

靴型歩行誘導デバイスのための足部振動提示による 歩行速度・進路提示手法の評価

吉田 直人^{1,a)} 平野 隼壮³ 米澤 朋子³ 榎堀 優² 間瀬 健二²

概要: 本研究では、視覚障がい者の歩行ナビゲーションや障害物回避を目的とし、靴型歩行誘導デバイスのための足部への振動提示パターンについて検討する。先行研究において、足裏に複数の振動モータを配置し、進行方向や停止の指示を行う手法が提案されている。本研究では、先行研究における想定経路逸脱の原因となり得る方向指示の粗さや、急な停止指示を改善することを目的とし、ユーザ対し目標の停止位置に合わせた緩やかな減速指示と、異なる旋回方向・角度を指示する手法について検討した。実験の結果、減速指示を段階的かつ緩やかに行うことで、停止位置の精度が向上するとともに、急な減速を回避することができることが示された。また、直進、左右への小回り・大回りの旋回指示による歩行誘導の可能性が示された。

Evaluation of Walking Speed and Directional Indication by Vibration Presentation to the Foot for Walking Guidance Shoes

Abstract: This study discusses the vibration presentation pattern for a shoe-type walking guidance device for visually impaired people. In a previous work, a method for indicating the walking direction and stopping by using a device with multiple vibration motors placed on the insole of a shoe has been proposed. The purpose of this study is to improve multi-step directional indications and abrupt stop indications, which are the cause of the assumed path deviation in these methods. We propose a method for indicating a gradual deceleration to match the target stopping position and for indicating different turning directions and angles. The results of the experiment showed that the accuracy of the stop position was improved and sudden deceleration could be avoided by stepwise deceleration instruction. In addition, it was suggested that it is possible to guide walking by giving directions of straight walking, small turning to the right and left, and large turning.

1. はじめに

平成 18 年厚生労働省の調査 [1] において、日本の視覚障がい者数は約 31 万人であり、視覚障がい者の中でひと月に 2 回以上外出する割合は約 81% にのぼる。視覚障がい者の安全かつ快適な移動を支援するための設備としては、視覚障がい者用誘導ブロック（以下、点字ブロック）が用いられており、これを足裏の触感覚や白杖で触れて認識す

る方法を併用しながら歩行を行うのが一般的である。しかしながら、歩道を通行する歩行者や隣接する車道の交通量の多さ、点字ブロック上の放置自転車等の障害物、点字ブロックの経劣化や通行による摩耗や破損などの問題が指摘されている。また、細い路地に点字ブロックが未設置であったり、広い公園に対し設置箇所が少ない、地面の状況により設置が困難な箇所も多く存在する。

このため、視覚障がい者の安全を確保するために進路上の障害物を検出する様々な手法が提案されている [2], [3]。また、視覚障がい者にこれらの危険を通知する手法として、ブザーや振動を用いた提示方法や、障害物を回避するための進行方向を提示する手法が提案されている [2], [3], [4]。しかしながら、危険に対する過度な警報や、障害物を回避するための停止や方向転換などの煩雑な誘導指示はストレスを与えたり、方向認識の誤りなどによってかえって危険

¹ 名古屋大学 未来社会創造機構
Institutes of Innovation for Future Society, Nagoya University, Aichi, Japan

² 名古屋大学大学院 情報学研究科
Graduate School of Informatics, Nagoya University, Aichi, Japan

³ 関西大学 総合情報学部
Faculty of Informatics, Kansai University, Osaka, Japan

a) yoshida@cmc.is.i.nagoya-u.ac.jp

を生じさせる可能性がある。

そこで本研究では、危険箇所や障害物の回避に際し、視覚障がい者をできるだけストレスなく安全かつ快適に誘導する手法について検討する。我々はこれまでに、点字ブロックの上を歩く場合と同じく足の感覚に対する誘導情報提示に着目し、靴のインソールに振動モータを複数配置しそれらの振動の組み合わせによって進行方向を提示する手法を提案し、振動位置や振動パターンに関する様々な予備検討を行ってきた [5], [6]。足への振動提示による歩行誘導に関する関連研究では、複数の振動モータからの振動刺激によって、停止や次の移動方向を移動方向を指示する手法が提案されている [4], [7]。しかし、この手法では旋回を90度毎でしか行えず、ユーザの方向転換角度認識のずれによって回転する度に回転方向の誤差が蓄積し結果として想定経路を大きく逸脱する可能性が考えられる。また、方向転換の度に立ち止まる必要があり、方向転換に時間を要するほか、停止の指示が出てから立ち止まるまでにかかる距離も経路を逸脱する原因になる可能性がある。

そこで本稿では、まず、足の異なる2点に対して振動刺激を間隔を開けて提示する方法を用い、足の2点に振動刺激を時間を開けて提示することで歩行速度を提示し、目標地点に合わせてあらかじめ減速させる手法について検証した。実験参加者に実際にデバイスを装着して歩行させ、歩行状態から停止指示に直接切り替える提示方法と段階的に減速を挟んで停止指示を行う提示方法を比較し、停止位置の誤差を比較した。次に、移動方向に関する指示を2点の振動の位置関係によって表現することで、振動の提示位置関係パターンによって異なる旋回角度を指示する手法について検証した。実験参加者に実際にデバイスを装着して歩行させ、旋回確度の異なる大小2種類を想定した振動パターン（左右各2パターン）と直進の合計5パターンを提示し、歩行軌跡データを用いて比較を行った。

