

足裏凹凸刺激デバイスを用いた 点字ブロックメタファによる歩行誘導の性能評価

塚本 晶久¹ 吉田 直人² 米澤 朋子³ 間瀬 健二⁴ 榎堀 優¹

概要: 視覚障害者の歩行を補助する設備として視覚障害者誘導用ブロック（点状ブロック）がある。しかし設置場所が限られており、点状ブロックのみを利用した外出は難しい。そこで本研究は、足裏に凹凸刺激を提示するデバイスで、点字ブロックをメタファとした刺激を提示し、点字ブロックの無い場所などで視覚障害者の歩行誘導の実現を目指した。作成したデバイスは縦棒・横棒・点群の三種類の刺激を提示できる。それぞれの刺激に対応した点字ブロックの利用方法を歩行誘導信号とした。更に、前進における左右方向ずれを修正するため、点字ブロック上からの逸脱をメタファに用いた直進補正方法と独自の信号による直進補正方法の2種類用意した。本デバイスと信号を評価するため、視覚障害者25名を対象に実験を行った。結果、点字ブロックと本デバイスの刺激の結びつきが示唆され、高い歩行誘導性能が示された。そして、2種類の直進補正方法ではそれぞれの適する状況が明らかとなった。

Performance Evaluation of Walking Guidance by Braille Block Metaphor Using a Foot Protrusion Stimulation Device

AKIHISA TSUKAMOTO¹ NAOTO YOSHIDA² TOMOKO YONEZAWA³ KENJI MASE⁴
YU ENOKIBORI¹

1. はじめに

平成28年生活のしづらさなどに関する調査（全国在宅障害児・者等実態調査）[1]によると、日本における視覚障害者数は31.2万人に上る。視覚障害者が外出する際に助けになるのが視覚障害者誘導用ブロック（以下、点字ブロック）である。これは駅のホームや交差点などに設置されている表面に凹凸のある黄色のタイルであり、日本において最も広く用いられる視覚障害者向けの公共設備である。視覚障害者はこのブロックの凹凸を、足や白杖を用いて確認し、補助的に利用することで目的地へ歩行する。

しかし、点字ブロックは公共交通機関や主要幹線道路の歩道、公的機関の建物内などでも主要経路にのみ設置され

ており、その敷設箇所は限られている。一例ではあるが、本実験でご協力頂いた視覚障害者25名の12%が「使用していない」、72%が「外出先に設置されていれば使用するが点字ブロックを前提とした外出は出来ない」と答えた。

点字ブロックを歩行可能な全ての場所に設置することは不可能である。そこで本研究は、足裏に凹凸刺激を提示するデバイスで、点字ブロックをメタファとした刺激を提示し、点字ブロックの無い場所などでの歩行誘導の実現を目指した。

2. 関連研究

視覚障害者の歩行支援デバイスがこれまで多く提案されている。特に環境へのデバイス敷設を不要とした携帯・装着型デバイスによる歩行誘導は、設置コストが少ないことや導入が容易であることから、注目が集まっている。また、音声による歩行誘導は、視覚障害者が頼りにしている環境音の認識などと干渉する可能性が示されており[9]、触覚を用いたフィードバックによる歩行誘導に注目が集まっている。

¹ 名古屋大学大学院 情報学研究科
Graduate School of Informatics, Nagoya university

² 工学院大学 情報学部
Faculty of Informatics, Kogakuin University

³ 関西大学大学院 総合情報学研究科
Graduate School of General Intelligence, Kansai University

⁴ 名古屋大学数理・データ科学教育研究センター
Mathematical and Data Science Center, Nagoya University

雨宮ら [11] は、水平の任意の方向に牽引力錯覚を起こす「ぶるなび」と呼ばれるデバイスを作成し、視覚障害者 23 名でデバイスの検証を行った。23 名中 21 名が通常の歩行ペースでルートに従って歩くことができた。Velázquezら [3][4] は片足の靴のインソールへ 4 つの振動モーターを取り付け、それぞれの振動に前進、後退、右折、左折の意味を対応させて、健常者 20 名でデバイスの検証を行った。椅子などの障害物を避ける歩行誘導実験を行い、全ての歩行で終了地点までゴールした。吉田 [5][6] らも同様に、片足の靴に 4 つの振動モーターを配置して、2 つのモーターの振動間隔や振動位置を変えることで、停止位置から前もつての減速や異なる角度での旋回を提示出来ることを検証し、その可能性を示唆した。異なる角度での旋回の提示は前進時に生じる左右方向のずれを補正する目的で検証している。

これまでに提案されている歩行支援デバイスの多くは、日常生活で使用されていない感覚を用いるため学習コストが懸念される。そこで視覚障害者が既に経験している刺激をメタファとすることで、学習コストの問題を解決するデバイスが研究されている。渡辺ら [2] はソレノイドに鉄心が吸着して発生する衝撃刺激を用いて壁の感覚を仮想的に再現し、視覚障害者が日常的に使用する白杖の既存の利用方法を大きく変えないデバイスの作成を試みた。感覚再現は低かったものの、このデバイスによる歩行誘導の可能性を示した。Frey [7] は両足の靴の底面を、左右方向に傾けることのできる靴型デバイス「CabBoots」を作成した。進路中心から左右方向にずれた場合、ずれた方向の足に傾斜が内向きに発生し、進路中心へ補正する。これは人々が通って中心部分が削れている道での歩行のメタファを用いたものである。しかし、本文中で歩行に対する影響の定量的な検証が行われていなかったため、若野ら [8] は、CabBoots の傾斜角度を決められるように改良したデバイスを作成し検証した。CabBoots と同様の固定傾斜角度で 5 m 先に歩行した影響は最大でも約 50 cm であった。そこで 5 m 先への歩行中に、傾斜角度を 0 度から 10 度まで段階的に変化させたところ、試した条件の中では最も影響があり、5 m 先に歩行した影響は 1 m 程度であった。

