

研究速報

視覚障害者歩行支援のための頭部への触覚刺激による方向呈示

阿曾沼 樹[†](学生員) 松本三千人^{††}(正員)
和田 親宗^{†a)}(正員)

Direction Indicating Method by Presenting Tactile Stimulation to the Head for the Visually Impaired while Walking

Miki ASONUMA[†], Student Member,
Michito MATSUMOTO^{††}, and
Chikamune WADA^{†a)}, Members

[†]九州工業大学大学院生命工学研究科, 北九州市

Graduate School of Life Science and Systems Engineering,
Kyushu Institute of Technology, Kitakyusyu-shi, 809-0196
Japan

^{††}富山県立大学工学部, 射水市

Department of Information System, Toyama Prefectural Uni-
versity, Imizu-shi, 939-0398 Japan

a) E-mail: wada@life.kyutech.ac.jp

あらまし 以前, 頭部に触覚刺激を呈示することで, 目的の方向を知らせる方法を提案し, 知覚特性を求めた. 本論文では, 得られた特性を用いた方向呈示装置を試作し, 障害物回避と誘導の実験を行うことで, 方向呈示装置としての有効性を示した.

キーワード 方向, 触覚刺激, 視覚障害, 歩行

1. ま え が き

視覚障害者は, 白杖を用いることで足元の障害物を検知することができるが, 腰よりも上に位置するもの, 例えば, 中空に位置する看板や車の跳ね上げ式の後部ドアは検知することはできない. この問題に対し, 聴覚と触覚を利用した障害物の方向を呈示する支援装置がこれまでに開発されている. 聴覚を利用した装置には両耳への音圧差で方向を呈示する Sonicguide があるが, 環境音が聞きづらくなるという指摘がある [1]. 触覚を利用した装置には振動で障害物を知らせる Mowat Sensor があるが, 障害物の方向を検知するためには, 手に装置を持ち走査する必要がある [2].

これに対し我々は, 頭部(前頭部)への触覚刺激の位置からイメージする方向を利用した直感的な方向呈示方法を提案している. 本呈示方法は, 聴覚の主観的原点が両眼軸中心付近にあり, 音源の方向をイメージできるように, 頭部への触覚刺激の位置に対してある特定の方向をイメージすることを方向呈示に利用するものである. また, 呈示部位を頭部に選んだことで, 頭部が走査動作を代行するので手をふさぐことはない.

これまでに我々は, 頭部への触覚刺激の呈示位置とその触覚刺激によりイメージする方向の関係を求める

実験を, 被験者を椅子に座らせた静的な状態にて行い, 方向知覚特性を定量的に示してきた [3].

前頭部を呈示部位に選択した視触覚変換装置は, ウォータージェットを用いた文字識別の研究 [4] や携帯可能な電気触覚ディスプレイ [5] があるが, これらは前頭部の呈示面積の大きさや触覚特性の有意性を利用するものであり, 頭部にある方向の主観的原点を利用する我々の選択理由とは異なる. また, 装置を使うために, ウォータージェットは薄いゴム膜, 電気触覚ディスプレイは電極ディスプレイを常に皮膚に接触させる必要があるのに対し, 我々は, 非接触刺激である風による触覚刺激を用いて, 使用者の不快感の低減を目指している(以後, 風刺激と呼ぶ).

本呈示方法を方向呈示装置として用いるために, 次の段階として, 動的な状態で本呈示方法の有効性を検証する必要がある. これまでに胴体への触覚刺激の位置によりイメージする方向を利用した方向呈示方法はあるが, 動的な状態で検証した研究は行われていない [6] ~ [8].

そこで本研究では, まず, 我々がこれまでに求めた頭部への触覚刺激の位置からイメージする方向知覚特性に基づいて方向呈示装置を設計, 試作した. 次に, 動的な状態での本呈示方法の有効性を検証するために, 障害物回避と誘導の実験を行った.

