原著論文

周辺視ディスプレイと振動デバイスを利用した歩行誘導効果と感覚統合のモデル構築†

渡邊 紀文*¹・森 文彦*²・大森 隆司*²

人間の歩行は、視覚、平衡感覚、体性感覚など多様な入力からの感覚運動経路を通して制御されている。しかし現時点ではその感覚運動経路についての詳細は明らかではない。そこで、本研究では、足元に振動刺激を与えることにより体性感覚を減衰させ、更に周辺視野にオプティカルフローを提示することにより視覚優位の自己運動感覚を発生させて歩行に影響を与える可能性を評価した。具体的には周辺視野に対して進行方向にオプティカルフローを呈示している状態から、フローを左右に変化させることで左右方向の自己運動感覚を与える。その際、体性感覚の自己運動感が振動により減衰していることで、自己運動感覚と逆方向に歩行することを確認した。本研究ではこの実験結果を基に、歩行における視覚と体性感覚の統合機構について検討した。

キーワード：歩行誘導、視覚的自己運動感覚、体性感覚、感覚統合、周辺視ディスプレイ

1. はじめに

我々は日常生活で歩行するとき、視覚、聴覚、触覚、嗅覚など様々な感覚から自己運動感覚情報を得て、自己の歩行行動を決定している。近年、日常生活の歩行において種々の危険を避けるための歩行ナビゲーション技術の開発が望まれるようになってきた。現在の歩行ナビゲーション技術としては、標識や矢印などの明示的な指示情報から得られる視覚情報に依存していると考えられる。しかしながら、「静止して映像を見ている被験者の顔に風を送ると前方に進んでいるという錯覚が強くなる [1]」、「隣の電車が動き出すと静止している自己が逆方向に動き、実際に動いた隣の電車が静止しているという錯覚が生じる」など種々の錯覚が存在し、明示的な情報だけでなく、視覚、体性感覚、触覚、平衡感覚などの多様な感覚器からの非明示的な入力による歩行者の誘導の可能性も考えられる。このような非明示的な歩行誘導の可能性は、「我々はディスコのような暗闇で光刺激が飛び交う環境では、単純な歩行にすら相応の注意を払わねばならない」という事実もあるように、感覚情報もまた無意識のうちに我々

の歩行に影響を与えるということが推察される。しかし現在、これらの非明示的な刺激がどのように我々の歩行に影響を与えているのかについて、感覚間の統合および感覚-運動システムの特性という観点からは必ずしも明らかになっていない。

渡邊らは、前庭感覚系を刺激することにより架空の自己運動感覚を発生させると、被験者はその移動感覚と逆の方向に歩行軌跡を移動させる（歩行誘導）と報告している [2]。この手法は極めて有用なものであるが電気刺激で直接三半規管に働きかけるため若干危険性を含んでおり、他の感覚器を利用した安全な刺激が求められる。このような考えのもと、前庭感覚系の刺激の代わりにオプティカルフロー（視覚的自己運動感覚すなわちベクション [3] は、視野内の速度分布であるオプティカルフローによって起こされる）を使用し、自己運動感覚を変化させる研究が行われてきた。具体的には進行方向と直交する 90 deg ずれた方向のオプティカルフローを使用した研究が吉田らにより行われ、立位時の誘導は可能であったが統計的有意差を検知するような歩行誘導を起こすことができなかった [12]。渡邊らは、「周辺視野への横方向の自己運動感覚を起こすオプティカルフローの呈示と体性感覚の自己運動感覚の抑制」を施すことにより、ある程度の歩行誘導効果を起こすことに成功することができた [4] [17]。これに関して、Lishman は、視覚、体性感覚、前庭感覚などが自己運動感覚に影響を与えるなかでも視覚が他の感覚に優先すると報告している [5]。しかし、他の感覚より視覚が優先する「排他的統合」であ

† Modeling of Pedestrian Guidance by Sensory Fusion Using Peripheral Vision Display and Vibration Device
Norifumi WATANABE, Fumihiko MORI and Takashi OMORI

* 1 東京工科大学コンピュータサイエンス学部
School of Computer Science, Tokyo University of Technology

