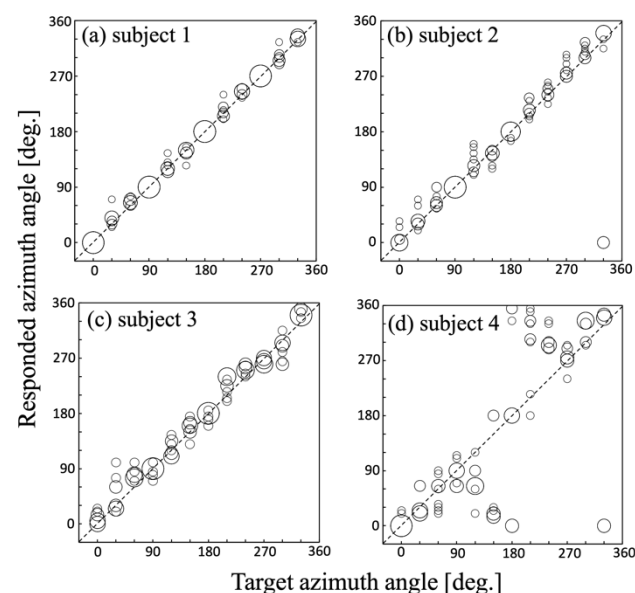


Fig. 4 Responded azimuth angle in the horizontal plane of Typical HRTFs.

B) 平均側方角誤差

Table 1 に平均側方角誤差を示す。誤差は本人 HRTF では 3.3° – 13.3° であった。Typical HRTF では 4.3° – 13.8° であった。本人 HRTF の値と比較して被験者 1,2,4 は Typical HRTF の値の方が誤差は大きいのにに対し、被験者 3 は Typical HRTF の方が誤差は小さい結果になった。また、本人 HRTF の値に対して Typical HRTF の値とのカイ 2 乗検定を行った結果、被験者 4 では有意に大きくなった。

Table 1 Mean lateral angle error [deg.]

被験者	本人 HRTF	Typical HRTF	検定結果
1	3.3	4.3	n.s.
2	7.2	9.3	n.s.
3	13.3	10.6	n.s.
4	9.2	13.8	**

(* : $P < 0.05$ ** : $P < 0.01$ × : 検定不可能 n.s. : not significant)

C) 前後誤判定率

Table 2 に前後誤判定率を示す。誤判定率は本人 HRTF では 0.00 – 0.09 であった。Typical HRTF では 0.00 – 0.41 であった。本人 HRTF の値と Typical HRTF との値を比較すると、被験者 1,2,3 は、誤判定率の差が小さいのにに対し、被験者 4 は Typical HRTF の値の方が誤判定率は高い結果になった。また、本人 HRTF の値に対して Typical HRTF の値とのカイ 2 乗検定を行った結果、被験者 4 では有意に大きくなった。

Table 2 Ratio of front-back confusion

被験者	本人 HRTF	Typical HRTF	検定結果
1	0.00	0.00	×
2	0.01	0.02	n.s.
3	0.09	0.05	n.s.
4	0.04	0.41	*

(* : $P < 0.05$ ** : $P < 0.01$ × : 検定不可能 n.s. : not significant)

3.3 一側聾シミュレーションでの実験結果

A) 回答分布

Typical HRTF を用いた一側聾シミュレーションでの 4 名の被験者の方位角の回答分布図を Fig. 5 に示す。

被験者 1,2 は、いずれの目標方位角に対しても概ね健側(左側)の真横に回答した。

被験者 3 は、いずれの目標方位角に対しても健側の 210° – 300° の範囲に回答が分布した。

被験者 4 は、いずれの目標方位角に対しても健側の 210° – 300° 範囲で回答が分布した。

仰角の回答分布図を Fig. 6 に示す。いずれの被験者においても、目標仰角(0°)付近に回答したが、被験者 3 はややばらつきが大きい。

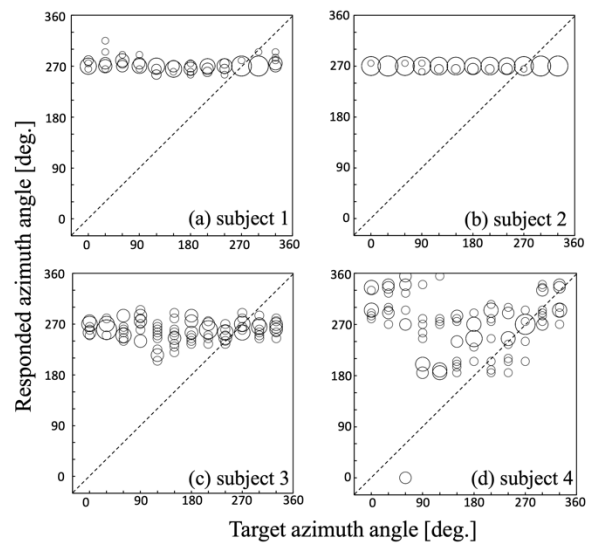


Fig. 5 Responded azimuth angle in the horizontal plane of normal hearing listeners under simulated unilateral deafness.