なお、本稿は筆者らの研究発表 [8] に対して、歩行軌跡データに関する詳細な再分析を実施し分析結果を追加、新たな議論に基づき歩行誘導手法について考察したものである。

2. 関連研究

視覚障がい者の障害物の回避を支援したり、歩行経路を誘導するシステムの研究が盛んに行われている。例えば、障害物の通知に関しては、超音波や赤外光を利用した近接センサを利用して障害物を検出し、音声や振動によって通知する手法が多く存在する [2], [3]。対して、進行方向や経路の提示に関しては、白杖に仮想の壁に接触する感覚を再現し経路を示すもの [9], [10] や、手や腰などの身体に進行方向と関連する振動刺激を与えるもの [11], [12]、音声や音響技術を利用したもの [13], [14] などがある。一方で、視覚による情報を補完し周辺状況の認識や進行方向を判断する

ためには、聴覚情報や触覚情報が重要であり、様々なデバイスによる刺激の提示は、周辺状況認識のための情報の混同や阻害を引き起こす可能性が考えられる。また、状況認識のために必要とする感覚や、誘導刺激の認識のしやすさには、障害の程度や個人の特性による影響が考えられ、視覚障がい者に対する様々な選択肢を確保することは重要である。

Velázquez R ら [4], [7] は、足に振動刺激を提示して歩行誘導を行うデバイスを提案した。身体に直接装着するデバイスは、装着が難しかったり、外出の度に装着する必要がある上、慣れないうちは身体の動きの支障となる可能性もある。一方、靴は誰もが日常的に使用することから余計な装着の手間が省け、同じものを一定期間にわたって継続使用し、はじめから個人のサイズに合わせて選定されていることから、毎回調整する必要性が低い。これらの要因は気軽な外出を助け、外出意欲の高めることにも繋がる可能性がある。提案システムでは、インソールに4つの振動モータを埋め込み、進行方向の振動モータを3回、進行方向と反対側の振動モータを1回、再度進行方向の振動モータを1回振動させる独自の振動パターンを用いて、歩行誘導実験を行っている。このシステムは、歩行中に進行方向を変える場面になると、モータのON, OFFを繰り返す停止の合図を提示し、ユーザを停止させた後、先述の振動パターンにより次の進行方向を提示する。しかしながら、このデバイスを用いた歩行誘導実験では、椅子などの障害物が置かれた屋内で目的地の付近まで到達できたものの、ユーザが停止後方向転換を行う際に、回転角度が90度を超過したり、不足するなどして、正しい進行方向に誤差が生じ、これが蓄積することで進行方向が大きくずれる恐れが見られた。

また、ユーザの歩行速度を一定に保たなければ、歩行速度が早い場合に、停止の指示のあった停止位置を超過する可能性がある。今後実環境において精度の高い位置測位システムが導入された場合でも、進行方向のずれや停止位置を超過することで、車道などの危険なエリアに侵入してしまう可能性が考えられる。このことから、我々は、歩行しながら停止目標に合わせてあらかじめ速度を制御する方法と、歩行しながら進行方向を修正する方法が必要だと考えた。

この先行研究では足裏に振動を提示しているのに対し、本研究では足の周囲に振動を提示している。また、本研究では2点の振動の位置関係をユーザに正しく認識させる必要がある。これに関して、我々のこれまでの研究 [5], [6] においては、足裏の振動刺激に対する感度が低い可能性が示されているほか、弁別感度の影響により、近距離の2点に振動を与えるとその振動の区別がつかなくなり、正しく方向を認識できない可能性がある。このことから、本システムでは振動提示位置として距離の離れた足の周囲側面を採

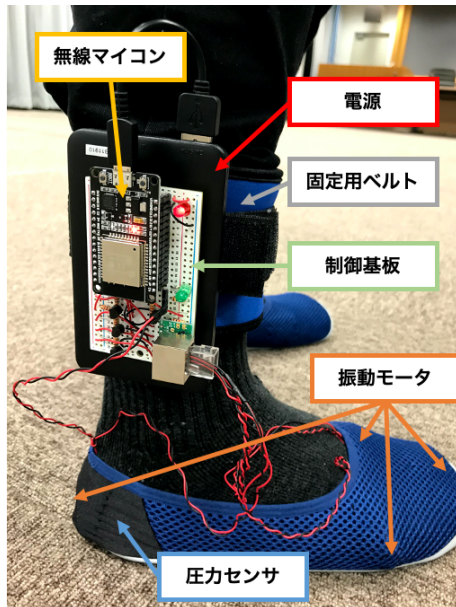


図 1 実験システムの装着図
 Fig. 1 Example of experimental system installation.