* 2 玉川大学 脳科学研究所
Brain Science Institute, Tamagawa University

れば、体性感覚起因の自己運動感覚の低減処理なしでも歩行誘導が可能であるはずである。しかし、渡邊らの研究ではそのような報告はない [4][17]。この原因としては、Lishman らが前進・後退運動（互いに正反対の自己運動知覚）の場合のみを扱っているのに対して、渡邊らは自己の前進歩行に対して横方向のオプティカルフロー刺激を呈示したという、実験条件の相違が考えられる。

また渡邊らは振動刺激デバイスとして重量 1 g 弱の小型円盤形モータを 8 個使用していたが、それぞれのモータは独立して振動位相が一致せず、振動のゲインが小さかった。効果的な誘導の実現には、単一の振動モータを利用するなどのより強い振動の呈示が必要であったと考えられる。更に身体運動の計測には固定式のモーションキャプチャ装置を使用していたため計測範囲が狭く、誘導効果は確認できたが現象の効果がどの程度継続するかは明らかではなかった [4][6][17]。

そこで本研究では、その問題点を改善してより精密かつ信頼性を高めた歩行誘導の計測を行う。先行研究からの改良点は以下のとおりである。

1. 歩行時間を数秒から十数秒に伸ばす（歩行開始数秒は歩行が若干不安定のため）。
2. 位置測定部位として「爪先」から「踵」に変更する（横方向のゆらぎが少ないと思われる）。
3. 縞模様刺激図形を横移動したものから、四角形の刺激図形のオプティカルフローを前進移動から特定のタイミングで横移動に遷移するものへ切り替える（前進後退運動と左右方向運動のオプティカルフロー作成の図形を同一のものにするため）。
4. 側面に配置された 2 つのパネルは刺激呈示に使用しない（横移動のオプティカルフローでなく回転運動のオプティカルフローの呈示になってしまうため）。
5. 視覚刺激の速度を 157 deg/s から 65.5 deg/s と遅くする（Dichgans ら [9] の知見を考慮）。
6. 1 g の小型円盤型振動モータ 8 個からより大型の振動モータ 1 個へ変更。
7. 被験者には直進歩行をするように指示をしているが、理想直線から毎回若干外れた斜めの直線に沿って移動するため、モーションキャプチャによる絶対位置の計測から、同側の足の一步ごとの差分値（傾斜勾配）を抽出する画像計測に変更。
8. オプティカルフロー呈示の前後の比較的長い期間のデータを比較する。

これら改良点に基づいた実験を行い、その評価を

通して、歩行の誘導に関わる感覚間の統合と自己運動感覚—歩行制御の関係の解明を目指す。

2. 歩行に影響する感覚とその統合

歩行行動は単なる足の運動ではない。我々の歩行には少なくとも、地面と足の相互作用（足裏の力覚）、足が体を支えて移動する身体的な知覚（体性感覚）、自身の移動による視野内の対象物のオプティカルフロー（視覚）、身体の揺れや傾きの知覚（平衡感覚）、移動に伴う音の知覚（聴覚）[8] などが随伴し、我々はそれらの総合として歩行運動を制御して意図した移動を実現していると考えられる。

前庭感覚では、自己の物理的運動そのもの（XYZ 軸の周りの回転、直線的運動など）が三半規管、耳石器などにより抽出される。体性感覚では、足の関節や筋肉の動きからの自己運動感覚が得られる。視覚では、視野全体のオプティカルフロー（速度分布）から自己運動感覚が導出できる [9][10][11][12]。例えば前進移動では、視覚では放射状の拡散速度分布が生じ、水平右方移動では、左方向への一様な速度分布が生じるなど自己運動の種類に対応する固有の速度分布が生じる。

各感覚から得られる自己運動が矛盾なく一致している場合は問題ないが、往々にして不一致が生じる。人間は不一致感覚をどのように統合しているのかについて「ウォーキングマシン」の使用場面から概観する。脳の中枢から前方への直進の歩行命令が出ると、人はマシン上で歩行を開始する。この時、視覚系では歩行特有の放射状のオプティカルフローは観測されないため、視覚系における自己運動感覚は零である。同様に、前庭感覚における自己運動感覚もなく、結果としてウォーキングマシンでは体性感覚のみで自己運動感覚が作られる。これらの感覚は矛盾するはずだが、中枢系はすべての感覚入力はすべて意味のある正しい入力と判断し、問題は感じていない。感覚間の不一致は、船酔いなどを生じさせるが、ウォーキングマシンではそれは生じない。