本研究では視覚障害者の視覚障害者が普段利用している歩行補助器具であり、先行研究においてメタファに用いられていない、点字ブロックをメタファに用いた歩行支援デバイスを作成し、本デバイスを用いた歩行誘導の評価実験の結果について報告する。

3. 足裏凹凸刺激デバイス

点字ブロックは、駅のホームなどで視覚障害者を誘導するために使用される。この点字ブロックの突起は 2 種類あり、それぞれの意味は以下の通りである。

- 点状突起：注意を喚起する位置を示すための突起。突

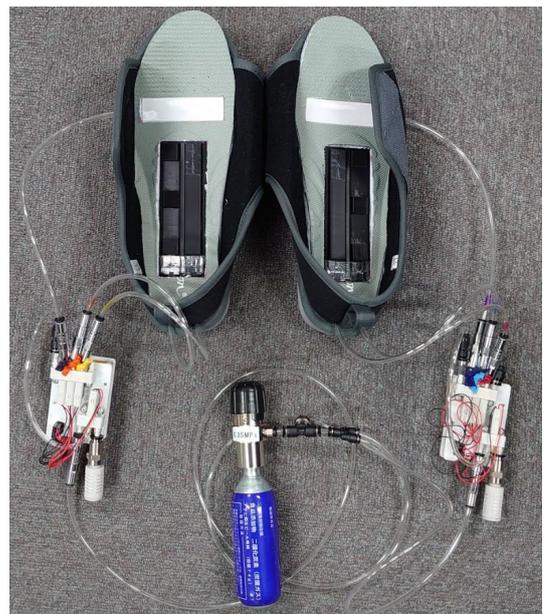


図 1 足裏凹凸刺激デバイスの全体像

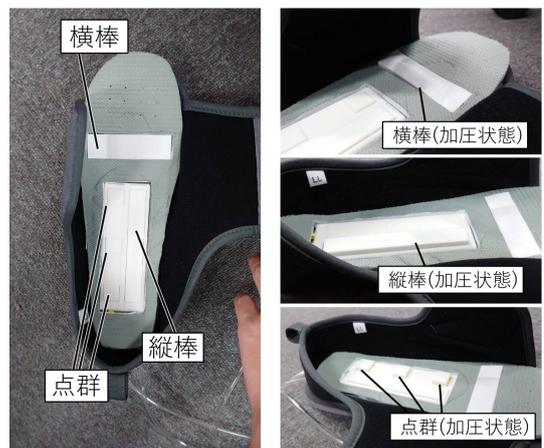


図 2 足裏凹凸刺激インソールにおける刺激提示状態

起形状は点状である。([10] から引用)

- 線状突起：移動方向を指示するための突起。突起形状は棒状であり、その長手方向が移動方向を示す。([10] から引用)

点状突起のあるブロックは点状ブロック、線状突起のあるブロックは線状ブロックと呼ばれる。点字ブロックの一般的な利用方法としては、線状ブロックを足裏や白杖で確認しながら線状突起の長辺と平行方向へ進み、交差点や危険箇所の前に設置されている点状ブロックでは一時停止などの注意行動を行う。

本研究で作成した足裏凹凸刺激デバイスについて述べる。本デバイスは、足裏凹凸刺激インソールと刺激提示制御部と二酸化炭素ボンベからなる。図 1 に作成したデバイスの全体像を示す。

足裏凹凸刺激インソールは踵からつま先に向かう方向を縦、それと直角に交わる向きを横とすると、縦方向の線状突起（以下、縦棒）、横方向の線状突起（以下、横棒）、縦

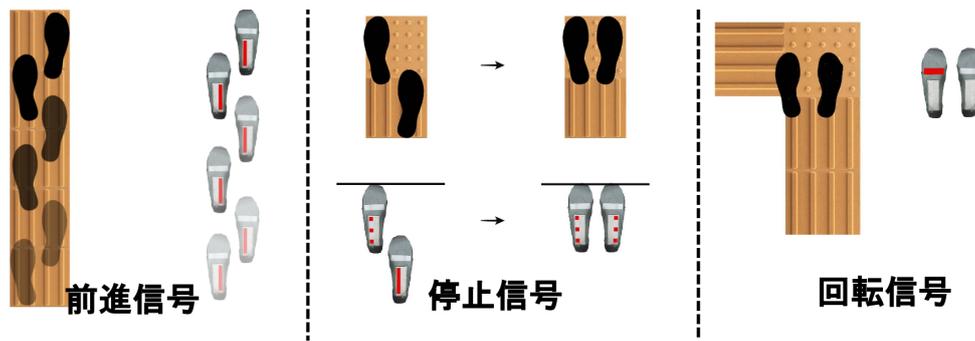


図 3 基本信号

1 連に並んだ 3 つの点状突起（以下、点群）の 3 種類の刺激を発生できる。各刺激の発生位置は、以下の方針で決定した。まず、注意を喚起する突起であり最も重要な点群を刺激の感じやすい足の外側に配置した。次に、足裏で最も横幅のある母指球を通る部分に横棒を配置した。最後に、縦棒を残る部分で配置が容易であった土踏まず部分に配置した。各刺激提示部は、空気圧をかけると図 2 右のように変形する。構造としては 3D プリンターで変形する外側を作成し、内部にバルーン（Qualatex 160Q）を入れている。バルーンに高圧二酸化炭素を注入して膨らませることで、刺激を提示する。縦棒と点群の部分は刺激を高めるために 3D プリンターのフィラメントで固い素材である PLA（ポリ乳酸）で造形した。横棒の部分は歩行時の立脚期と遊脚期の切り替わり時に母指球の辺りに圧力が大きくかかり、固い素材では強い違和感を感じたため、ゴム系フィラメントである PolyFlexTPU95 で造形した。