2. 方向呈示装置の設計と試作

2.1 方向知覚特性

我々がこれまでに求めた頭部への触覚刺激の位置からイメージする水平方向の方向知覚特性 [3] の概略を説明する(図 1). 実験手順は, はじめに被験者に触覚刺激を 1 点呈示する. このときの原点と刺激点を結ぶ直線が顔面の正面方向(face forward direction)となす角を刺激角度(α_h)とした. 次に被験者は, この刺激に対してイメージする方向を前方の平面板に指示する. このときの角度を指示角度(β_h)とした. そし

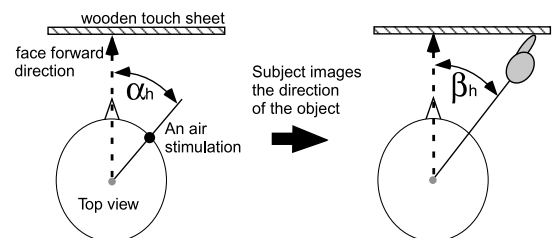


図 1 刺激角度と指示角度

Fig. 1 Stimulating angle (α_h) and indicating angle (β_h).

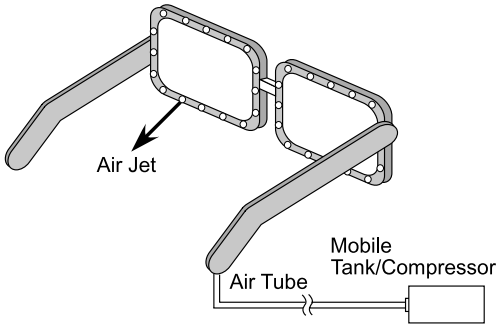


図 2 装置の完成イメージ図
Fig. 2 Imaginary sketch of our device.

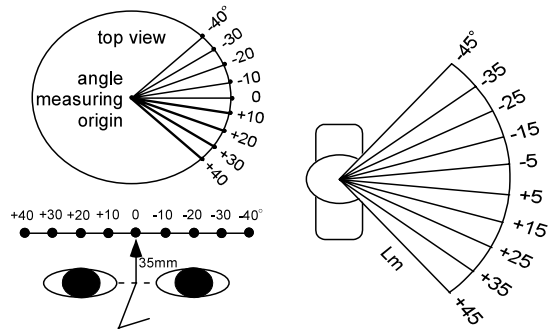


図 4 風刺激の呈示位置と検知範囲
Fig. 4 Air stimulus location and sensory areas.

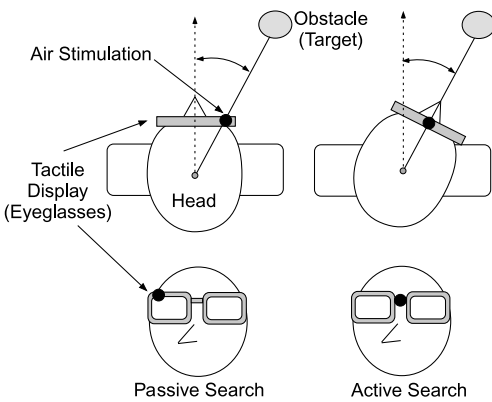


図 3 装置の動作概要
Fig. 3 Conceptualization of our device.

て、刺激角度（触覚刺激の位置）と指示角度（イメージする方向）の関係性を求めた。結果、刺激角度 (α_h) と指示角度 (β_h) の相関係数は 0.94 であり、強い相関があった。また、両者の回帰直線の傾きは 0.94 であり、刺激角度とイメージする方向はほぼ一致することが分かった ($\alpha_h \cong \beta_h$)。

2.2 方向呈示装置の設計と試作

図 2 に方向呈示装置の完成イメージ図を示す。眼鏡のフレームに風刺激の噴出口を配置し、障害物や目的地などの対象となる方向をイメージする頭部位置に風刺激を呈示する。この呈示の制御に我々が求めた刺激位置によりイメージする方向の関係式 ($\alpha_h \cong \beta_h$) を用いることで、直感的な方向呈示が可能になると考える。

図 3 に方向呈示装置の動作概要を示す。受動探索では、障害物や目的地が顔面の正面方向に対してどの方向にあるか呈示される（図 3 左）。例えば障害物が左下方向にある場合、その方向をイメージする頭部位置

に噴出口から風刺激が呈示される。これによりユーザは、左下の何度方向に障害物があるなどと意識せずに直感的に方向を知覚できる。一方、能動探索では頭部を上下左右方向に走査し、胴体に対する頭部の回転角度から障害物の方向を知覚できる（図 3 右）。

