



前後方向への前庭感覚提示による歩行速度への影響

齊藤光汰¹⁾, 原彰良²⁾³⁾, 古川正紘²⁾³⁾, 前田太郎²⁾³⁾

1) 大阪大学工学部 (〒 565-0871 吹田市山田丘 2-1, kota.saito@iel.ist.osaka-u.ac.jp)

2) 大阪大学大学院情報科学研究科 (〒 565-0871 吹田市山田丘 1-5, akiyoshi-hara@ist.osaka-u.ac.jp)

3) 脳情報通信融合研究センター (〒 565-0871 大阪府吹田市山田丘 1-4)

概要: 前庭電気刺激 (GVS) は左右方向への歩行方位の誘導に成功している一方で, 方位に対する独立成分である歩行速度の誘導に関する知見は少ない. そこで本報告では, GVS による歩行速度誘導の可能性を検証するために, 短距離および長距離の 2 条件下において歩行速度の計測を実施した. その結果, GVS による歩行速度誘導では, 歩行距離によっては標準速度の歩行に対して加速と減速の間に非対称性が存在することが観察された.

キーワード: 前庭電気刺激, 歩行

1. はじめに

歩行誘導は, 歩行者の歩行方向や速度を外部から制御する技術として, リハビリテーションやナビゲーションシステムなど様々な応用分野で注目されている. 特に, 高齢者の歩行支援や視覚障害者の移動支援において, 安全で効果的な歩行誘導技術の確立が求められている.

前庭電気刺激 (Galvanic Vestibular Stimulation: GVS) は, 耳の後ろの乳様突起部に電極を配置して微弱電流を流すことで前庭器官を刺激し, 人工的に前庭感覚を提示する技術である [1-3]. 前庭感覚を提示することで歩行誘導を実現できることが知られており, 装着型で非侵襲的なインタフェースとして注目されている [4]. GVS による左右方向への歩行誘導は, GVS によって生じた前庭感覚により歩行者の主観的重力方向が傾くことから始まる. この傾きを歩行者自身が起立反射によって修正しようとした結果, 身体が傾き, 歩行者の歩行方位が左右へ変容する [4, 5].

これまでの GVS による歩行誘導では左右方向の誘導が実現されている一方で, 左右に対して直交方向である前後方向, 即ち速度の誘導は検証されていない. 前後方向に GVS を印加した際にも左右方向の場合と同様の起立反射が生じる [1, 3, 6]. 前後方向への GVS では, 主観的な重力方向が前後に傾くことで身体の重心が前後に移動する. この重心移動の結果, 歩行速度の変容が生じることが期待される.

しかし前後方向への前庭感覚提示による身体動揺量は左右方向への前庭感覚提示時に比べ小さいことが示唆されており [1, 6], 前後方向への前庭感覚提示による重心移動が歩行速度制御を引き起こせるかは自明ではない. そこで本報告では, GVS による歩行速度制御の可否の検証を目的とし, 下記の 3 つの仮説を検証対象とする.

仮説 1: 前後 GVS に対する身体応答が大きい人に対しては歩行速度制御が可能である.

仮説 2: 前後 GVS による歩行速度制御は前方向印加時に加速を, 後方印加時に減速を実現する.

仮説 3: GVS による歩行速度の変調には順応効果があり, 長距離では変調効果が下がる.

2. 実験方法

第 1 章で挙げた 3 つの仮説検証を行うために, 下記の 3 つの実験を実施した.

実験 1: ロンベルク立位時の身体動揺計測

実験 2: 短距離 (9 m) における歩行速度変調実験

実験 3: 長距離 (75m) における歩行速度実験

2.1 実験 1: ロンベルク立位時の身体動揺計測

2.1.1 実験目的

本実験は, 前後 GVS に対する個人ごとの身体応答量を得ることを目的とした.