刺激提示制御部は 3 機の 3 ポートソレノイドバルブと Raspberry Pi Pico で片足分が構成されている。Raspberry Pi Pico を用いて 3 ポートソレノイドバルブを操作し、高圧二酸化炭素の吸気・脱気を制御する。制御のタイミングは外部 PC から Raspberry Pi へシリアル通信で信号を送る。

4. 点字ブロック利用法をメタファとした歩行誘導信号

本研究で用いた「点字ブロックの利用方法をメタファとした歩行誘導信号」について述べる。まず、前進・停止・回転の基本信号と、その利用例について 4.1 節で述べる。次に、前進時の左右方向のずれを補正する 2 種類の信号について 4.2 節で述べる。

4.1 基本信号

- 前進信号：両足の縦棒刺激が発生している状態を前進信号とした。点字ブロックの線状突起、および、その利用方法をメタファとしている。刺激が発生している間、前進し続ける（図 3 左）。ただし、動力源である高圧二酸化炭素を節約することを目的に、脱気を要する刺激停止は遊脚期であっても行わない。

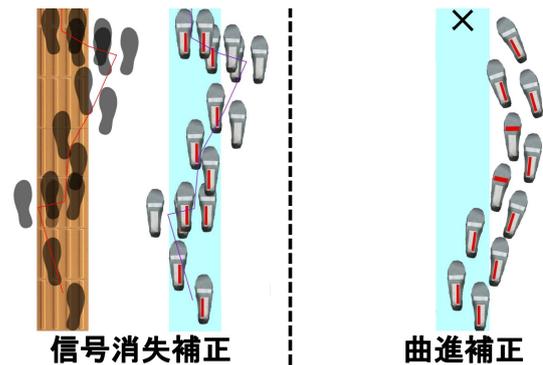


図 4 直進補正方法

- 停止信号：両足の点群刺激が発生している状態を停止信号とした。点字ブロックの点状突起をメタファとしている。停止位置に先に到達した足から刺激が発生する（図 3 中）。
- 回転信号：片方の足裏に横棒刺激が発生している状態を回転信号とした。点字ブロックでの交差部分で感じる、足に対して横向き線状ブロックをメタファとしている（図 3 右）。刺激が発生している間、横棒刺激が発生している足の方へその場で少しずつ回転し続ける。そして停止信号が発生した時に回転を終了する。先行研究 [4] などでは「90 度回転する」というプロトコルを使用しているが、90 度以外の角度への回転も考慮し、本研究では回転信号を本説明のように設計した。

4.2 直進補正方法

- 信号消失補正：前進信号で前進中に設定した誘導路領域から逸脱した足の縦棒刺激を消失させることで、誘導路領域へ補正する（図 4 左）。信号消失補正は点字ブロック上での歩行における点字ブロックからの踏み外しをメタファとしている。
- 曲進補正：前進信号で前進中に誘導路から両足が逸脱した場合に、緩やかに曲進を促しつつ誘導路へ補正する。片足に縦棒刺激を提示しつつ他方の足に横棒刺激を提示した状態を曲進信号（横棒提示方向へ少しずつ方向転換しながら前進）とした。前進中、両足が誘導路から逸脱した場合、目的地点方向に方向転換する曲



ベルトに二酸化炭素ポンペを装着



カバンに二酸化炭素ポンペを装着

図 5 デバイスを装着した外観

進補正を提示して直進を補正する。進行方向が目的地点へ向いた時点で曲進信号から前進信号に切り替わり、目的地点へ前進する（図 4 右）。

5. 提案デバイスの特性事前調査

歩行誘導実験に入る前に本デバイスの感覚に対する調査を行った。本調査は 36 歳から 73 歳までの 25 名の視覚障害者（男性 14 名、女性 11 名）を対象とした。平均年齢は、全体で 60.4 ± 10.1 歳、男性で 60.2 ± 10.3 歳、女性で 60.7 ± 9.7 歳であった。障害の程度は、1 種 1 級が 19 名、1 種 2 級が 4 名、1 種 4 級が 1 名、不明が 1 名であった。被験者は靴を脱ぎ、靴下を履いた状態の足に足裏凹凸刺激デバイスを装着した。図 5 に足裏凹凸刺激デバイス装着時の外観を示す。刺激提示制御部は、被験者の脛脛後部に伸縮性のあるベルトで固定した。二酸化炭素ポンペは、ベルトを着用している被験者はベルトにフック部分を引っ掛け（図 5 左）、ベルトを着用していない被験者は横掛けのカバンに二酸化炭素ポンペを入れて装着した（図 5 右）。

被験者は立位姿勢で 5.1 節と 5.2 節に示す調査を行った。

5.1 刺激認識性の調査

縦棒刺激、横棒刺激、点群刺激をそれぞれを発生させつつ、「刺激はどのような形か」、「足のどの部分に発生しているか」という 2 つの質問を自由回答で行った。回答後に正解を伝え、その刺激の分かりやすさを 7 段階リッカート尺度で質問した。