用している。

3. 実験システム

本研究では、4つの振動モータを足の周囲の側面に配置し、振動の時間差と振動位置の変化を用いて、停止位置までの距離に応じた減速、および、左右への旋回確度の異なる大小2種類の曲線誘導と直進の合計5パターンを指示するものである。Velázquez Rら [4], [7]の提案システムでは、シューズのインソールに4つの振動モータを埋め込んでいる。一方で、我々のこれまでの研究 [5], [6]では、足裏の振動刺激に対する感度が低い可能性が示されていることから、本研究では、足裏に比べ比較的振動刺激を知覚しやすい可能性を考慮し、足周囲の側面に配置することとした。

実験用システムの外観を図1に示す。実験システムでは、被験者ごとの異なる足の形状に対応するため、柔らかいメッシュ素材でできたルームシューズを用い、振動の発生のために円盤型(偏心タイプ)振動モータ(3V, 100mA, 13000RPM)を用いて、これらをルームシューズ内に作成したポケットに挿入して固定する。振動モータの配置を図2に示す。足の接地検出センサとして、接地面積が広く柔軟性があり装置機構が簡易な圧力センサ(DSR406, 感圧範囲: 0.2N 20N)をかかと部に固定して使用する。

なお、実験システムでは、右足のルームシューズに振動モーター式を内蔵し、着脱や交換を容易にするためモータの制御基板やバッテリーは柔軟な素材のベルトに固定し実験参加者の足首に巻いて固定した。圧力センサからのアナログ値の入力および各振動モータへ出力制御は、Bluetooth Low-Energyに対応した無線通信機能を備えたマイコン(ESP-WROOM-32)で行う。マイコンには、実

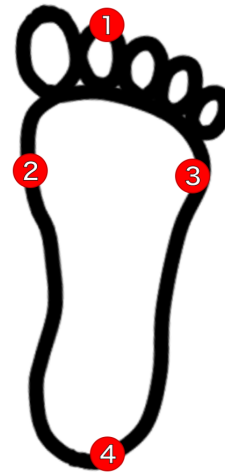


図 2 振動モータの配置
 Fig. 2 Placement of the vibration motor.

験参加者の位置取得用PCからは、位置座標とそれに応じた動作モードが送信され、圧力センサの値に応じて足の接地を検出し、実験条件に合わせた振動パターンを出力する。

位置取得用PCでは、画像・映像中の人物を検出する分析システム(検出にはOpenPoseを使用)が、PCと接続されたウェブカメラの映像から実験参加者の腰座標を取得し、位置座標とそれに応じた動作モードを制御用マイコンへと送信する。

4. 実験1: 振動提示間隔による減速指示の効果検証

4.1 実験概要

足の異なる2点に対して振動刺激を間隔を開けて提示する方法を用い、足の2点に振動刺激を時間を開けて提示することで歩行速度を提示し、目標地点に合わせてあらかじめ減速させる手法について検証する。実験参加者に実際にデバイスを装着して歩行させ、歩行状態から停止指示に直接切り替える提示方法と段階的に減速を挟んで停止指示を行う提示方法を比較し、停止位置の誤差を比較する。

4.2 実験手順

実験参加者は実験に関する説明を受けた後、予め用意された靴下へと履き替え、右足に実験デバイスを装着し、左足にはデバイスが除かれた右足と同型の靴を装着する。その後、実験システムを装着した状態で立ち、その場足踏みを行い、説明システムから提示される実験中の指示内容を実際に体験しながら、指示の内容について説明を事前に受ける。説明後、白杖を手に持ち、目隠しを着用した後、実験担当者による牽引によって無作為に決まる実験開始位置まで移動し、実験システムを無視界状態で使用し実験を開始する。

実験環境を図3に示す。実験開始後は実験開始位置から

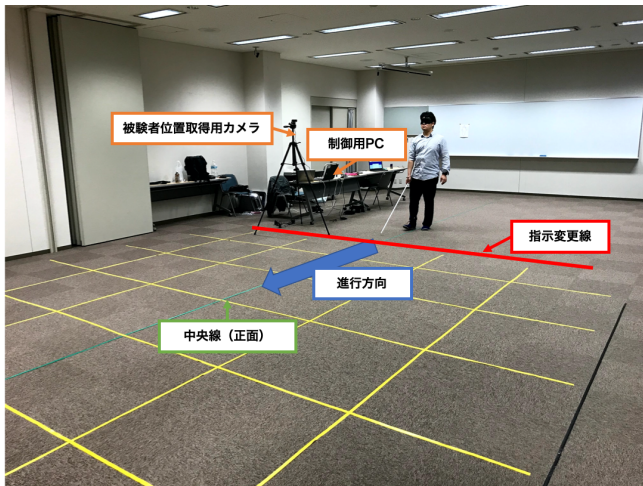


図 3 実験環境

Fig. 3 Experimental environment.