自己運動感覚と異なるオプティカルフローを提示する別の例として Dichgans らは、被験者が静止している状態で種々の運動視覚刺激を呈示し、自己運動などの生じ具合を調べた [9]。その結果、中心視野に運動視覚刺激を呈示すると対象物の運動が観察されて、自己運動感覚は生じにくい。視野周辺部を含む部位に運動視覚刺激を呈示すると自己運動感覚（ベクション）が生じ、視覚刺激の運動速度が速い場合 (>90 deg/s) は、対象物と自己運動の両方の感覚が生じた。自己運動感覚を生じさせるには速度は低い方が良く、また自己運動感覚を生じさせるには刺激呈示時間は長い方が

良いといった報告もある。

このように多様な感覚入力から歩行の行動決定に至るまでの多くの研究があるが、現状ではその多くは現象報告にとどまり、行動決定の内部過程に踏み込むものは少ない。そこで本研究は、より詳しい実験によって感覚入力から行動決定に至る内部過程、特に自己運動感覚における感覚統合の特性の解明を目指す。

3. 周辺視ディスプレイと振動呈示装置を利用した歩行誘導

3.1 実験方法

本研究では視覚刺激装置として、電気通信大学野嶋研究室で開発されたヘッドマウントディスプレイ (HMD 型周辺視ディスプレイ) [7] (図 1 a) を使用し、体性感覚刺激装置として、アルファックス社製「ぶるる」(図 2) を使用した。

周辺視ディスプレイは 6 枚の液晶パネルから構成され、上下に 3.5 インチパネルを 4 枚、左右に 2.5 インチパネルを 2 枚持つ。なお視野前方については液晶パネルを装着せず、外界を直接認知することができる。それぞれの画素数は 320×240 ピクセルである。左右パネルは安定注視野 90 度の外側 30 度に配置され、上下パネルは安定注視野 40 度の外側 30 度に配置されている (図 3)。本視覚刺激装置に対し、PC 上で 3 種類の映像を並べた刺激を作成し、それらを 3 画面出力ア

ダプタを介して出力する。さらにその信号を 2 分配することで 6 枚のパネルに出力することが可能となる。ここで本実験では、歩行者に対して前進移動・横移動のオブティカルフローを呈示するため、左右のパネルの出力を除き上下 4 枚を使用した。また歩行時の頭部の振動による視野範囲のずれを回避するため、ヘルメットに固定して安定させた (図 1 b)。

各パネルに呈示される刺激を図 4 に示す (青: 黒 = 1: 3)。画面は横 320 画素, 縦 240 画素から構成されている。画像は、上・下・横のいずれかの方向に一定

(a) 振動装置「ぶるる」

(b) 正面図

(c) 側面図

図 2 「ぶるる」(アルファックス) と装着位置 (①前脛骨筋 (膝の下), ②短趾伸筋 (足の甲))

(a) 周辺視ディスプレイ

(b) ヘルメットに装着された周辺視ディスプレイ

図 1 HMD 型周辺視ディスプレイ

a. 左右パネルの視野

b. 上下パネルの視野

図 3 HMD 周辺視ディスプレイの視野構成

図4 1つのパネルに表示される刺激図形

の速度 ($466 \text{ pixel/s} : 65.5 \text{ deg/s}$) で動く。予備実験において、青の領域及び黒の領域の比率を変更して実験を行ったが、本比率が最も誘導刺激としての効果が得られたため、比率を1:3で設定した。なお周辺視ディスプレイに投影される刺激は、視距離として1.8 m先に18 cmの図形が呈示されている設定となる。

刺激の速度については、事前に行った被験者の歩行速度の平均 ($98 \sim 105 \text{ cm/s}$) を求め、周辺視ディスプレイとコンピュータの離散性による呈示限界を考慮して 150 cm/s の速度で呈示し、1歩毎の速度と視覚刺激のフローが一致するように設定した。歩行速度と一致させることで進行方向におけるオプティカルフローが外界の変化と一致し、自己運動感覚とのずれが減少し、更にその状態で横方向のオプティカルフローを呈示することでベクションの影響が増大すると考えられる。なお実験者の主観において、本実験刺激の誘導効果が一致していない条件と比較し、一致している条件では誘導効果が大きいことを確認している。青色を選んだのは 25 deg 以上の周辺視野では青色など短波長の比視感度が他の色に比べてかなり高いという知見 [14][15] を重視したためである。