5.2 刺激から直感的に感じる意味の調査

立位姿勢で前進信号、停止信号、および、左回転信号をそれぞれ提示しつつ「歩行に使用するとしたらどのような意味で使用されるか」という質問を自由回答で行い、回答後に信号の説明を行った。また、3 種類の信号の説明後に「信号のモチーフとなっているものは何か」という質問を自由回答で行った。

表 1 3 つの刺激の形、刺激位置の正答率

	縦棒	横棒	点群
刺激の形	87.5 %	75.0 %	83.3 %
刺激位置	100 %	100 %	91.7 %

表 2 刺激の分かりやすさを問うアンケート結果

	縦棒	横棒	点群
刺激の分かりやすさ	6.8 ± 0.5	6.4 ± 1.0	6.2 ± 1.1

7 段階リッカート尺度：1=全く当てはまらない、7=非常に良く当てはまる

表 3 刺激から直感的に感じた意味を問うアンケート結果

	前進信号	停止信号	左回転信号	モチーフ
正答率	80.0 %	36.0 %	80.0 %	56.0 %

表 4 点群刺激から直感的に感じた意味の割合

	停止	曲がる警告	段差の警告	その他
回答率	36.0 %	28.0 %	4.0 %	32.0 %

5.3 調査結果

刺激認識性の調査（5.1 節）のうち、刺激の形と刺激位置を問うた結果を表 1 に示す。棒状刺激は「縦棒」、「縦長」、「縦長長方形」、横棒刺激は「横棒」、「横長」、「横長長方形」、点群刺激は「点々」、「ボツボツ」といった回答を正解とした。また、各刺激の分かりやすさの 7 段階リッカート尺度によるアンケート結果を表 2 に示す。

刺激から直感的に感じた意味のアンケート（5.2 節）の結果を表 3 に示す。前進信号は「真っ直ぐ」、「進め」、停止信号は「止まれ」、「停止しなさい」、左回転信号は「左に曲がれ」、「左に進め」といった回答を正解とした。デバイスの刺激のモチーフは「点字ブロック」、「視覚障害者誘導用ブロック」を正解とした。

縦棒および横棒を、前進と回転と 80 % の被験者が直感的に理解した。点群を停止と捉えている被験者は 36 % で縦棒や横棒よりも割合が低い。これは点状ブロックが警告ブロックであり、停止以外の意味を持つことに起因すると考えられるため、表 4 に回答の内訳を示した。「停止」のほか「段差が始まる」と「曲がる場所」といった警告ブロックの意味を含めると正答率は合計 68 % となった。モチーフとして点字ブロックと回答した被験者は 56 %（表 3）であった。

6. 歩行誘導実験

歩行コースと信号の提示方法を変えた 5 種類の歩行誘導実験を行った。被験者は事前調査と同じ 25 名であるが、それぞれの実験で参加した人数が異なる。実験中は足裏凹凸デバイスを装着した被験者に実験担当者が追従し信号を変化させた。歩行誘導路と停止・回転位置を示すマーカを敷設し、被験者が歩行中にマーカと接触、もしくはマーカから逸脱したことを、追従している実験担当者が目視で確認して、信号を手動で発出・切替えを行った。判定は踵を基

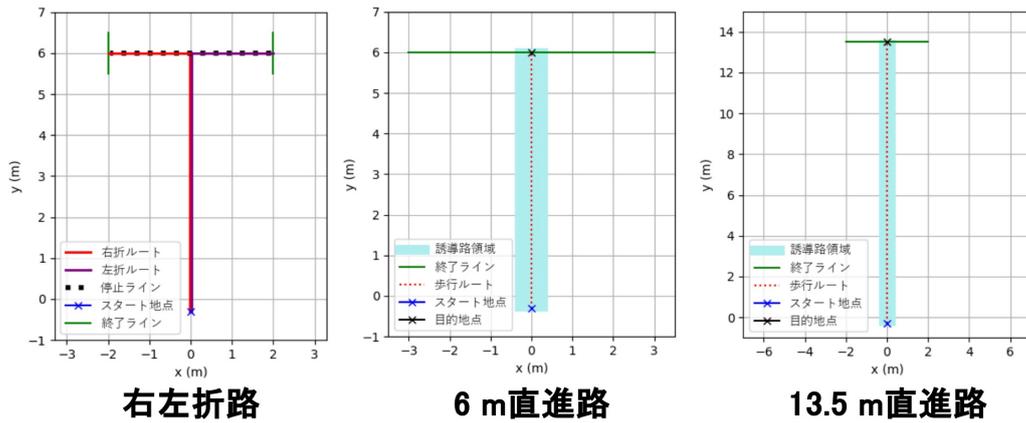


図 6 歩行コース

表 5 主観評価

質問内容
Q1: 安心して歩けた
Q2: 直感的に歩けた
Q3: 足裏に現れた凹凸のパターンを区別できた
Q4: パターンの意味が直感的にわかった
Q5: 曲がるところで進むべき方向が分かった (実験 1 のみ)
Q6: 進むべき方向がわかった (実験 2 から実験 5 のみ)
Q7: このパターンの提示の方法は助けになると感じた
Q8: このパターンの提示の方法は煩わしく感じた
Q9: システムの使用中に不安を感じた場合それはどのような様な時か
Q10: 歩行中に立ち止まるようなことがあった場合どのような様な時か
Q1~Q7: 7 段階リッカート尺度: 1=全く当てはまらない, 7=非常に良く当てはまる
Q9, Q10: 自由回答形式