体正面に向かってまっすぐに歩行を開始する。実験中に指示変更線を超えると、実験条件に応じて実験システムの動作が変化する。また、停止線(2mまたは4m)を超えると停止を指示するの振動(全ての振動モータが3回振動する)が提示される。なお、実験参加者には、指示変更線の位置がわからないように、スタート位置を毎回無作為に変更する。実験担当者が完全に停止したことを確認した後、目隠しを外し、アンケート回答用の机に移動し、アンケートに回答する。これを全条件が終わるまで3回繰り返す。

4.3 実験参加者

正常な視力を有する19歳から28歳の21名(男性7名、女性14名)で行った。

4.4 実験条件

本実験は、1要因3水準の被験者内実験計画で、指示変更線から停止線までの距離は次の3通りである。

- a 指示変更線と同位置
- b 指示変更線から2m
- c 指示変更線から4m

条件の順序は全被験者間で順序交差を考慮して決定した。

4.5 条件ごとのシステム動作

実験参加者が指示変更線を超えるまでは、かかとが接地するとかかと側の振動モータが200ms振動した後、600ms間隔をあけて、つま先側の振動モータが200ms振動する。実験参加者が指示変更線を超えた後は、実験参加者と停止線までの距離に合わせて、振動と振動の間隔を600msから0msへと変化する。実験参加者が停止線を超えると、全ての振動モータが500msの間隔を空けて3回振動する。

4.6 実験結果

被験者の歩行の様子を撮影した動画からOpenpose[15]を用いて被験者の座標を30fpsで取得した。フレーム間の座標変化から指示変更線通過後の移動速度および、加速度、停止指示線と実際に停止した位置の距離(以降、超過距離)を算出した。なお、超過距離に関してはいずれの条件においても正の方向(停止線を超える方向)の誤差が得られた。加速度の平均値に関しては、いずれの条件においても負の方向(減速方向)の値が得られた。

これらのデータを用いて、条件間で加速度の平均値および超過距離を比較した。分析にはPyStan[16]を用いたベイズ統計モデリングによる平均値の差の推定を行った。正規分布を事前分布とし、各条件(a~c)それぞれの母平均 μ_a, μ_b, μ_c の確率密度関数推定値 $\hat{\mu}_a, \hat{\mu}_b, \hat{\mu}_c$ および、比較する2条件の母分散 σ^2 を推定した。4本のマルコフ連鎖を用いて、それぞれの鎖について5000回の繰り返し計算を行った。最初の1000回は捨て、残りの4000回を事後分布推定用の値として使用した。収束指標である \hat{R} は全て $\hat{R} < 1.1$ となった。分析結果を表1に示す。 $P_{\alpha-\beta}$ は $\hat{\mu}_\alpha - \hat{\mu}_\beta > 0$ となる確率を、 $P_{\beta-\alpha}$ は $\hat{\mu}_\beta - \hat{\mu}_\alpha > 0$ となる確率を示す。

まず、加速度に関しては、条件aと条件bを比較した場合に、97%の確度で条件aの方が高い負の加速度を示した。また、条件bと条件cを比較した場合に、92%の確度で条件bの方が高い負の加速度を示した。

次に、超過距離に関しては、条件aと条件bを比較した場合に、ほぼ100%の確度で条件aの方が超過距離が大きくなった。また、条件bと条件cを比較した場合も、ほぼ100%の確度で条件bの方が高い負の加速度を示した。

4.7 考察

ベイズ統計モデリングを用いた推定による平均値の差の比較結果から、条件c、条件b、条件aの順で負の加速度が増大することが示された。これは、歩行状態からすぐに停止の指示を出すことで急な減速が生じていると考えられる。急な減速は歩行者に対する精神的な負荷を与える可能性も考えられるうえ、転倒などの危険性を生じさせる可能性もある。

さらに、超過距離に関する分析から、停止までに2mの猶予を持たせても、4mの猶予がある場合と比較して、超過距離が高い確率で大きくなっている。このことから減速指示を段階的かつ緩やかに行うことができれば、案内の精度が向上するとともに、想定停止位置を超過することにより、障害物に接触したり、車道などの危険箇所へ飛び出してしまう危険性を低下させることができることを示唆している。

このことから、目的の停止位置に合わせて徐々に減速指示を出し停止させる手法は、ユーザの歩行時の危険性を低

表 1 加速度と停止線超過距離の分析結果

Table 1 Analysis of acceleration and distance from the stop line.

Acceleration (加速度)								
Condition(α)	Condition(β)	$\hat{\mu}_\alpha$	$\hat{\sigma}_\alpha$	$\hat{\mu}_\beta$	$\hat{\sigma}_\beta$	$\hat{\sigma}^2$	$P_{\alpha-\beta}$	$P_{\beta-\alpha}$
a	b	-1.050	0.010	0.930	0.010	0.050	0.030	0.97
b	c	-1.030	0.007	0.950	0.007	0.030	0.080	0.92
Excess distance (越線距離)								
Condition(α)	Condition(β)	$\hat{\mu}_\alpha$	$\hat{\sigma}_\alpha$	$\hat{\mu}_\beta$	$\hat{\sigma}_\beta$	$\hat{\sigma}^2$	$P_{\alpha-\beta}$	$P_{\beta-\alpha}$
a	b	1.04	0.20	2.31	0.20	0.91	1.00	0.00
b	c	0.41	0.09	1.04	0.09	0.42	1.00	0.00