「ぶるる」は図2 (b)(c) のように、ふくらはぎ用 (横 $16 \times$ 縦 $13 \times$ 厚み 4 (cm) 、質量: 95 g 、振動数: 30 Hz) と足用 (サイズ: 横 $11 \times$ 縦 $9 \times$ 厚み 4 (cm) 、重量: 80 g 、振動数: 30 Hz) をそれぞれ使用した。ふくらはぎ用は渡邊らの方法 [4][6] をもとに前脛骨筋(膝の下)に装着し、足用は足裏の感覚フィードバックを抑制する目的で、短趾伸筋(足の甲)に装着した。渡邊らが行った研究 [17] において、前脛骨筋に 148 Hz および 416 Hz の振動数のモータを装着し、振動数による有意差は無いという結論が得られたため、本実験では [17] より小型軽量の「ぶるる」を利用した。

被験者は、補助者の持つ視覚刺激作成用のノートパソコンと接続した「画面出力用分配アダプタ」を背負い、HMD装置と振動装置「ぶるる」を装着し、前方に歩行した (図5)。

視覚刺激の呈示方法は、出発から最後まで図6の前

図5 歩行実験状況

図6 前進時のオプティカルフロー

図7 視線と垂直の横方向移動時のオプティカルフロー

進時に生じる並進方向のオプティカルフローを呈示する場合 (コントロール条件) と、歩行開始5秒後以降に図7のように横方向のオプティカルフロー (横方向に進行する場合のオプティカルフロー) を呈示する場合 (ターゲット条件) の2通りである。この状態を図8に示す。

図8 ターゲット条件における視覚刺激と呈示のタイミング

各被験者は上記2つの条件をそれぞれ4試行行った。2試行は右足踏み出しで、他の2試行は左足踏み出しであり、歩行距離は15m（計測では歩行開始から22歩までを使用する）であった。また被験者の踵にマーカを装着し、スタートラインから2m後方に設置したビデオカメラで撮影した映像を解析に用いた。被験者として20代の男性3名が参加した。

3.2 実験結果

実験では、被験者の背後から撮影した歩行の映像から、一歩毎の着地点の踵のマーカ点の画像上の座標を求め、中心線（図5中央の縦の赤い点線）からの距離を得て（図5黄色の横線分）、ユークリッド幾何学的計算により一歩毎の床上の中心線（カメラの光軸を含む垂直面と床との交線（Z座標軸））から踵までの距離（X座標値：ここでは左側を正とした）を取得した。前方に歩行するつもりでも、被験者はZ軸から少々傾いた直線に沿って歩行した。その傾きは試行毎に変化するため、そのばらつきを一様化するために、同じ側の1つ前の足の位置との差分値を計測データとした。

この処理の結果、中心線上ではなく傾斜した直線上を移動した場合でも、これらの差分値は一定の値となる。すなわち、横軸を歩数（≒時間）、縦軸を差分値とすることで試行毎のデータの比較ができ、差分データの平均値や標準偏差の統計処理に意味が出てくる。前進時のオプティカルフローから横方向のオプティカルフローへの切り替えにより、横向きに自己運動感覚が生じ、それによって歩行軌跡直線の傾きが変化すると、横軸を歩数（≒時間）・縦軸を差分データ（直線の傾きに対応するもの）としたグラフは上下方向に移動する。この変化は、上記横方向のオプティカルフローのないコントロールの値との差をとっても変わらない

はずである。また、コントロール条件のデータとの差分は、歩行で生じる種々の平均的ゆがみを和らげるはずである。なお歩行開始後の数歩は不安定なため分析対象外とした。

コントロール条件のデータとの差分値について、被験者3名の4試行分の平均値とその変化を図9に示す。横軸は歩行開始からの歩数であり、縦軸は横方向の差分値（cm）（左が正）を表している。ここで上記で述べたように1歩毎の差分値は右足及び左足同士の位置の差分を平均し、更にそれらの刺激呈示時と刺激を出していないコントロール時の差分で求めた。

$$\delta_i = \frac{\sum_{m=1}^N (d_i - d_{i-2})}{N} \quad (1)$$

$$\Delta_i = \delta_i^{\text{left}} - \delta_i^{\text{straight}} \quad (2)$$

i は歩数、 d は左右方向の位置、 N は試行数であり、2歩毎の左右同じ足を出したときの位置の差分を求め、その平均を求めることで差分値（ δ ）を求める（式1）。更に *left* は左方向に刺激を呈示、また *straight* は左右方向の刺激を出さなかったときの差分値を示し、その値を差分することで左右方向の誘導の効果（ Δ ）を求めた（式2）。