準とした。

歩行コースは右左折路 (図 6 左), 6 m 直進路 (図 6 中), 13.5 m 直進路 (図 6 右) の 3 種類である。右左折路は, スタート地点から 6 m の直進路 (連続した歩行誘導ブロックを想定) が続き, 直進路の終端に停止信号 (点字ブロックを想定) が配置され, その左右 90 度方向に向けて 2 m の直進路が続く構造である。6 m 直進路は, スタート地点から 6 m の直進路が続く。これは右左折路の最初の直進部分と同じである。誘導路幅は一般的に使用される点字ブロックの幅の 30 cm とした。13.5 m 直進路は, 6 m 直進路の距離が 13.5 m に拡張されたものである。

以降で示す各歩行誘導実験では, 実験前に実験担当者が被験者の手を引いてコース上を誘導しつつ, 各実験で利用する信号の意味を説明しながら歩行コースを確認した。この練習を各実験ごとに 2 回ずつ実施した。

6.1 右左折路における停止信号, 回転信号の精度評価実験 (実験 1)

右左折路を基本信号のみ用いて歩行し, 停止信号と回転信号の精度を評価した。スタート地点で前進信号が提示さ

表 6 自由回答形式総合アンケート

質問内容
Q1: 直進歩行において, 領域から出た足の信号が消失する方法と曲がりながら進む方法のどちらがわかりやすかったですか。
Q2: このシステムで,良かったところはどこでしたか
Q3: このシステムで変えた方がいいと思ったところはありましたか
Q4: このシステムに追加した方がいい機能などはありますか
Q5: その他実験に関するご意見等ございましたらお答えください

れて被験者は歩行を開始する。スタート地点から 6 m 先の停止ラインに到達すると停止信号が提示される。停止信号は, 直線路の終端のみでは無く, 直線路終端と直角に交わる停止ラインで提示される。停止後, 左 (右) 回転信号が提示され, 90 度の回転が行われた後に, 再び停止信号が提示される。そして前進信号が提示され, 終了地点で停止信号が提示される。右折と左折を 3 回ずつ歩行し, 最後に表 5 のアンケートを行った。この実験は被験者全員で実施した。

6.2 6 m 直進路における信号消失補正実験 (実験 2)

6 m 直進路を信号消失補正を用いて歩行し, 信号消失補正の精度を評価した。練習後に信号消失補正を用いて 6 m 直進路を 3 回歩行した。最後に表 5 のアンケートを行った。この実験は被験者全員で実施した。

練習時の信号消失直進補正の説明では, 誘導路領域から逸脱した足の縦棒刺激が無くなることを伝え, それを頼りに誘導路領域に補正して歩くように指示した。その際に, 曲進や回転は行わないように指示した。

6.3 6 m 直進路における曲進補正実験 (実験 3)

6 m 直進路を曲進補正を用いて歩行し, 曲進補正の精度を評価した。練習終了後に曲進補正を用いて 6 m 直進路を 3 回歩行した。そして表 5 のアンケートを行い, 実験 1 から実験 3 を踏まえて表 6 のアンケートを行った。この実験は被験者全員で実施した。

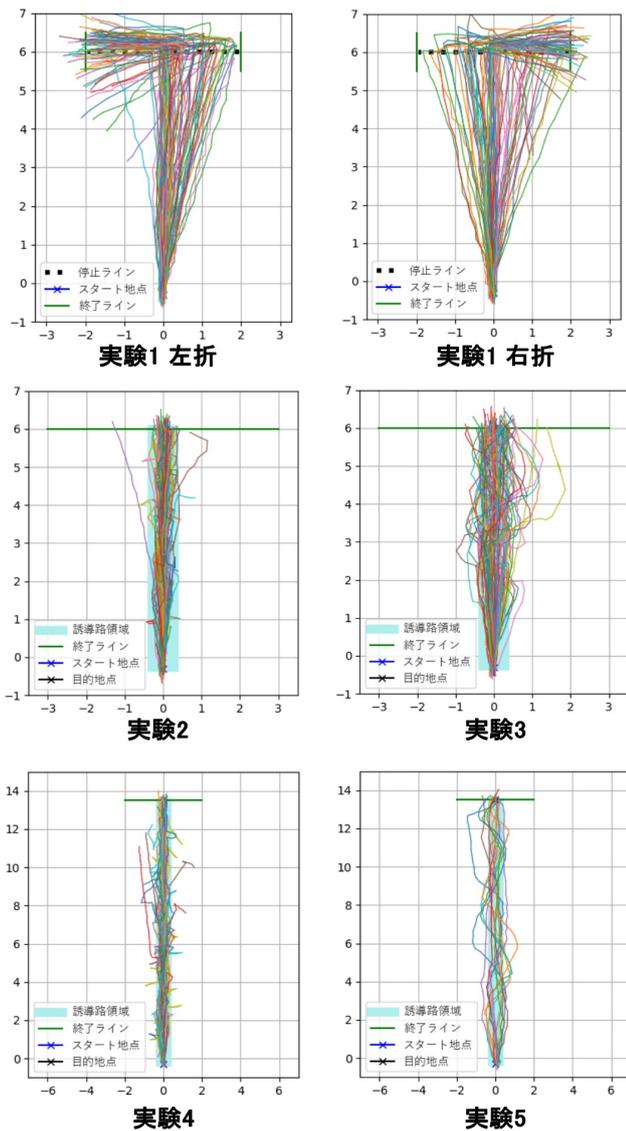


図 7 歩行軌跡

この実験は、他の実験と比べて詳細な練習を実施した。これは曲進信号や曲進補正が普段の点字ブロックの利用方法に含まれないためである。練習内容は、まず曲進信号を提示し、半径 2.8 m、内角 90 度の円弧に沿って左右 1 回ずつ歩行を行った。次に他の実験と同じく、被験者の手を引きつつ 6 m 直進路を歩行する練習を実施した。最後に手で誘導を行わない状態で信号の意味を伝えながら 6 m 直進路を 1 回歩行した。