下させるとともに、精神的負荷を下げる効果が期待できる。今後の検討において、余裕を持った減速指示が歩行時の精神的負荷や、歩行や障害物に関する注意リソースにどのように影響を与えるか詳細な検討を行う余地があると考えられる。

5. 実験 2: 振動位置関係による方向転換の検証

5.1 実験概要

移動方向に関する指示を 2 点の振動の位置関係によって表現することで、振動の提示位置関係パターンによって異なる旋回角度を指示する手法について検証する。実験参加者に実際にデバイスを装着して歩行させ、旋回確度の異なる大小 2 種類を想定した振動パターン（左右各 2 パターン）と直進の合計 5 パターンを提示し、歩行軌跡データを用いて比較する。

5.2 実験手順

実験環境は実験 1 と同一である。実験参加者はあらかじめ、実験条件に対応する 5 パターンの振動を直立状態で確認する。実験 2 では、歩行開始後、指示変更線（図 3-A）を超えると、実験条件に応じて振動する振動モータの組み合わせが変化する。実験参加者が、進行方向に 5.5m、幅 6m のエリアの端に到達するか、エリア内で 180 度向きが変わった時、実験担当者によって停止の合図が出される。実験参加者が完全に停止したことを確認した後、目隠しを外し、アンケート回答用の机に移動し、アンケートに回答する。これを全条件が終わるまで 3 回繰り返す。

5.3 実験参加者

正常な視力を有する 19 歳から 28 歳の 15 名（男性 5 名、女性 10 名）で行った。

5.4 実験条件

実験条件は、1 要因 5 水準の被験者内実験計画で、指示変更線通過後に a: 左小回り、b: 左大回り、c: 直進、d: 右小回り、e: 右大回りを想定した振動パターンが提示される。

5.5 条件ごとのシステム動作

実験参加者が指示変更線を超えるまでは、かかとが接地するとかかと側の振動モータが 200 ms 振動した後、600 ms 間隔をあけて、つま先側の振動モータが 200 ms 振動する。実験参加者が指示変更線を超えた後は、a 左小回りでは③→②、b 左大回りでは④→②、c 直進では④→①、d 右大回りでは②→③、e 右小回りでは④→③の順で 600 ms 間隔をあけて 2 つの振動モータが 200 ms 振動する。

5.6 実験結果

実験の様子を記録した動画から実験参加者腰部の座標を取得し、実験参加者の移動経路を時系列データ化した。なお、映像分析には Kinovea^{*1}を使用し、実験参加者の腰部座標を指示変更線を超えてから実験担当者の停止の合図があるまでの間 1 fps で取得した。歩行経路データを 2 次元空間にプロットしたところ、目隠し状態で歩行開始位置を調整したことにより正面方向の誤差が生じたことが原因とみられる、スタート時点からの一定の進行方向のずれがみられたことから、歩行開始位置座標と指示変更線通過位置の座標のベクトルをもとに歩行軌跡をプロットした 2 次元平面を回転させ、さらに指示変更線通過位置の座標を原点として平面移動させた。図 4 に条件ごとの全実験参加者の補正後の歩行軌跡を示す。x 軸の正方向が直進方向、y 軸の正の方向が左、負の方向が右方向を示している。なお、実験参加者 id 3 の歩行軌跡データに欠落がみられたため除外した。

歩行軌跡のプロット結果から、id 1, id 2, id 5 ~ id 8, id 10, id 11, id 13~id 15 については、左回り条件において左方向に、右回り条件において右方向に旋回している様子がみられる。一方で、id 4, id 12 については、小回り時に途中で旋回方向が変わる様子がみられ、id 9 では小回り時に提示方向と逆方向への進行がみられた。実験時のインタビューから、これらの実験参加者は小回り時に左右の指示の混同がうかがえた。このことから、全条件を正しく認識できた実験参加者は、14 名（データ欠損により 1 名を除

^{*1} Kinovea – video player for sport analysis
<https://www.kinovea.org/>

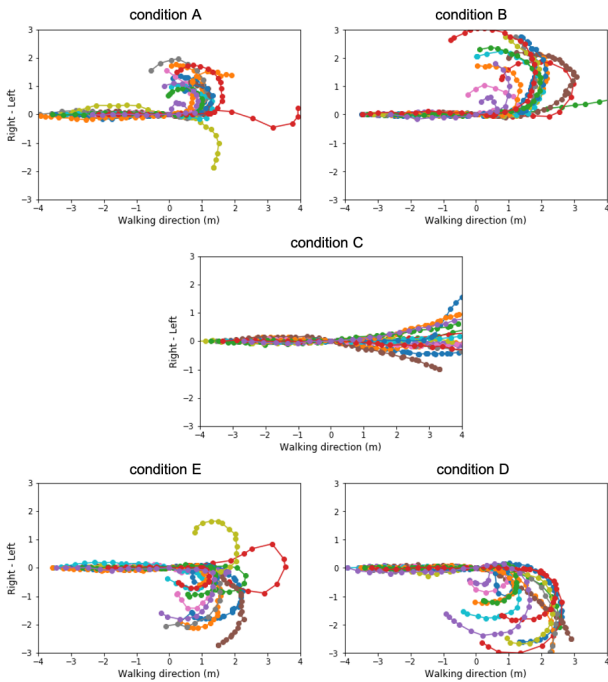


図 4 補正後の条件ごとの全被験者の歩行軌跡

Fig. 4 Walking trajectory for each condition after correction.