本実験で行った被験者の行動を記録したビデオデータを確認したところ、歩行開始5秒後の横方向の刺激が開始されたのは、被験者の7歩目と8歩目の間であった。またオプティカルフローに対する行動変化の潜時は文献[5]の値とほぼ同じ1秒後であったため、潜時を考慮した時刻を境にその直前の4歩分（6-9歩）の値と直後の4歩分（10-13歩）の差を評価したところ、被験者Aにおいては直前4歩で平均-7.8、標準偏差3.7、また直後4歩で平均-1.6、標準偏差4.1であり、 $P < 0.05$ （t検定）で有意であった（表1）。被験者Bについては同様に5%有意であり、Cについては5%有意ではないが平均と分散から誘導効果は見られる。

ここでは、比較の粒度を揃えるため直後の4歩分の値を用いて統計的検定を行ったが、図9から推察されるように直後の4歩以降にも精度は落ちるがしばらくは同様の効果が継続していると考えられる。

表1 被験者3名の刺激前と刺激後の4歩についての平均値（直前 $\mu 1$ 、直後 $\mu 2$ ）（cm）と標準偏差（直前 $\sigma 1$ 、直後 $\sigma 2$ ）（cm）および検定結果（t）

	$\mu 1$	$\mu 2$	$\sigma 1$	$\sigma 2$	t
A	-7.8	-1.6	3.7	4.1	4.4
B	1.5	7.7	6.1	6.1	2.8
C	-2.1	-0.1	4.7	3.6	1.3

図9 被験者3名の刺激前後の左右方向の移動(X: 歩数, Y: 左右方向の平均差分値)。赤の点線で示したタイミングで視覚刺激を呈示。

4. 考察

前章の実験結果から、刺激提示後4歩において誘導刺激の影響が見られた。歩行の変化については、歩行時の足の周期性の影響が考えられるが、本実験は踏み出し足を左右それぞれで行い、更に1歩分の左右同足の差分を求めているため、実験結果に大きな影響を与えていないと考える。また身体バランスを崩すことによる歩行の不安定化の影響も考えられるが、本実験結果は試行平均を行っているため、左右方向へのランダムな移動による影響を軽減できていると考える。よってオプティカルフローによる誘導効果であると考えられるが、そのゲインは我々の予想より少なかった。歩行誘導には、複数の自己運動感覚の統合が深く関連していると思われるため、その従来研究を以下に概観する。

Lishman らは、動く部屋・動く床（トロリー）・

オプティカルフローを用いて、体性感覚と視覚の間の不一致における自己運動感覚（移動方向・移動速度）を分析し、感覚情報がどのように統合されるかを検討した。その結果、視覚による運動感覚が他の感覚に対して排他的に選択されるという結果を得ている [5]。同時期に報告された Johansson らの研究では、静止エレベータの中で周辺視野の一部に上向／下向のオプティカルフローを提示すると、逆方向の自己運動感覚が生じると報告している [13]。Dichgans らは、被験者が静止している状態で種々の横方向のオプティカルフローを呈示し、自己運動などの生じ具合を調べた [9]。その結果、中心視野に運動視覚刺激を呈示すると、対象物の運動が観察されて自己運動感覚は生じにくい。が、視野周辺部を含む部位に運動視覚刺激を呈示すると、自己運動感覚（ベクション）が生じ、視覚刺激の運動速度が速い場合（ $>90 \text{ deg/s}$ ）は、対象物と自己運動の両方の感覚が生じると報告している。その他回転運動に関する研究報告（例えば Brandt ら [10]）も多数あるが、ここでは直線的運動を取り扱っているので概観を省略する。

約20年後に行われた Ohmi の研究では、前庭器官（平衡感覚）・体性感覚・視覚間の不一致による自己運動感覚の統合の影響が報告されている [16]。後方移動（ 180 deg , 150 deg ）の場合は視覚ではなく、体性感覚や前庭器官が優先される結果を報告しているが、Lishman らの結果に関する比較検討は行われていない。