6.4 13.5 m 直進路における信号消失補正実験 (実験 4)

13.5 m 直進路を信号消失補正を用いて歩行し、信号消失補正の精度を評価した。練習後に信号消失補正を用いて 13.5 m 直進路を 3 回歩行した。最後に表 5 のアンケートを行った。この実験は 14 人 (P11~P23, P25) で実施した。

6.5 13.5 m 直進路における曲進補正実験 (実験 5)

13.5 m 直進路を曲進補正を用いて歩行し、曲進補正の精

表 7 停止信号を提示した地点から超えた歩数

	割合 (歩行回数)
0 歩	69.1 % (87 回)
1 歩	30.1 % (38 回)
2 歩	0.8 % (1 回)

表 8 遅延回転歩数

	右折	左折	全体
0 歩	88.5 % (54 回)	88.5 % (54 回)	88.5 % (108 回)
1 歩	11.5 % (7 回)	11.5 % (7 回)	11.5 % (14 回)

表 9 回転誤差

	平均回転誤差 ± SD [degree]
右折	3.6 ± 14.2
左折	2.3 ± 13.9
両方	2.9 ± 14.1

度を評価した。練習後に曲進補正を用いて 13.5 m 直進路を 3 回歩行した。そして表 5 のアンケートを行い、実験 4 と実験 5 を踏まえて表 6 のアンケートの Q1 のみを行った。この実験は 5 人 (P20~P23, P25) で実施した。また練習は、実験 3 で曲線補正の練習をしたため、改めて詳細な練習はこの実験では行わなかった。

6.6 実験結果

被験者の歩行の様子を撮影した動画を OpenCV の get-PerspectiveTransform 関数を用いて二次元座標上に変換したのち、目視で立ち位置をプロットし、歩行軌跡を作成して利用した。被験者の位置は前方の足の踵と後方の足のつま先の中点とし、1 歩毎に記録した。収集した被験者位置を線形補完し、進行方向に 1cm 間隔でリサンプリングし、分析用データとした。実験 1 から実験 5 の歩行軌跡を図 7 に示す。

実験 1 における歩行開始直後の直進を経て停止ラインへ到達した時の停止信号を提示した地点から踏み超えた歩数を表 7 示す。撮影不備や、停止信号の提示に不備があった 24 歩行を除いた 126 回の歩行データを使用した。

実験 1 における右左折するために提示された回転信号における回転中の停止信号を提示した後に回転した歩数 (遅延回転歩数) を表 8 に示す。停止信号を遊脚期に提示した場合、次の 1 歩から遅延回転歩数とした。そして、回転直後の座標を始点として、回転後に歩行した終了時の座標を終点としたベクトルと、回転後の歩行誘導路を表すベクトルのなす角を回転誤差とし、表 9 に示す。撮影不備や、停止信号の提示に不備があったデータと右折と左折の回数を同条件にするため不備のあったデータの被験者の正常データを間引いて、14 歩行を除いた右左折それぞれ 61 回の歩行データを使用した。

実験 2 から実験 5 における失敗率を表 10 に示す。信号に則って歩行できなかった場合と、終了地点まで到達しな

表 10 失敗率

	6 m 信号消失	6 m 曲進	13.5 m 信号消失	13.5 m 信号消失*	13.5 m 曲進
失敗率	4.10%	1.30%	19.50 %	6.67 %	6.67 %
失敗回数	3 回	1 回	8 回	1 回	1 回
歩行回数	74 回	75 回	41 回	15 回	15 回

13.5 m 信号消失*: 13.5 m 直進路における曲進補正と共通の被験者のみを対象とした場合

表 11 6 m 直進路における直進補正方法別数値 (値は平均±SD)

	6 m 信号消失		6 m 曲進		6 m 補正なし		13.5 m 信号消失		13.5 m 信号消失*		13.5 m 曲進	
到達地点誤差 [cm]	11.4 ± 8.6	23.8 ± 21.5	62.3 ± 56.9	8.3 ± 6.4	7.8 ± 6.3	6.9 ± 8.1						
乖離 [cm]	8.6 ± 4.1	20.2 ± 15.6	25.9 ± 21.2	11.0 ± 4.3	12.5 ± 4.5	29.9 ± 12.7						
到達時間 [s]	22.5 ± 12.8	17.2 ± 7.5	12.2 ± 3.7	33.6 ± 12.6	35.5 ± 11.6	30.4 ± 6.2						
歩行回数	71 回	74 回	144 回	33 回	14 回	14 回						

13.5 m 信号消失*: 13.5 m 直進路における曲進補正と共通の被験者のみを対象とした場合

かった場合を歩行失敗とした。撮影不備や、停止信号の提示に不備があった歩行を除いて使用した (実験 2: 74 回, 実験 3: 75 回, 実験 4: 41 回, 実験 5: 15 回)。また, 実験 4 と実験 5 を比較するため実験 5 を行った被験者における実験 4 の失敗率も示している。