2.1.2 実験参加者

本研究は大阪大学倫理審査委員会の承認 (承認番号 201710 (R 人 21-3)) を得て実施した. 前庭系に既往歴のない健康者 5 名 (男性 4 名, 女性 1 名, 平均年齢 22.80 ± 1.33 歳) が実験に参加した. 実験前に全実験参加者から書面によるインフォームドコンセントを取得した. なお, 本実験の実験参加者は実験 2, 実験 3 と共通である.

2.1.3 実験装置

身体動揺の計測には OptiTrack (Flex:V100r2) モーションキャプチャシステムを使用し, 8 台のカメラで 100Hz のサンプリング周波数で頭部位置を記録した. 参加者は GVS 装置 (図 1) を収納したバックパックを背負い, 頭部には反射マーカー 3 個 (頭頂部・左右耳側) と慣性計測ユニット (M5StickC Plus) を固定したヘッドセットを装着した. 実験制御とデータ収集は専用のコンピュータで行った.

2.1.4 実験条件

実験要因として電気刺激要因を設定した. 電気刺激要因は, 額を陽極・首裏を陰極とする前方向刺激条件と額を陰極・首裏を陽極とする後方向刺激条件の計 2 条件とした. 各条件につき 5 試行ずつ実施した. 電気刺激には $3[mA]$ の台

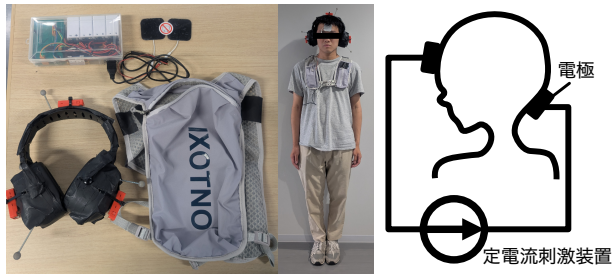


図 1: GVS 刺激装置及び頭部運動計測用ヘッドセット (左: GVS 刺激装置とヘッドセット, 中央: 装置装着時の実験参加者, 右: GVS 刺激電極の位置)

形波刺激を使用し, 1 秒で立ち上がり, 5 秒間持続, 1 秒で立ち下りのパターンで印加した。

2.1.5 実験手続

各試行は 20 秒間の測定セッションで構成された。実験参加者はロンベルク体位で起立し, 最初の 5 秒間は静止状態を保持した後, GVS 刺激を 5 秒間印加し, 刺激終了後 10 秒間静止状態を維持した。各条件の提示順序はランダムに実施された。

頭部の 3 次元位置は OptiTrack (サンプリング周波数 $100[Hz]$) を用いて記録し, GVS 刺激は M5Stack ベースの無線制御装置により制御した。各試行は, ベースライン期間 ($-5.0 \sim 0.0[s]$), GVS 刺激期間 ($0.0 \sim 5.0[s]$), 回復期間 ($5.0 \sim 15.0[s]$) から構成された。

2.1.6 解析方法

解析では, ベースライン期間 ($-2.0 \sim -0.5[s]$) の平均位置を基準として, GVS 刺激期間中の前後方向の最大変位量を算出した。統計解析には, 条件間の比較に Mann-Whitney U 検定を用いた。

2.2 実験 2: 短距離における前後 GVS による歩行速度変容効果の検証

2.2.1 実験目的

本実験では, 前後方向の GVS が歩行速度に与える即時的な影響を定量的に評価することを目的とした。

2.2.2 実験参加者

本研究は大阪大学倫理審査委員会の承認 (承認番号 201710 (R 人 21-3)) を得て実施した。前庭系に既往歴のない健康者 5 名 (男性 4 名, 女性 1 名, 平均年齢 22.80 ± 1.33 歳) が実験に参加した。実験前に全実験参加者から書面によるインフォームドコンセントを取得した。なお, 本実験の実験参加者は実験 1, 実験 3 と共通である。