Lishman と Ohmi は見かけ上矛盾する結果を報告しているので、これら相違を検討する。前者の体性感覚の自己運動感覚の手がかりを与える歩行情報は、静止（受動条件）あるいは前方移動（能動条件）であり、後者のそれは前方・斜め前方・斜め後方・後方の4種類の移動である。Ohmi らの研究は、前方を向いた状態で後方・斜め後方に移動するという極めて不自然な歩行であるので、そこに注意が行き過ぎて視覚情報が抑制・無視されたとも考えられる。本研究の目的の「歩行誘導」は前方に歩行している場合が主要な状態であること、また、前者が「視覚における自己運動方向を種々変える」のに対して後者では、「視覚の移動方向を前方と固定し、姿勢を前方に保ったまま後ろ向き・斜め向きと種々に変える（不自然な歩行）」ので後者の知見は参考になりにくいと考えられる。また、人体に物理的に加速度を与えることに基づいて、自己運動感覚を変更する Ohmi らの研究に基づいた歩行誘導法の開発も可能性を秘めているが、現段階の技術では実現は困難と考えられる。もう一方の先行研究である Lishman らは上記2つの感覚、視覚と体性感覚が前後方

図10 複数感覚間の統合による誘導の概念図

向で競合する場合は視覚が優先すると報告しているが[5]、本研究のように自己運動感覚の方向が感覚ごとに正反対以外の異なる方向となる条件はほとんど取り扱っていない。それに対して我々の実験で観測された歩行誘導における複数感覚間の統合過程は図10のようになると考えられる。

我々の条件では、被験者の行動は横方向のオプティカルフローのないコントロール条件での移動直線（基準線）（図10内の（d）参照）の「左斜め前方」（c）であった。歩行開始5秒後の左方向のオプティカルフロー（a）呈示前までは全ての感覚で自己運動感覚は矛盾なく前方（d）を向いている。ここで、5秒以降の周辺視野への横（左）方向へのオプティカルフロー（a）により被験者が得た視覚からの自己運動方向（b）と前庭感覚などから得た自己運動方向（d）はベクト的に加算され（重ね合わせ統合）、「右斜め前方」（e）に変わったと錯覚する。歩行の目標は、「前方への移動（d）」であるので、脳内では上記感覚の補正量（g）が要求される。この要求に沿って、実際には「新たな自己運動感覚を補正する運動命令（f）」と「前方への移動命令（d）」が加算されて「左斜め前方へ歩行（c）」の命令が反射的に発せられたと考えられる。すなわち、視覚的自己運動感覚（ベクション）と他の感覚からの自己運動感覚の出力は、視覚優位（排他的統合）とは異なり、前庭感覚などと「重ね合わせ統合（e）」されたものと考えられる。

また横方向の自己運動については、Dichgansらは、自己が静止している場合について刺激呈示の位置・サイズ・運動速度の影響を調べ、刺激図形の速度が90～120 deg/s以上では自己運動感覚はあまり生じないと報告している[9]。運動対象物の滑らかな視覚的追跡の限界が60 deg/sであること、プラットフォームの向こう側の電車の動きによって誘導される自己運動感覚はかなり低速であること、Johanssonらの垂直上方運動によるベクションでは10.5 deg/sが使われていること[13]などを考慮すると、本研究の呈示刺激の速度（65.5 deg/s）は、文献[6][17]より遅く

したとはいえ、まだ速すぎた可能性がある。

5. おわりに

渡邊らの先行研究では、「周辺視野への横方向の自己運動感覚を起こすオプティカルフローの呈示と体性感覚の自己運動感覚の抑制」を施すことにより、ある程度の歩行誘導効果を起こすことに成功することができたが、振動刺激デバイスとして重量1g弱の小型円盤形モータを8個使用し、それぞれのモータは独立して振動位相が一致せず、振動のゲインが小さかった。また、身体運動の計測には固定式のモーションキャプチャ装置を使用していたため計測範囲が狭く、誘導効果は確認できたが現象の効果がどの程度継続するかは明らかではなかった[4][6][17]。そこで本研究は、膝と足の甲に単一の振動モータを装着し、画像計測の手法を用いることでその問題点を改善し、より精密かつ信頼性を高めた歩行誘導の計測を行った。その結果、オプティカルフロー呈示の前後の比較的長い期間において、ゲインはそれほど大きくないけれども安定した歩行誘導を起こすことができた。なお、本実験では周辺視ディスプレイの画像が若干不鮮明であり、また刺激の移動速度が速かったため、オプティカルフローの効果が低かった可能性がある。ディスプレイ装置および刺激の改善により、オプティカルフローの効果が高くなり、誘導効果を持続させることが可能であると考えられる。また、文献[4][6]では歩行誘導効果がオプティカルフローの呈示タイミングに依存すると報告しており、歩行運動を決定する感覚統合機構の解明には、この種の効果も検討する必要がある。