実験 2 から実験 5 と実験 1 のスタート直後の 6 m 直進部分 (6 m 補正無し) における到達地点誤差, 乖離, 到達時間を示す。乖離は, 1 回の歩行における経路中心までの平均距離とした。実験 2 から実験 5 は撮影不備や, 停止信号の提示に不備があった歩行を除き, 歩行失敗を除いて使用した (実験 2: 71 回, 実験 3: 74 回, 実験 4: 33 回, 実験 5: 14 回)。6 m 補正無しは撮影不備があった 6 歩行を除いた 144 回の歩行データを使用した。実験 4 と実験 5 を比較するため実験 5 を行った被験者における実験 4 のそれぞれの数値も示している。

実験 1 から実験 5 の 7 段階リッカート尺度におけるアンケート結果を表 12 示す。実験 3 と実験 5 それぞれ終了後に行った表 6 Q1 の回答結果を表 13 に示す。

7. 考察

7.1 刺激の認識性

表 2 より, 各刺激の分かりやすさは 7 段階リッカート尺度で平均で 6 以上あり, 本デバイスの認識性は良好と考えられる。そのため, 歩行誘導実験の主観評価 (表 12) の「Q3: 足裏に現れた凹凸のパターンを区別できた」は全ての実験で平均が 6 以上になったと考えられる。

7.2 刺激から直感的に感じた意味

表 3, 表 4 より, 縦棒と横棒は 80 % の意味の直感的理解があり, 点群は警告ブロックという意味では 68 % の直感的理解がある。また, モチーフを 56 % が点字ブロックと答えたことから, 本デバイスの刺激と点字ブロックの経験の結びつきが示唆された。そのため, 歩行誘導実験の主観評価 (表 12) の「Q4: パターンの意味が直感的にわかった」は実験 1 で平均が 6 以上になったと考えられる。

7.3 停止信号による制御の分析

表 7 より, 69.1 % は停止信号を提示した地点 (0 歩) で即時停止することができた。30.9 % が 2 歩以内で踏み越えた要因は, 被験者は停止信号を認識しているが, 瞬時に停止できなかったため, と考えられる。これは歩行速度が速いほど, 慣性力が強く働き, 身体制御が困難になると考えられる。そこで, 速度 [m/s] = スタート地点から停止ライン到達地点までの距離 / 停止ライン到達時間 とすると, 踏み越えなかった群の平均歩行速度は 0.54 ± 0.14 m/s, 1 歩または 2 歩踏み越えた群は 0.59 ± 0.12 m/s であり, Welch の t 検定で比較した結果, 有意差が示された ($p < 0.05$)。

また, 自由回答でのアンケートで「実際の点字ブロックを使用する時は白杖で前もって分かるため, 減速できる」との回答があった。これらのことから本システムでは, 日常的な点字ブロックの利用法と比べて急な停止が求められたと考えられる。従って, 前もって停止位置を知らせる機能が必要と考えられる。

7.4 回転信号による制御の分析

遅延回転歩数 (表 8) が 0 歩の群の平均回転誤差は 0.1 ± 11.1 度で 1 歩の群は 24.3 ± 15.8 度であり, Welch の t 検定で比較した結果, 有意差が示された ($p < 0.05$)。従って, 遅延回転歩数の有無が回転精度に強く影響していると考えられる。そこで, 遅延回転歩数が発生した歩行を個別に確認したところ, 遅延回転歩数が 1 歩である 14 歩行中の 10 歩行 (71 %) が内股の状態では停止信号が提示され, その後内股を修正しようと外側の足の位置を修正することで遅延回転歩数が発生していた。従って, 回転終了時, 回転方向の足に逆側の足を揃えるように習熟することで, 回転誤差を低減できると考えられる。

7.5 6 m 直進路における直進補正方法の性能比較

6 m 直進路において補正無しと到達地点誤差の平均で比べると, 信号消失補正は 81.7 %, 曲進補正は 61.8 % 削減できた。乖離では信号消失補正は 66.8 %, 曲進補正は 22.0 %

表 12 主観評価結果

質問内容	実験 1	実験 2	実験 3	実験 4	実験 5
Q1: 安心して歩けた	5.8 ± 1.3	5.6 ± 1.6	5.7 ± 1.6	6.2 ± 0.7	6.2 ± 0.7
Q2: 直感的に歩けた	5.6 ± 1.5	5.4 ± 1.8	5.2 ± 1.9	5.8 ± 1.2	6.0 ± 0.6
Q3: 足裏に現れた凹凸のパターンを区別できた	6.6 ± 0.8	6.0 ± 1.3	6.0 ± 1.5	6.6 ± 0.5	6.6 ± 0.5
Q4: パターンの意味が直感的にわかった	6.2 ± 1.2	6.1 ± 1.2	5.7 ± 1.7	6.4 ± 0.5	6.4 ± 1.2
Q5: 曲がるところで進むべき方向が分かった (実験 1 のみ)	6.7 ± 0.7				
Q6: 進むべき方向がわかった (実験 2 から実験 5 のみ)		6.1 ± 1.1	5.8 ± 1.9	5.6 ± 1.9	6.6 ± 0.8
Q7: このパターンの提示の方法は助けになると感じた	6.5 ± 0.9	6.0 ± 1.5	5.9 ± 1.7	6.4 ± 1.2	6.6 ± 0.5
Q8: このパターンの提示の方法は煩わしく感じた	1.6 ± 1.1	2.0 ± 1.3	2.2 ± 1.6	1.4 ± 0.8	1.8 ± 1.2
回答人数	25 人	25 人	25 人	14 人	5 人

7 段階リッカート尺度: 1=全く当てはまらない, 7=非常に良く当てはまる

表 13 使いやすかった直進補正方法 自由回答アンケート結果

	信号消失補正	曲進補正	回答なし
6 m 直進路	60.00 % (15 人)	36.00 % (9 人)	4.00 % (1 人)
13.5 m 直進路	0.0 % (0 人)	100.0 % (5 人)	