次に、方向呈示装置の設計と試作について説明する。提案する呈示方法は、額の上を触覚刺激が間隔を置いて移動する。よって、眼鏡型のフレームに噴出口を密に配置しても、刺激位置の変化が知覚できないことも考えられる。そこで、額での風刺激による刺激の定位しきいを調べた結果、定位しきいの平均値に標準偏差を加えた値は 16.2 mm であった [9]。これを刺激角度に換算すると 9.2 度である。したがって、皮膚の空間分解能を考慮し、各刺激点間隔は最低でも 9.2 度以上にすることが必要である。また、刺激角度と指示角度（イメージする方向）の関係性を表す回帰直線の傾きは 0.94 であった。そこで本設計では、刺激角度とイメージする方向は等しい、つまり、傾きを 1 としして制御に用いることにした。そして、これらの条件を満たす九つの検知エリアと風刺激の呈示位置を図 4 のように設定した。障害物の検知距離 L は実験ごとに設定する。

図 5 に方向呈示装置の制御システムの概要を示す。風刺激の出力には、空気駆動装置の制御に用いるソレノイドバルブ (KOGANEI 社, G10) を使用し、各バルブの開閉は PC で制御した。バルブに接続したエアチューブの内径は 1.0 mm、長さは 1.5 m である。風刺激の圧力は知覚できる最小圧力よりも余裕をもたせて 0.05 MPa に設定した。位置計測は三次元位置計測装置 (Polhemus 社, FASTRAK) を用いた。レシーバは両眼間 (レシーバ #1) と外後頭隆起の上部 (レシーバ #2) に取り付け、この両レシーバを結ぶ線を顔面の正面方向、中点を原点とした。そして、両レシー

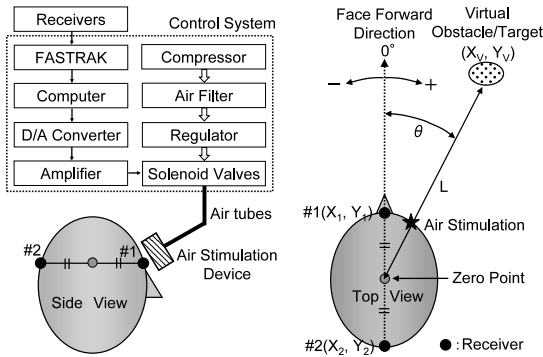


図 5 方向呈示装置の制御システム

Fig. 5 Control system of direction indicating device.

バの座標値と仮想的な障害物または目的地の座標値から方向と距離を求め、方向呈示装置を制御する。

ところで、障害物や目的地などの情報を呈示するためには、方向情報とともに距離情報も必要である。刺激強度や頻度を距離に割り当てることで距離情報を呈示できるが、設計者が意図したとおりユーザが距離を把握できるかは疑問が残る。訓練や経験を必要としない距離情報の呈示については、解決すべき多くの問題点があり、今後の課題とする。また、距離情報の呈示方法を確立できていないため、複数個の方向を呈示した場合の本呈示方法の有効性については検証できていない。先行研究の問題を解決した距離情報の呈示方法を確立し、複数個の距離の異なる障害物についての位置情報呈示の知覚特性や障害物回避についても今後調べていく必要がある。位置情報の計測についてはGPS, RFID タグ, 超音波センサ, 画像による検知等を適材適所に組み合わせたハイブリッドな位置計測装置の開発が今後必要である。

3. 動的な状態における本呈示方法の有効性の検証

ここでは、試作した方向呈示装置を用いて障害物回避実験、及び誘導実験を行い、動的な状態における本呈示方法の有効性を検証する。以下に障害物回避実験と誘導実験に共通する実験条件を示す。

実験は実験室内で行い、実験装置から生じる音が被験者の方向定位の手掛りにならないように防音対策を実験装置に施した。2. で設計した頭部の九つの呈示位置(図 4)は三次元位置計測装置を用いて求め、風刺激装置はエアチューブが呈示位置に垂直となるようにし、また、エアチューブの先端と皮膚の間隔を 10 mm 離し、頭部に取り付けた。歩行のスタート位置は障害物とターゲットの方向を推測させないようにランダム

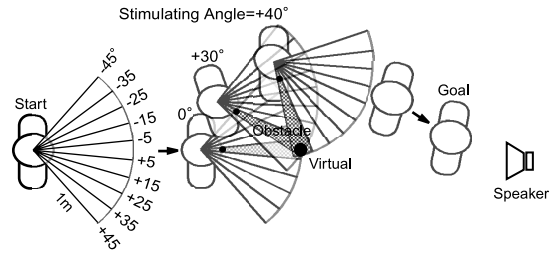


図 6 実験の概要

Fig. 6 Outline of experimental procedure.