また、本研究から歩行時の自己運動感覚について、視覚や体性感覚などの感覚器が排他的ではなく、重ね合わせ的に統合されているのではないかという知見が得られた。具体的には、従来行われた互いに真逆（180度）の移動方向に感覚刺激を呈示し、「体性感覚が優先される」とするOhmiらや、「視覚が優先される」とするLishmanらの知見のような感覚の「排他的統合」とは異なり、方向の相違が90度の場合は、ベクトル和のように重ね合わされる「重ね合わせ統合」が脳内で処理されているのではないかという説である。本知見については、今後入力刺激および今回実験した視覚および体性感覚それぞれの優位性を定量的に評価することで、モデルの定式化を行いたいと考えている。また複数の方向への刺激呈示、他の感覚刺激を用いた実験を行うことで詳細に検証すると共に、運動野を中心とした脳機能計測による分析を検討したいと考えている。

謝辞

本研究は、科学技術振興機構 CREST「先進的統合センシング技術」及び、科学研究費助成事業(若手(B) 24710187)の助成を受け遂行された成果の一部である。ここに謝意を表する。

参考文献

- [1] T. Seno, M. Ogawa, H. Ito, S. Sunaga: Consistent air flow to the face facilitates vection, *Perception*, Vol. 40, pp. 1237-1240 (2011)
- [2] 渡邊淳司, 安藤英由樹, 前田太郎: 前庭感覚刺激による歩行方向の誘導パラサイトビューマンの研究第17報, 日本バーチャルリアリティ学会大会論文集, 8, pp. 339-342 (2003).
- [3] 中村信次: 視覚誘導性自己運動知覚の実験心理学, 北大路書房 (2006).
- [4] 渡邊紀文, 大森隆司: 周辺視オブティカルフロー刺激提示による歩行者の誘導, 第28回ファジィシステムシンポジウム講演論文集, pp.512-515 (2012).
- [5] J. R. Lishman and D. N. Lee: The Autonomy of Visual Kinaesthesia; *Perception*, Vol. 2, pp. 287-294 (1973).
- [6] N. Watanabe, T. Omori: Unconscious Guidance of Pedestrians Using Vection and Body Sway, *Advances in Intelligent Systems and Computing*; vol. 196, pp 351-359 (2013).
- [7] 岡野裕, 雑賀慶彦, 橋本悠希, 野嶋琢也, 梶本裕之: 速度感覚増強のための周辺視野への刺激提示手法の検討, 情報処理学会 HCI [2008-HCI-127] (2008).
- [8] 鈴木隆之, 植野彰規, 星野洋, 福岡豊: 姿勢制御において視線および聴覚刺激が身体動揺の方向に与える影響, 電気学会論文誌 C, Vol. 127, No. 10, pp. 1800-1805 (2007).
- [9] J. Dichgans, T. Brandt: Visual-vestibular Interaction, in R. Held, et al. (eds.) *Handbook of Sensory Physiology*; Vol. 8, pp. 755-804, Springer (1978).
- [10] T. Brandt, J. Dichgans, E. Koenig: Differential Effects of Central Versus P Peripheral Vision on Egocentric and Exocentric Motion Perception; *Exp. Brain Res.*, 16, pp. 476-491 (1973).
- [11] A. Berthoz, B. Pavard and L. R. Young: Perception of Linear Horizontal Self-Motion Induced by Peripheral Vision (Linearvection): Basic Characteristics and Visual-Vestibular Interactions; *Exp. Brain Res.*, 23, pp. 471-489 (1975).
- [12] 吉田俊明, 竹中毅, 伊東道生, 上田完次, 飛嶋隆信: オプティカルフローの提示によって引き起こされる自己運動感覚を用いた歩行の誘導, 情報処理学会研究報告コンピュータビジョンとイメージメディア (CVIM), 5 (2006-CVIM-152), pp.125-128 (2006).
- [13] G. Johansson: Studies on Visual Perception of Locomotion, *Perception*; Vol. 6, pp. 365-376 (1977).
- [14] 大山正, 今井省吾, 和気典二 (編): 感覚・知覚心理学ハンドブック, p.411 (1994).
- [15] R. A. Weale: Spectral sensitivity and wavelength discrimination of the peripheral retina, *Journal of Physiology (London)*; Vol. 119, pp. 170-190 (1953).
- [16] M. Ohmi: Egocentric perception through interaction among many sensory systems; Vol. 5, pp. 87-96 (1996).
- [17] 渡邊紀文, 森文彦, 大森隆司: 周辺視へのオブティカルフロー刺激と身体動揺を利用した歩行者の誘導モデル, 映像情報メディア学会誌 Vol. 67, No. 12, pp. J 434-J 440 (2013)