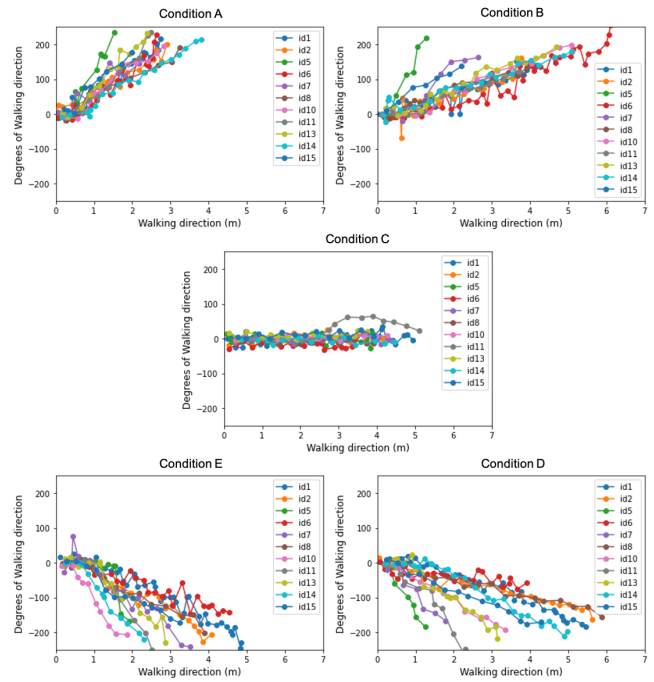


図 5 歩行距離に対する進行方向の角度変化

Fig. 5 Angular change against the walking distance.

外) 中, 11 名でおよそ 79%である。以降の分析ではこれらの 3 名のデータを除外して実験を行った。

次に, 歩行データの 1 fps ごとの位置座標から, フレーム間の進行方向ベクトルを算出し, 正面方向 ($y = 0, \theta = 0$) に対する角度 θ_i を算出した。なお, 実際の歩行の様子を確認し実験参加者がスタート方向を向いた後もなお旋回を続けた場合 ($\theta \pm 180$ を超えた場合) は, 実験協力が者直前までの歩行データを参考として手動で角度の補正を行った。x 軸を各フレームにおけるベクトルの大きさの累計値, y 軸を θ_i とし, 歩行距離に対する進行方向をプロットした結果を図 5 に示す。

さらに, このデータに対し試行ごとに直線近似式を計算して傾き a_{id} を求め, これら各条件における平均値 a_{mean} を比較することとした。分析には PyStan[16] を用いたベイズ統計モデリングによる平均値の差の推定を行った。正規分布を事前分布とし, 各条件 (a~e) それぞれの母平均 $\mu_a, \mu_b, \mu_c, \mu_d, \mu_e$ の確率密度関数推定値 $\hat{\mu}_a, \hat{\mu}_b, \hat{\mu}_c, \hat{\mu}_d, \hat{\mu}_e$ および, 比較する 2 条件の母分散 $\hat{\sigma}^2$ を推定した。4 本のマルコフ連鎖を用いて, それぞれの鎖について 5000 回の繰り返し計算を行った。最初の 1000 回は捨て, 残りの 4000 回を事後分布推定用の値として使用した。収束指標である \hat{R} は全て $\hat{R} < 1.1$ となった。分析結果を表 2 に示す。 $P_{\alpha-\beta}$ は $\hat{\mu}_\alpha - \hat{\mu}_\beta > 0$ となる確率を, $P_{\beta-\alpha}$ は $\hat{\mu}_\beta - \hat{\mu}_\alpha > 0$ となる確率を示す。

まず, 左旋回指示に関しては, c 直進との比較において, a 左小回り, b 左大回りともに, 100%に近い確度で左旋回指示の場合のほうが値 a_{mean} が高く, 歩行距離に対する進

行方向の角度変化が大きいことが示唆される。また, a 左小回り, b 左大回りの比較では, 94%の高い確度で小回りを指示した場合のほうが値 a_{mean} が高く, 歩行距離に対する進行方向の角度変化が大きいことが示唆される。

次に, 右旋回指示に関しては, c 直進との比較において, d 右大回り, e 右小回りともに, 100%に近い確度で右旋回指示の場合のほうが値 a_{mean} が低く, 歩行距離に対する進行方向の角度変化が大きいことが示唆される。また, d 右大回り, e 右小回りの比較では, 74%のやや高い確度で小回りを指示した場合のほうが値 a_{mean} が低く, 歩行距離に対する進行方向の角度変化が大きい可能性がある。