2.2.3 実験装置

本実験では, 実験 1 と同様の定電流型前庭電気刺激装置とヘッドセットを使用した。

2.2.4 実験条件

実験要因として電気刺激要因を設定した。電気刺激要因は, 額を陽極・首裏を陰極とする前方向刺激条件, 額を陰極・首裏を陽極とする後方向刺激条件, 刺激なし条件の計 3 条件とした。実験参加者は, これら 3 条件をランダムな順

序で各 10 回 (計 30 試行) 体験した。各試行では, 実験参加者に直線距離約 $9[m]$ を直進歩行させた。前庭刺激あり条件では, 実験参加者が 3 歩目を踏み込んだ際, GVS 刺激を開始し, $1[s]$ かけて $3[mA]$ に達する台形波を印加した。その後 10 歩目を踏み込んだ際, 電流は $1[s]$ かけて刺激を停止させた。

2.2.5 計測方法

頭部位置の計測には OptiTrack システムを使用し, 頭部に装着した 3 つの反射マーカから構成されるリジッドボディの三次元座標を $100Hz$ で記録した。歩数カウントには慣性計測ユニットを使用し, 3 軸加速度の合成値が閾値 ($1.2[G] \rightarrow 0.9[G]$) を跨ぐタイミングで歩行を検出した。検出された歩数が 3 歩目および 10 歩目に達した時点で慣性計測ユニットから信号を出力し, GVS 装置を制御した。

2.2.6 実験手続

実験参加者は前庭刺激用電極を額および首裏に装着し, 電極装着部位は皮膚処理剤で前処理を行った。各試行では, ビープ音を合図に 5 秒間の静止立位後, 約 $9[m]$ の直線歩行を自由なタイミングで開始した。電気刺激の有無や極性は実験参加者に告知せずに実施した。実験参加者には常に進行方向を注視し, 自然な歩行を行うよう教示を行った。

2.2.7 解析方法

各試行の歩行速度評価のため, 5 歩目から 8 歩目の平均歩行速度を算出した。歩行周期を検出するため, OptiTrack から得られた頭部位置データの垂直成分に対して, カットオフ周波数 $2[Hz]$ のバターワース・ローパスフィルタを適用し, 歩行周期の谷を検出した。検出された歩行周期から 5 歩目と 8 歩目の時点特定し, この間の水平面上の移動距離を経過時間で除することにより平均歩行速度を算出した。

各実験参加者の電流刺激要因を構成する 3 条件間の歩行速度の比較には Kruskal-Wallis 検定を適用し, 有意差が認められた場合は Mann-Whitney U 検定による多重比較を行った。多重比較補正には Bonferroni 法を用い, 有意水準は 5% とした。

2.3 実験 3: 長距離における前後 GVS による歩行速度変容効果の検証

2.3.1 実験目的

本実験は, 前後 GVS による歩行速度制御に対する順応効果の有無を検証するために実施された。

2.3.2 実験参加者

本研究は大阪大学倫理審査委員会の承認 (承認番号 201710 (R 人 21-3)) を得て実施した。前庭系に既往歴のない健康者 5 名 (男性 4 名, 女性 1 名, 平均年齢 22.80 ± 1.33 歳) が実験に参加した。実験前に全実験参加者から書面によるインフォームドコンセントを取得した。なお, 本実験の実験参加者は実験 1, 実験 2 と共通である。

2.3.3 実験装置

本実験では, 実験 1 と同様の定電流型前庭電気刺激装置とヘッドセットを使用した。

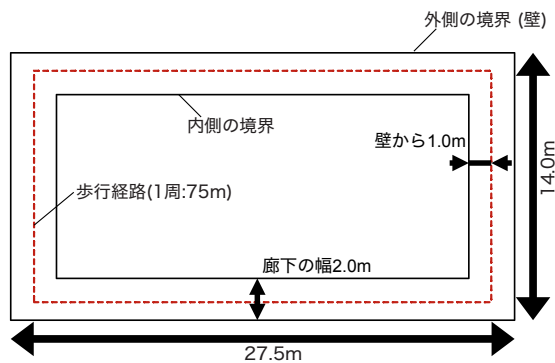


図 2: 長距離歩行実験で用いた歩行空間の概要

2.3.4 実験条件

実験要因として電気刺激要因を設定した。電気刺激要因は、額を陽極・首裏を陰極とする前方向刺激条件、額を陰極・首裏を陽極とする後方向刺激条件、刺激なし条件の計3条件とした。実験参加者は、刺激なし条件、後方 GVS 条件、前方 GVS 条件の固定順で各条件を1回ずつ体験した。電気刺激条件では、歩行中常に3[mA]の定電流を印加した。