(2015年7月24日 受付)
(2016年1月26日 採録)

問い合わせ先

〒140-0011 東京都品川区東大井 1-10-40
産業技術大学院大学産業技術研究科
情報アーキテクチャ専攻
渡邊 紀文
TEL: 03-3472-7831
E-mail: watanabe@aait.ac.jp

— 著 者 紹 介 —

わたなべ のりふみ
渡邊 紀文 [正会員]

2008年, 慶應義塾大学大学院政策・メディア研究科後期博士課程修了, 博士 (政策・メディア). 2008年, 玉川大学脳科学研究所知能ロボット研究センター嘱託研究員, 2012年, 東京工科大学コンピュータサイエンス学部助教, 現在に至る. 視覚情報処理に関する神経回路モデルの研究に従事し, 近年は, 人間の錯覚を利用した行動誘導および視線に基づく集団行動の意図推定研究に取り組んでいる.

もり ふみひこ
森 文彦 [非会員]

2000年, 慶應義塾大学商学部卒業. 2012年玉川大学大学院工学研究科博士課程修了. 博士 (工学). 2012年, 玉川大学脳科学研究所嘱託研究員, 2013年, 玉川大学脳科学研究所特別研究員, 現在に至る. 主に画像処理, 視覚心理の研究に従事.

おおもり たかし
大森 隆司 [非会員]

1980年, 東京大学工学研究科修了, 1981年より東京大学助手, 1987年, 東京農工大学工学部講師を経て1988年より同助教授, 1998年, 同大学電気電子工学科教授, 2000年, 北海道大学大学院工学研究科教授を経て, 2006年より, 玉川大学教授, 現在にいたる. 博士 (工学). この間, 1989-1990年, ブラウン大学言語と認知学科客員研究員. 脳という神経機構に知的な行動が生まれる情報的なメカニズムに興味があり, 認知科学, 人工知能, 発達, 神経科学などの諸学問を足をつっこみながら, 心に関わる脳の情報処理の解明と工学的な方法による実現を試みている.

Modeling of Pedestrian Guidance by Sensory Fusion Using Peripheral Vision Display and Vibration Device

by

Norifumi WATANABE, Fumihiko MORI and Takashi OMORI

Abstract :

Human walking is affected by vision, vestibular, somatic and other various sensations that come through the sensory-motor loop. But detail of the sensory-motor loop is not clear. In this study, we examined a possible affect of self motion sensation by an optical-flow stimulus in peripheral vision with a decayed somato-sensory feeling by a vibration stimulus on leg and foot area. In this experiment, we presented the optical flow for forward direction to the peripheral vision, and then gave the self-motion sensation by changing the flow to left or right direction. We examine the change of walking direction toward opposite of the self-motion sensation because of the decayed somato-sensory feeling. In this paper, we discuss on the sensory fusion mechanism of visual and somatic sensations based on the experimental result.

Keywords : Pedestrian Guidance, Vection, Somatosensory, Sensory Fusion, Peripheral Vision Display

Contact Address : Norifumi WATANABE

Graduate School of Industrial Technology, Advanced Institute of Industrial Technology

1-10-40 Higashi-Ooi, Shinagawa-ku, Tokyo, 140-0011 Japan

TEL : 03-3472-7831

E-mail : watanabe@aiit.ac.jp