とし、実験条件の変更の状況を推測させないように試行間はヘッドホンで雑音を聞かせた。被験者は視覚障害者 2 名(男性: 55 歳/先天盲/単独歩行歴 36 年, 女性: 42 歳/後天盲/単独歩行歴 10 年), 晴眼者 3 名(男性, 23~31 歳)の計 5 名である。晴眼者は擬似的な視覚障害者の状態、視覚障害者は白杖を用いず実験を行った。

3.1 障害物回避実験

まず、本方向呈示装置の有効性を検証するため、障害物回避の歩行実験を行った。図 6 に実験の概要図を示す。三次元位置計測装置の計測範囲内に白杖では検知できない高さに位置する仮想的な障害物を 1 点設定し、被験者と仮想障害物との距離と方向を計測した。障害物検知距離は、計測装置の計測範囲に制限があるため、1 m に設定した。そして、ある検知エリアに障害物があれば、その方向に対応した呈示位置に風刺激を呈示した。被験者には、スピーカの音を目標に前進し、風刺激が呈示されれば呈示情報を頼りに障害物を触れずに回避し、スピーカまで歩行し続けるように指示した。そして、このときの頭部中心点の軌跡を計測し、その軌跡を確認することで、提案する方向呈示方法の障害物回避の有効性について検証した。図 7 に実験の装置図を示す。スピーカの音は正弦波(700 Hz)、音量は距離感を把握させないために適切な範囲内で試行ごとに変化させた。また、スピーカは頭部と同程度の高さに設置した。障害物を回避する方向は、計測装置に測定範囲の制限があるため、左・右側のどちらかの方向に回避するように指示し、左右方向それぞれ 15 回ずつ、計 30 回試行した。

図 8(a) に視覚障害者である被験者 D の全試行の歩行軌跡を示す。検知エリアに障害物が入るとその障害物の方向に対応する呈示位置に風刺激が呈示され、被験者は障害物の方向を知覚し、障害物の手前約 0.7 m から回避行動を開始した。回避の途中は、胴体を大き

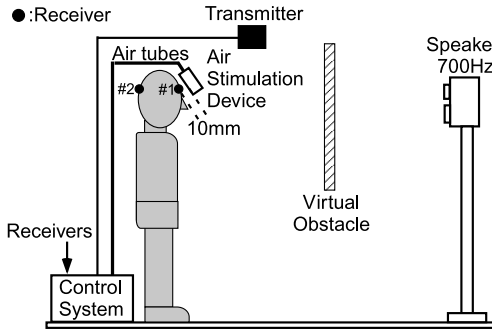


図 7 障害物回避実験の装置図

Fig. 7 Experimental setup for avoiding obstacle.

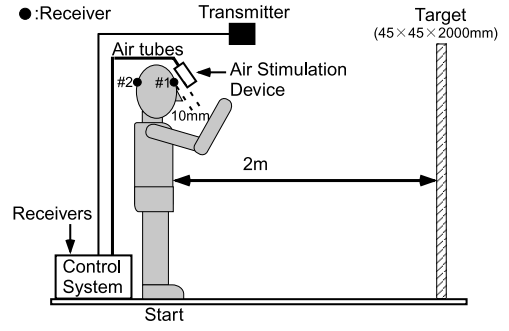
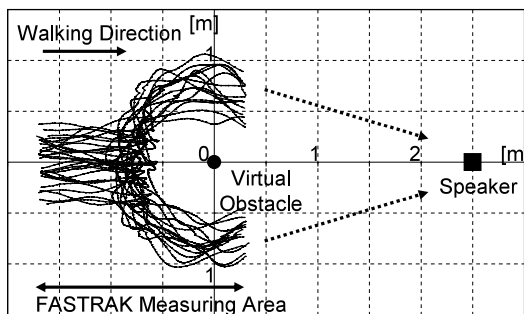
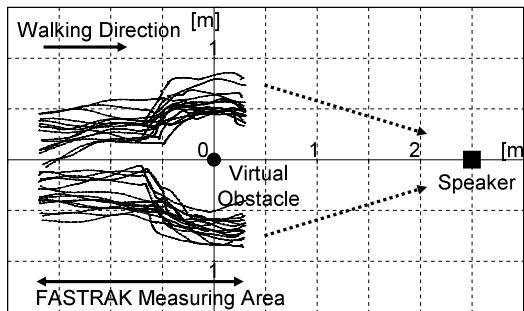