削減できた。到達時間では信号消失補正は 1.8 倍、曲進補正は 1.4 倍に増加した。信号消失補正と曲進補正の失敗率はどちらも低い。

信号消失補正は誘導路領域上に足を移動させて誘導路領域を把握できるため乖離を小さくできるが、修正時にほとんどの被験者が一旦止まって修正したため、到達時間が長くなったと考えられる。曲進信号は進みながら補正するため、乖離が大きくなるが到達時間が短くなったと考えられる。

7.6 13.5 m 直進路における直進補正方法の性能比較

13.5 m 直進路においても信号消失補正と曲進補正は共に到達地点誤差が小さい。また、信号消失補正は乖離が小さく、曲進補正は歩行時間が短いという 6 m 直進路と同様の特徴がある。しかし、表 10 に示した 13.5 m 直進路における信号消失補正の失敗率は 19.5 % と大幅に高くなった。この原因として、信号消失補正は誘導路領域から片足が逸脱した時に逸脱した足を記憶する必要がある。そして歩行距離が長くなるほど逸脱した足の記憶に失敗する確立が上がるためと考えられる。一方曲進補正は曲進信号が提示された瞬間を見逃しても信号が提示され続けるため、方向を見失う事がないと考えられる。そのためか 13.5 m 直進路において実験 4 と実験 5 の両方行った被験者の 100 % が曲進補正を好んだ (表 13)。

7.7 直進補正方法の使い分け

信号消失補正は長距離では失敗率が高かったが、乖離を抑えて直進を補正できるため、短距離で狭い道や列に並ぶといった正確性が求められる場面では有用であると考えられる。曲進補正は乖離は大きいが進みながら方向転換できるため、長めの距離で横幅が広い歩行経路において有効と考えられる。

8. まとめ

本研究では、点字ブロックをメタファに用いた足裏凹凸刺激デバイスを作成し、その有効性を検証した。それぞれの刺激に対する事前調査では、高い認識性が確認され、点字ブロックの経験との結びつきが示唆された。歩行誘導実験では点字ブロックの利用方法をメタファに用いた基本信号、信号消失補正と独自の信号である曲進信号を用いた曲進補正を検証した。基本信号による高い歩行性能が示された。また、2 種類の直進補正方法の特性の違いが明らかとなり、状況に合った補正方法を選択することで多くのシチュエーションに対応できる可能性が示唆された。

今後は、本実験で見つかった改善点である、停止位置の提示や回転時の停止タイミングを検討し、状況に合わせた直進補正方法の選択による歩行性能の検証を検討している。

謝辞

本研究は、公益財団法人立石科学技術振興財団、ならびに、JSPS 科研費 18K19812 の助成を受けて行われました。ここに感謝の意を表します。

参考文献

- [1] 平成 28 年生活のしづらさなどに関する調査 (全国在宅障害児・者等実態調査), 2006.
- [2] 渡辺博文, 榎堀優, 米澤朋子, 間瀬健二. 白杖先端への衝撃刺激提示による歩行支援システムの実現に向けた仮想的な壁と歩行誘導ブロックの再現および歩行誘導に関する検討. 研究報告ユビキタスコンピューティングシステム (UBI), Vol. 2017, No. 6, pp. 1-6, 2017.
- [3] R. Velázquez, O. Bazán, J. Varona, C. Delgado-Mata, and C. A. Gutiérrez, "Insights into the capabilities of tactile-foot perception," International Journal of Advanced Robotic Systems, vol. 9, pp. 179: 1-11, 2012.
- [4] R. Velázquez, Pissaloux E, Lay-Ekuakille A. Tactile-Foot Stimulation Can Assist the Navigation of People with Visual Impairment. Appl Bionics Biomech.

2015;2015:798748. doi: 10.1155/2015/798748. Epub 2015 Mar 22. PMID: 27019593; PMCID: PMC4745435.

- [5] 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", ヒューマンインタフェース研究会 (SIG-ACI-25), 京都工芸繊維大学, 2020.3.26
- [6] 吉田直人, 平野隼壮, 米澤朋子, 榎堀優, 間瀬健二 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. 研究報告コンシューマ・デバイス&システム (CDS) ,Vol. 28,No.16,pp. 1-8, 2020.
- [7] Martin Frey. 2007. CabBoots: shoes with integrated guidance system. In Proceedings of the 1st international conference on Tangible and embedded interaction (TEI '07). Association for Computing Machinery, New York, NY, USA, 245–246. DOI:<https://doi.org/10.1145/1226969.1227019>
- [8] 若野達哉, 永谷直久. "装着型靴底傾斜角度制御インタフェースの開発と歩行誘導への応用", エンタテインメントコンピューティングシンポジウム 2019 論文集, 第 2019 巻,pp. 17 - 21, 2019.
- [9] 五十嵐雄哉, 内藤拓也, 貞清一浩, 山田哲弥. 屋内外シームレスな視覚障がい者音声ナビゲーションシステムの開発と検証. 日本建築学会技術報告集, Vol. 24, No. 57, pp.867-872, 2018.
- [10] 日本規格協会 : JIS T 9251:2001 (視覚障害者誘導用ブロック等の突起の形状・寸法及びその配列に関する規定, 2001.
- [11] Tomohiro Amemiya and Hisashi Sugiyama. Haptic handheld wayfinder with pseudo attraction force for pedestrians with visual impairments. In Proceedings of the 11th International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility, Assets '09, pp. 107–114, New York, NY, USA, 2009. Association for Computing Machinery.