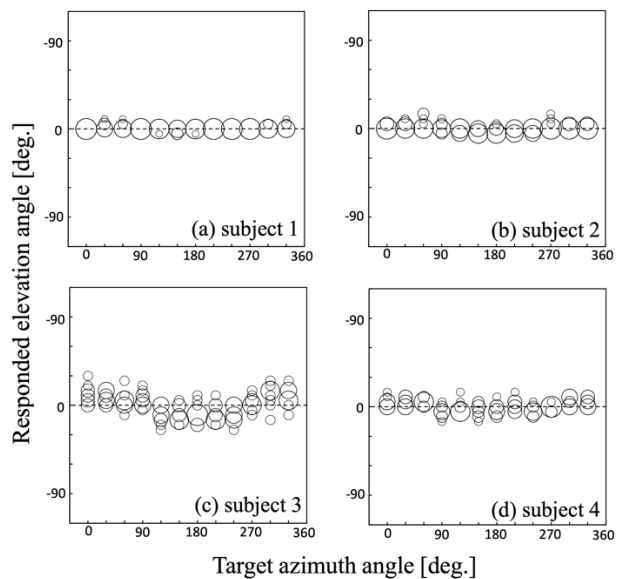


Fig. 6 Responded elevation angle in the horizontal plane of normal-hearing listeners under simulated unilateral deafness.

B) 正答率

擬似一側聾状態の 4 名の被験者と一側聾児 [7] の目標方向の $\pm 15^{\circ}$ 以内の回答を正答とした場合の音源方向の正答率を Table 3 に示す。目標方向が健側方向では、一側聾児は 0.36 であり、擬似一側聾状態では 0.28 であった。目標方向が患側方向では、一側聾児は 0.07 であり、擬似一側聾状態では 0.00 であった。全方向では、一側聾児は、 0.20 であり、擬似一

側聾状態では 0.12 であった。また、一側聾児の値に対して擬似一側聾状態の値とのカイ 2 乗検定を行った。一側聾児と擬似一側聾の間にはいずれも有意な差はなかった。

Table 3 Ratio of correct answer

目標方向	一側聾児	擬似一側聾	検定結果
健側方向	0.36	0.28	n.s.
患側方向	0.07	0.00	n.s.
全方向	0.20	0.12	n.s.

(* : $P < 0.05$ ** : $P < 0.01$ n.s. : not significant)

C) 左右誤判定率

擬似一側聾状態の 4 名の被験者と一側聾児の左右誤判定率を Table 4 に示す。一側聾児では 0.40 であり、擬似一側聾状態では 0.50 であった。また、一側聾児の値に対して擬似一側聾状態の値とのカイ 2 乗検定を行った。一側聾児と擬似一側聾状態の間には有意な差はなかった。

Table 4 Ratio of left-right confusion

目標方向	一側聾児	擬似一側聾	検定結果
全方向	0.40	0.50	n.s.

(* : $P < 0.05$ ** : $P < 0.01$ n.s. : not significant)

D) 前後誤判定率

擬似一側聾状態の 4 名の被験者と一側聾児の前後誤判定率を Table 5 に示す。一側聾児では 0.37 であり、擬似一側聾状態では 0.31 であった。また、一側聾児の値に対して擬似一側聾状態の値とのカイ 2 乗検定を行った。一側聾児と擬似一側聾状態の間には有意な差はなかった。

Table 5 Ratio of front-back confusion

目標方向	一側聾児	擬似一側聾	検定結果
全方向	0.37	0.31	n.s.

(* : $P < 0.05$ ** : $P < 0.01$ n.s. : not significant)

4 考察

統計的有意な差はみられなかったものの、一側聾児の音源方向の正答率と比較して、擬似一側聾状態で正答率が低い理由を考察する。一側聾児においては、1)目標方向に対して概ね回答している。2)健側に対して良く回答できているという報告がある[7]。これより、一側聾児は日常生活で音の方向知覚を学習する

ことにより、ある程度目標方向に対して定位できていると考えられる。

一方、本実験の被験者は健聴者であり、擬似一側聾状態での学習がほとんどないため、一側聾児よりも正答率が低くなったと考えられる。同様のことが左右誤判定率においても言える。

前後誤判定率については、統計的有意な差はみられなかったものの、擬似一側聾状態の方が低い。これは、擬似一側聾状態の健聴者が日常の両耳聴において、単耳のスペクトラルキューを獲得しているためだと考えられる。

本シミュレーションシステムの開発段階では、個人に適した HRTF としては Typical HRTF しか選択肢がなかったが、現在はより定位精度の高い PNP モデルを用いた個人化 HRTF の生成が可能となった。今後、PNP モデルを用いた一側性難聴者の聴こえのシミュレーションを実施したいと考えている。

5 おわりに

本研究では、一側性難聴者の聴こえのシミュレーションシステムを構築し、「音源定位の困難」についての評価実験を行った。今後は同様に、一側性難聴者の「騒音下での聴取困難」や「患側からの音声の聴取困難」についての評価実験を行う予定である。

また、今回はシミュレーションシステムの開発時期の関係で Typical HRTF を使用したが、今後は PNP モデルにより生成した個人化 HRTF を用いてシミュレーションシステムを構築する予定である。

謝辞

実験に協力いただいた被験者の皆様に深謝します。

参考文献

- [1] Harford and Barry, ASHA, 30, 121–138, 1965.
- [2] 岡本他, Audiology Japan 52, 195–203, 2009.
- [3] 松井他, SPT2018-38, WIT2018–26(2018-10)
- [4] Wightman and Kistler, J. Acoust. Soc. Am. vol. 101, 1050–1063, 1997.
- [5] Iida, *Head-Related Transfer Function and Acoustic Virtual Reality*, pp.76–82, Springer, 2019.
- [6] 稲葉と飯田, 音講論(秋), 843–846, 2023.
- [7] 森本他, 音響学会聴覚研資, H83–60, 1983.