図 9 誘導実験の装置図

Fig. 9 Experimental setup for searching target.



(a) Subject D (visually impaired)



(b) Subject B (non-visually impaired)

図 8 歩行軌跡

Fig. 8 Walking tracks.

く回転させることなく、頭部を左右に振る能動的な走査動作により進行方向と障害物方向の相対位置を確認していた。呈示部位を頭部に選択したことによる自由度の高い走査動作が可能な本呈示方法の特徴が生かされた。そして、障害物に接触することなく回避することを確認した。三次元位置計測装置の計測範囲の制限により、障害物を回避した後の軌跡データは取得していないが、被験者がスピーカに向かうことを確認した。図 8 (b) に晴眼者である被験者 B の全試行の歩行軌跡

を示す。音情報を頼りにした歩行経験が少ない晴眼者でも、視覚障害者の被験者 D と同様な障害物回避の動作が見られ、障害物に接触することなく回避できることを確認した。他の 3 人の被験者も同様な結果であった。これらの結果を総合し、方向呈示装置にて障害物を回避できる有効性があることが分かった。

3.2 誘導実験

障害物回避実験だけでは、本装置の方向知覚の精度までは評価できない。そこで、誘導実験を行うことで方向をどれだけ正確に知覚できているのかを検証する。図 9 に実験の装置図を示す。図 4 に示した検知エリアの距離 L を 2.5 m に設定し、スタート後から常にターゲットの方向を呈示した。被験者には、手を顔の前方に出し、方向呈示の情報を頼りにターゲットを触るまで歩行するよう指示した。そして、このときの頭部中心点の歩行軌跡を計測し、方向知覚の精度について評価した。また、晴眼者は開眼状態でターゲットまで歩行したときの軌跡を同様に計測し、呈示装置で誘導したときの特性と比較した。試行回数は 15 回である。

図 10 に晴眼者である被験者 A の軌跡の一例を示す。軌跡は、スタート地点を原点とし、スタートとターゲットを結ぶ直線を X 軸に変換した。つまり、スタートとターゲットを結ぶ直線が最短の移動ラインである。 Xw_n は n 番目のサンプリング値が最短の移動ラインからどれだけ離れているかを表す偏差量であり、歩行の蛇行の大きさを示すパラメータとする。 Xd は、ターゲットを触ったときをゴールとし、ゴールと最短の移動ラインとの偏差量を示す。

表 1 に全被験者の評価結果を示す。平均 Xw は、 Xw_n の二乗偏差の総和値を総サンプル数で割った値である。晴眼者の開眼時の平均 Xw は、25~61 mm であり、開眼状態の歩行でもある程度の蛇行量がある。

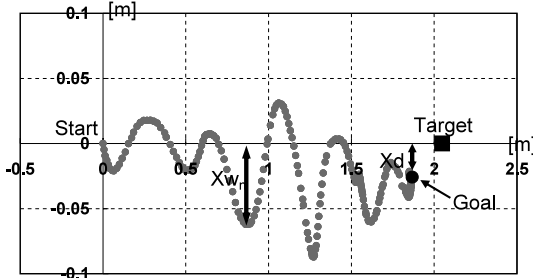


図 10 歩行軌跡の一例

Fig. 10 An example of a walking track.

表 1 歩行軌跡の評価

Table 1 Evaluation of walking tracks.