2.3.5 実験手続

1周約75[m]の長方形の歩行コースを設定した（図2）。実験参加者は各条件において、実験1と同様にヘッドセットと電極を額と首裏に装着しこのコースを5周連続で歩行した。周回ごとの所要時間は、観測者がラップタイム機能付きのストップウォッチを用いて手動で計測した。また、定常状態での歩行を計測するため、実験参加者は5週の計測開始前に半周、計測終了後に半周の助走・減速区間を設けて歩行した。実験参加者には刺激の有無や種類に関わらず、常に普段通り自然に歩行するよう指示し、各試行における電気刺激の有無や刺激方向については一切告知せずに実施された。

2.3.6 解析方法

各条件・各周回の所要時間と1周距離（約75m）から平均歩行速度を算出した。3条件間での平均歩行速度の差を統計的に比較するため、各実験参加者の電流刺激要因を構成する3条件間の歩行速度の比較にはKruskal-Wallis検定を適用し、有意差が認められた場合はMann-Whitney U検定による多重比較を行った。多重比較補正にはBonferroni法を用い、有意水準は5%とした。

3. 結果

3.1 実験1結果

図3に各実験参加者のGVS印加期間中の最大偏位量を示す。各箱ひげ図の黒点は各試行のGVS刺激期間中の最大変異量である。また、後方向印加時の最大偏位量の箱ひげ図を青、前方向印加時の最大偏位量の箱ひげ図を赤とした。各実験参加者において、後方向印加条件と前方向印加条件間にMann-Whitney U検定で有意水準5%で有意差が認められた場合には＊を付記した。検定の結果、実験参加者Cを除く4名において、GVS刺激方向と身体動揺方向の間に有意な関連性が認められた（ $p < 0.05$ ）。