5.7 考察

ベイズ統計モデリングを用いた推定による平均値の差の比較結果から, 左旋回, 直進, 右旋回の指示に合わせて歩行することが可能であり, さらに, 左旋回時における小回り, 大回りの 2 種類の指示通りに誘導させることが可能である。

一方, 右旋回時にも小回り, 大回りの 2 種類の指示に合わせて誘導できる可能性があるものの, 左旋回に比べると, 明確に指示通り 2 種類の歩行経路が分別されているとは言い難い。この理由として, (1) デバイス装着足や軸足などの影響, (2) 振動パターンの認識しやすさの影響が挙げられる。

まず, (1) に関して, 実験では右足のみにデバイスを装着したため左右の足に感覚の違いが生じ, 実験参加者がデバイスを装着した右方向に進みづらく感じた可能性があ

表 2 歩行距離に対する進行方向の角度変化の分析

Table 2 Analysis of angular change against the walking distance.

Condition(α)	Condition(β)	$\hat{\mu}_\alpha$	$\hat{\sigma}_\alpha$	$\hat{\mu}_\beta$	$\hat{\sigma}_\beta$	σ^2	$P_{\alpha-\beta}$	$P_{\beta-\alpha}$
a (左小回り)	b (左大回り)	92.57	14.60	61.43	14.53	90.40	0.94	0.06
a (左小回り)	c (直進)	92.41	8.26	2.02	8.14	59.49	1.00	0.00
b (左大回り)	c (直進)	61.38	12.14	1.90	12.01	31.14	1.00	0.00
d (右大回り)	c (直進)	-69.61	12.28	2.05	12.46	84.26	0.00	1.00
e (右小回り)	c (直進)	-82.30	8.20	1.96	8.26	71.66	0.00	1.00
d (右大回り)	e (右小回り)	-82.34	14.78	-69.54	14.93	12.81	0.26	0.74

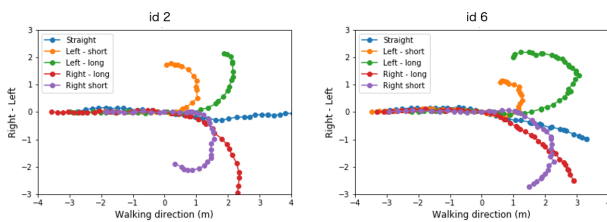


図 6 右小回りの開始が右大回りより遅い例
 Fig. 6 Example of delayed turn start.

る。また、日本人の 8 割以上が利き足を右と報告している研究 [17] もあることから、デバイスを装着していない左足を軸足として右足を大きく動かしたことで、左折時のほうが小回り傾向になった可能性も考えられる。また、右旋回時の a_{id} の分散が、左旋回時よりも、小回り、大回りともに大きくなっていることから、旋回角度に個人差が生じている可能性がある。

次に、(2) に関して、右旋回を指示する振動パターンが認識しづかった可能性が挙げられる。例えば、図 6 のように、右小回りの場合のほうが、右大回りよりも遅れて旋回を開始する例がみられた。このことから、実験参加者が右小回りの指示を認識するのに時間がかかった可能性が考えられる。

さらに、実験では 14 名中 3 名が右小回りと左小回りの指示を混同していた。原因として小回りの指示の提示パターンで使用する振動モータが共通していることが挙げられる。小回りの場合は振動モータ配置図 2 における②と③の振動モータを使用し、左小回りの場合には踵接地時に③→②、右小回りの場合には踵接地時に②→③の順番で 600 ms の間隔を開け振動させる。しかしながら、実験 2 で設定した動作設定においては、踵の接地から次の接地までの間隔を歩行速度に関係なく 600 ms で統一したことにより、後の振動を先の振動として認識したり、振動の順番を認識できなくなる現象が生じた可能性がある。これに対しては、実際の歩行周期に応じた振動の提示間隔とすることで改善される可能性があるが、今後より詳細な検証を行う必要がある。

6. おわりに

本稿では、視覚障がい者の歩行ナビゲーションや障害物

回避時の安心かつ快適な誘導を目的としたシューズ型歩行誘導システムの開発を目指し、4 つの振動モータを足の周囲の側面に配置し、振動の時間差を用いて目標の停止位置に合わせてあらかじめ減速させる手法と、振動の提示位置関係パターンによって異なる旋回角度を指示する手法について検討した。

実験参加者に実際にデバイスを装着して歩行させ、歩行状態から停止指示に直接切り替える提示方法と段階的に減速を挟んで停止指示を行う提示方法計 3 パターン比較し、停止位置の誤差や停止の急さを比較した。また、旋回確度の異なる大小 2 種類を想定した振動パターン（左右各 2 パターン）と直進の合計 5 パターンを提示し、歩行軌跡データを用いて比較を行った。

実験の結果、減速指示を段階的かつ緩やかに行うことで、停止位置の精度が向上するとともに、急な減速を回避することができることが示された。これにより、障害物に接触したり危険箇所へ無意識な飛び出しを抑制する効果が期待される。また、直進、左右への小回り・大回りの旋回指示による歩行誘導の可能性が示された。これにより、道路形状や実際の歩行速度に合わせた、快適かつ無理のない誘導が期待される。