Subject	Average X_w [mm]		Average X_d [mm]	
	With device	Without device	With device	Without device
A	68	25	35	9
B	133	61	69	27
C	80	52	52	28
D*	58		45	
E*	85		51	

*visually impaired

一方、擬似視覚障害者を装置で誘導したときの平均 X_w は、開眼時の歩行に比べ、1.5~2.7 倍ほど大きくなった。しかし、身体動揺は、閉眼時には開眼時の 2 倍程度に増加し、視覚情報が姿勢の安定化に利用されていることが示されている [10]。このことから、擬似視覚障害者を装置により誘導したときの蛇行量の中には、視覚情報を失ったことによる身体動揺が含まれており、方向呈示が知覚できないことが原因による蛇行量は小さいと考える。装置で誘導したときの平均 X_d は、値が大きな被験者で 69 mm であった。もし、目標物を探索する場合は、偏差量は手のひらの大きさ (≈ 100 mm) 程度であることから、本呈示方法は目標物を探し当てる精度があると考えられる。また、実験ではターゲットを触ることができなかった試行はなかった。視覚障害者の平均 X_w 、平均 X_d は、晴眼者の結果と比較して大きな違いは見られず、本呈示方法は視覚障害者に対しても有効的に方向呈示が行え、また、誘導できていると考える。

本方向呈示装置を視覚障害者の歩行支援に応用した場合について考える。通常は白杖により歩行を行い、白杖では検知できない頭部にぶつかる障害物をセンシングする。そして、慎重な回避や誘導が必要となったときに、触覚刺激の位置から方向が直感的に分かることになる。また、白杖を持った一方の手が自由となる

本呈示装置が、知覚精度の良さ、安全面から見て有効であると考えられる。

4. む す び

本研究では、これまでに我々が求めた頭部への触覚刺激の位置からイメージする方向知覚特性に基づいて方向呈示装置を設計、試作した。そして、障害物回避と誘導の動的な状態での検証を行い、方向呈示装置としての有効性を示した。

位置情報を呈示するためには、方向情報のほかに距離情報も必要である。今後の課題としては、練習や慣れを必要しない距離情報の呈示方法を、刺激強度や刺激頻度を用いて確立する必要がある。そして、ナビゲーションシステムや障害物検出機構と組み合わせることで、方向・距離呈示技術を視覚障害者の歩行支援装置に応用していきたいと考える。

文 献

- [1] L. Kay, "Air sonars with acoustical display of spatial information," in *Animal Sonar Systems*, pp.769-816, Plenum Press, New York, 1980.
- [2] N. Pressey, "Mowat sensor," *Focus*, vol.11, no.3, pp.35-39, 1977.
- [3] M. Asonuma, M. Matsumoto, and C. Wada, "Study on the use of air stimulation as the indicator in an obstacle avoidance system for the visually impaired," *SICE Annual Conference 2005*, MA2-14-2, Okayama, Aug. 2005.
- [4] 清水 豊, 和氣典二, "感覚代行のための一筆書きによる文字の触認識," *人間工学*, vol.19, no.2, pp.91-97, April 1983.
- [5] 梶本裕之, 菅野米蔵, 館 暉, "額に装着する電気触覚ディスプレイ," *日本バーチャルリアリティ学会第 11 回大会論文集*, pp.571-574, Sept. 2006.
- [6] 山本哲正, 今井康之, 泉 隆, 白銀 暁, 小島 悟, 田中 敏明, 井野秀一, 伊福部達, "腹部への振動触覚刺激による方位の情報の知覚特性," *信学技報*, WIT2001-47, March 2002.
- [7] A.H. Rupert, "An instrumentation solution for reducing spatial disorientation mishaps," *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol.19, no.2, pp.71-80, March-April 2000.
- [8] K. Tsukada and M. Yasumura, "ActiveBelt: Belt-type wearable tactile display for directional navigation," *Proc. UbiComp2004*, pp.384-399, Nottingham, Sept. 2004.
- [9] M. Asonuma, M. Matsumoto, and C. Wada, "Basic study on obstacle avoidance system for the visually impaired," *SICE Annual Conference 2004*, TA2-6-3, Sapporo, Aug. 2004.
- [10] 黒瀬勲信, 北崎充晃, "放射状運動による視覚性身体動揺: 進行方向についての時空間感度," *日本バーチャルリアリティ学会論文誌*, vol.8, no.2, pp.189-197, June 2003.

(平成 18 年 6 月 23 日受付, 10 月 6 日再受付)