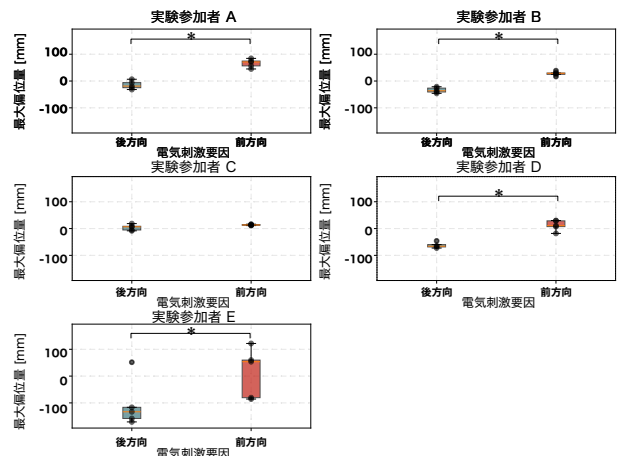


図 3: ロンベルク立位における各実験参加者の最大偏位量

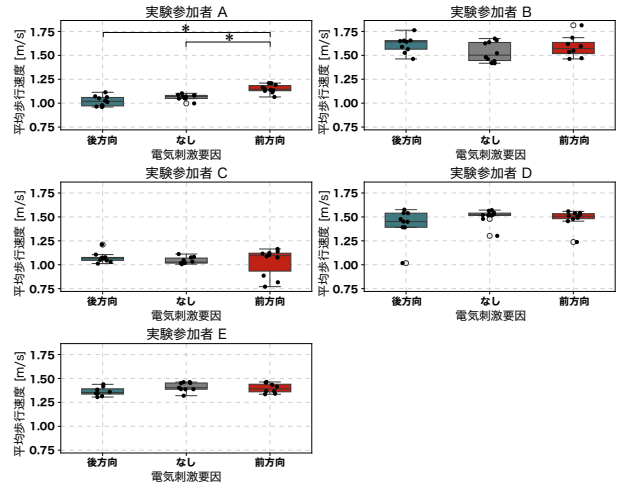


図 4: 短距離歩行における各実験参加者の平均歩行速度

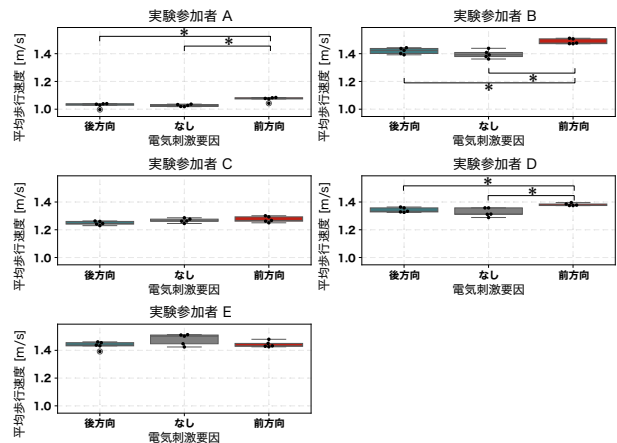


図 5: 長距離歩行における各実験参加者の平均歩行速度

3.2 実験2結果

図4に短距離歩行実験時の5歩目から8歩目の平均歩行速度を示す。各箱ひげ図の黒点は各試行の5歩目から8歩目の平均歩行速度である。また、後方向刺激条件の平均歩行速度の箱ひげ図を青、刺激なし条件の平均歩行速度の箱ひげ図を灰色、前方向刺激条件の平均歩行速度の箱ひげ図を赤とした。

各実験参加者において、Kruskal-Wallis検定によって有意差が認められ、Bonferroni法による多重比較補正を適用したMann-Whitney U検定による多重比較によって有意水

準 5% で有意差が認められた条件間には＊を付記した。検定の結果、実験参加者 A においてのみ、後方向刺激条件と前方向刺激条件間、刺激なし条件と前方向刺激条件間に平均歩行速度の有意な変化が認められた ($p < 0.05$)。

3.3 実験 3 結果

図 5 に長距離歩行実験時の平均歩行速度を示す。各箱ひげ図の黒点は各周ごとの平均歩行速度である。また、後方向刺激条件の平均歩行速度の箱ひげ図を青、刺激なし条件の平均歩行速度の箱ひげ図を灰色、前方向刺激条件の平均歩行速度の箱ひげ図を赤とした。

各実験参加者において、Kruskal-Wallis 検定によって有意差が認められ、Bonferroni 法による多重比較補正を適用した Mann-Whitney U 検定による多重比較によって有意水準 5% で有意差が認められた条件間には＊を付記した。検定の結果、実験参加者 A, B, D において、後方向刺激条件と前方向刺激条件間、刺激なし条件と前方向刺激条件間に平均歩行速度の有意な変化が認められた ($p < 0.05$)。

4. 考察

本研究では、前後方向への GVS による歩行速度制御の可能性を、短距離および長距離の 2 つの実験条件で検証した。ロンベルク立位における身体動揺量の計測の結果、実験参加者 C を除く 4 名で GVS 刺激に対する有意な身体応答が確認された。しかし実験参加者 E では有意差が認められているものの、前方向 GVS 印加時に前後両方向に身体動揺量が現れていることから、この実験参加者は GVS に対する応答が安定していない可能性が示唆された。これらの結果から、GVS に対する身体動揺が安定した応答を示した実験参加者は実験参加者 A, B, D の 3 名であると考えられる。よって、GVS による歩行速度変調効果が期待される実験参加者は、安定した応答を示した実験参加者 A, B, D の 3 名であると考えられる。