今後、実験結果をもとに振動パターンの提示方法の改良や、個人差の影響について検討を進めるとともに、提案手法の余裕を持った減速指示や緩やかな方向転換が、歩行時の精神的負荷の軽減や、歩行や障害物に関する注意リソースの変化にどのように影響を与えるかについて詳細な検討を行い、視覚障がい者をできるだけストレスなく安全かつ快適に誘導する手法の実現を目指す。

謝辞

本研究は公益財団法人立石科学技術振興財団、および科研費 18K19812 の助成を受けて行われました。ここに記して感謝の意を表します。

参考文献

- [1] 平成 18 年身体障害児・者実態調査結果. 厚生労働省, 2006.
- [2] António Pereira, Nelson Nunes, Daniel Vieira, Nuno Costa, Hugo Fernandes, and João Barroso. Blind guide: An ultrasound sensor-based body area network for guid-

- ing blind people. *Procedia Computer Science*, Vol. 67, pp. 403–408, 2015.
- [3] Mounir Bousbia-Salah and Mohamed Fezari. A navigation tool for blind people. In *Innovations and advanced techniques in computer and information sciences and engineering*, pp. 333–337. Springer, 2007.
- [4] Ramiro Velázquez, Edwige Pissaloux, and Aimé Lay-Ekuakille. Tactile-foot stimulation can assist the navigation of people with visual impairment. *Applied Bionics and Biomechanics*, Vol. 2015, p. 798748, 2015.
- [5] 平野隼壮, 吉田直人, 榎堀優, 米澤朋子.
仮想点字ブロックへ向けた足裏振動モータアレイによる線分提示手法の一検討. 研究報告アクセシビリティ (AAC), Vol. 5, No. 15, pp. 1–8, 2017.
- [6] 吉田直人, 平野隼壮, 榎堀優, 米澤朋子.
部位による足裏感度の差異に応じた振動アクチュエータアレイによる仮想線分提示手法の提案. ヒューマンインタフェース学会研究報告集 (電子版) (SIGACI), Vol. 20, No. 2, pp. 43–50, 2018.
- [7] Ramiro Velázquez, Edwige Pissaloux, Pedro Rodrigo, Miguel Carrasco, Nicola Ivan Giannoccaro, and Aimé Lay-Ekuakille. An outdoor navigation system for blind pedestrians using gps and tactile-foot feedback. *Applied Sciences*, Vol. 8, No. 4, p. 578, 2018.
- [8] 吉田直人, 榎堀優, 間瀬健二, 平野隼壮, 米澤朋子.
シューズ型歩行誘導デバイスのための足部への時間差振動提示による歩行誘導手法の検討. 研究報告アクセシビリティ (AAC), Vol. 22, No. 2, pp. 17–24, 2020.
- [9] 渡辺博文, 榎堀優, 米澤朋子, 間瀬健二. 白杖先端刺激提示による仮想誘導路デザインの検討. マルチメディア, 分散協調とモバイルシンポジウム 2018 論文集, 第 2018 巻, pp. 129–136, 2018.
- [10] 渡辺博文, 榎堀優, 米澤朋子, 間瀬健二. 白杖先端刺激提示による仮想誘導路デザインの直線歩行における検討 (福祉情報工学). 電子情報通信学会技術研究報告 = IEICE technical report: 信学技報, Vol. 117, No. 502, pp. 157–162, 2018.
- [11] 池浦良淳, 山下普史, 水谷一樹. 振動刺激による人間の歩行誘導. 計測自動制御学会論文集, Vol. 40, No. 6, pp. 679–686, 2004.
- [12] Tomohiro Amemiya and Hisashi Sugiyama. Orienting kinesthetically: A haptic handheld wayfinder for people with visual impairments. Vol. 3, No. 2, 2010.
- [13] 中村和弘, 青野嘉幸, 田所嘉昭. 視覚障害者用誘導型歩行支援システム. 電子情報通信学会論文誌 D, Vol. 79, No. 9, pp. 1610–1618, 1996.
- [14] 小林真, 太田道男. 全方位センサと 3 次元音響を利用した視覚障害者用歩行誘導システム (< 特集 > 最新のスポーツ工学: 用具と施設を中心に). バイオメカニズム学会誌, Vol. 24, No. 2, pp. 123–125, 2000.
- [15] Zhe Cao, Gines Hidalgo, Tomas Simon, Shih-En Wei, and Yaser Sheikh. Openpose: realtime multi-person 2d pose estimation using part affinity fields. *arXiv preprint arXiv:1812.08008*, 2018.
- [16] Stijn Van Hoey, Johannes van der Kwast, Ingmar Nopens, and Piet Seuntjens. Python package for model structure analysis (pystan). *EGUGA*, pp. EGU2013–10059, 2013.
- [17] 甲斐義浩, 村田伸, 田中真一. 利き足と非利き足における足把持力および大腿四頭筋筋力の比較. 理学療法科学, Vol. 22, No. 3, pp. 365–368, 2007.