ロンベルク立位における身体動揺測定の結果と長距離歩行実験の結果を比較すると、前後方向 GVS に対する身体応答量に有意な変化を示した実験参加者 A, B, D において、長距離歩行での速度変調効果が認められた。一方で、前後方向 GVS に対する身体応答量に有意な変化を示さなかった実験参加者 C では、速度変調効果が認められなかった。この結果は仮説 1 を支持するものである。

長距離歩行では速度変調効果が認められたものの、短距離歩行では同様の効果が認められなかった。この結果は仮説 2 と逆の結果であった。この現象は、短距離歩行では安定歩行状態に至っておらず、GVS による速度変調効果が歩行そのものの分散に埋もれてしまったためと考えられる。長距離歩行では歩行リズムが安定し、GVS による小さな歩行速度変容効果が検出しやすくなったものと推察される。

また、長距離歩行時には加速方向のみの変調が認められた。これは、歩行姿勢を後傾で維持することが困難であることに起因すると考えられる。

本研究で観察された変調効果は 0.1 [m/s] 程度であり、歩

行速度制御としては効果量が小さい結果となった。これは連続的な GVS 印加による適応効果も影響している可能性がある。先行研究では、歩行位相に合わせて外部から刺激を入れることで、より効果的な歩行速度変調が可能であることが示唆されている [7]。このことから、歩行位相に合わせ、GVS による前庭感覚を与えることにより、より効果の高い歩行速度制御を実現可能であると考えられる。

5. 結論

本研究では、前後方向への前庭電気刺激 (GVS) による歩行速度制御の可能性を、短距離および長距離の 2 つの実験条件で検証した。その結果、前後方向への GVS に対し、身体応答が大きい人に対しては歩行速度の加速方向への変容を生じさせることが可能であることが示された。一方で、その変調効果は弱く、減速方向への変容を生じさせることができていないなど、効果については課題が残る結果となった。本研究の結果を踏まえると、GVS による歩行速度制御を実現するためには、今後歩行メカニズムに即した、歩行位相に合わせた刺激設計が必要である。

謝辞本研究は科学技術振興機構 (JST) 戦略的創造研究推進事業 ACT-X (JPMJAX23CM) の支援により実施された。

参考文献

- [1] Alexandra Séverac Cauquil, Philippe Martinez, Maurice Ouaknine, and Marie-Françoise Tardy-Gervet. Orientation of the body response to galvanic stimulation as a function of the inter-vestibular imbalance. *Experimental brain research*, Vol. 133, No. 4, pp. 501–505, 2000.
- [2] Richard C Fitzpatrick and Brian L Day. Probing the human vestibular system with galvanic stimulation. *Journal of applied physiology*, Vol. 96, No. 6, pp. 2301–2316, 2004.
- [3] Kazuma Aoyama, Hiroyuki Iizuka, Hideyuki Ando, and Taro Maeda. Four-pole galvanic vestibular stimulation causes body sway about three axes. *Scientific reports*, Vol. 5, No. 1, p. 10168, 2015.
- [4] 安藤英由樹, 渡邊, 杉本, 麻樹, 前田太郎. 前庭感覚インタフェース技術の理論と応用. 情報処理学会論文誌, Vol. 48, No. 3, pp. 1326–1335, 2007.
- [5] 前田太郎. 前庭電気刺激による加速度知覚と応答反応の応用. 応用物理, Vol. 90, No. 9, pp. 555–559, 2021.
- [6] 原彰良, 渡邊理翔, 古川正紘, 前田太郎. 時間分割提示型前庭感覚刺激による前庭感覚方位提示ディスプレイの拡張. 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 27, No. 3, pp. 210–217, 2022.
- [7] Takeshi Tanabe, Shusuke Nishito, Tsubasa Tomoto, and Yoshihiro Kuroda. Gait enhancement through illusory pulling sensations induced by asymmetric vibrations. In *2025 IEEE World Haptics Conference (WHC)*, p. 861, Suwon, Korea, July 2025. IEEE, IEEE.