

靴型インタフェースによる歩行ナビゲーションシステムの研究

渡 邊 淳 司[†] 安藤 英由樹^{††} 朝 原 佳 昭[†]
杉 本 麻 樹^{†††} 前 田 太 郎^{††}

本論文では、歩行移動の快適性、利便性を向上させるための靴型歩行周期誘導インタフェースを提案し、歩行周期の誘導を効率的に実現するための刺激入力手法について論ずる。靴型インタフェースは、靴底にある圧力センサによって歩行状態を計測し、それに合わせて足の甲に振動刺激を行うことで、人間の感覚入力に対する運動の半無意識的な同期現象（引き込み）を利用して歩行周期の誘導を行うものである。本実験を通して、振動刺激は踵が接地するタイミングに行くと効果的に誘導が可能であり、歩行周期に対する刺激周期の変化が -100 ms から $+150\text{ ms}$ の範囲ならば、装着者に心理的負荷をかけずに誘導可能であることが分かった。

Walk Navigation System by Shoe-shaped Interface for Inducing a Walking Cycle

JUNJI WATANABE,[†] HIDEYUKI ANDO,^{††} YOSHIAKI ASAHARA,[†]
MAKI SUGIMOTO^{†††} and TARO MAEDA^{††}

We propose a shoe-shaped interface designed to induce a specific walking cycle, and investigate stimulation technique for effective induction of a walking cycle. The proposed interface is useful for walking navigation system, which enable wearer's locomotion without paying attention to surrounding circumstances. The interface is composed of vibration motor for stimuli and pressure sensor for sensing walking cycle. Using motor-sense synchronization of human body, this interface can induce a wearer's walking cycle effectively without mechanical constraint. The results of our experiments indicate that stimuli at the landing timing of the heel enable effective induction and that the cycle's variation from -100 to $+150\text{ ms}$ can lead walking cycle to the stimuli's cycle without psychological load.

1. はじめに

歩行は人間にとって最も基本的な移動手段であり、歩行者は周囲の環境によって様々な歩行状態を変化させている。たとえば、信号の変わり目では早歩きになり、前方の歩行者に近付き過ぎれば歩行速度を遅くする。また、人を避けるために左右への移動も行う。このように、日常生活において歩行者は、つねに環境の状態に対して注意を払い、判断し、歩行状態を変化さ

せ続ける必要がある。しかし、何らかの方法で、たとえば、ウェアラブルデバイスで環境情報を取得し¹⁾、歩行者を適切な歩行速度や方向にナビゲートすることができれば、信号を気にしなくても信号に止まらず歩行する、時計を見ることなくある時刻に合わせて到着する等、効率的な歩行移動が可能となる。また、このような歩行ナビゲーションを多人数が同時に受けることによって、混雑した場所でも周囲の歩行者と快適な距離²⁾を保ちながら移動することが可能となる。そこで、本論文においては、このような歩行ナビゲーションを実現するための靴型歩行周期誘導インタフェース（図1）を実装し、誘導を効率的に実現するための刺激の入力方法について論ずる。

2. 歩行誘導の実現

2.1 感覚入力による歩行周期誘導

前述のような歩行ナビゲーションを実現するためには、歩行者の歩行方向と歩行速度を制御することが重

[†] 東京大学大学院情報理工学系研究科
Graduate School of Information Science and Technology,
The University of Tokyo

^{††} 日本電信電話株式会社
NTT コミュニケーション科学基礎研究所
NTT Communication Science Laboratories, NTT Corporation

^{†††} 電気通信大学大学院電気通信学研究科
Department of Electro-Communications, The University of Electro-Communications



図 1 提案する靴型歩行周期誘導インタフェース

Fig. 1 Proposed shoe-shaped interface.

要である。これまで筆者らは、歩行方向に関して、前庭感覚を刺激して歩行方向を誘導する研究を行ってきており³⁾、本論文では歩行速度の制御について論じていく。歩行速度は歩幅と歩行周期によって決定されるが、先行研究において、歩行速度の増減は歩行周期の増減によって決定されていることが報告されている⁴⁾。そして、本論文の実験条件においても、歩幅の変化は歩行周期の変化に対して十分小さかったため、本研究では歩行者の歩行周期を誘導することで、歩行速度の制御を実現することとした。

歩行周期を誘導するにあたっては、「速く」「遅く」等の誘導情報を音声や映像によって与えることも可能であるが、周期をどの程度変化させればよいのか直接的に示すことは困難である。一方、このような言語的誘導に対し、直感的に解釈しやすい周期誘導の手法として、感覚入力に対してリズム入力を加え、その入力に対して人間が半無意識的に合わせてしまう、引き込み^{5),6)}と呼ばれる現象を利用した手法が考えられる^{7)~9)}。引き込みとは、歩行運動等のリズム運動において、感覚からの周期的入力に運動リズムが影響を受け、感覚入力と運動リズムの間に同調を生じる現象である。身近な例としては、歩行周期に近いマーチのリズムを聞きながら歩いていると、歩行リズムは聴覚を通じて影響を受け、いつの間にかマーチのリズムに歩行リズムが合ってしまうということがあげられる。また、引き込みを利用して歩行誘導インタフェースを実装した場合、ランニングマシンのように筋骨格に物理的に働きかける^{10),11)}のではなく、感覚へ働きかけを行えばよいので、少ないエネルギーで歩行周期の誘導が可能となる。そこで本研究では、感覚入力による引き込みを利用して歩行周期の誘導を行うこととした。

歩行誘導のための刺激を入力する主な感覚として、視覚(点滅する光点)¹⁾、聴覚(リズム音)²⁾、触覚(周

表 1 三宅らの先行研究との違い

Table 1 Differences between previous studies by Miyake, et al. and our study.

	三宅らの先行研究	本研究
目的	高齢者・障害者の歩行助	健常者の歩行誘導
感覚入力	聴覚への音入力	足の甲への振動入力
引き込み	相互引き込み	強制引き込み

期振動)³⁾が考えられる。しかし、歩行中に周囲の環境からの視聴覚情報が歩行誘導のための入力刺激によって妨げられることは望ましくないと考え、振動入力を採用した。また、歩行誘導デバイスとしては、歩行の際には必ず装着し、歩行の邪魔にならない靴型インタフェース^{14),15)}を採用し、足の甲へ振動入力を行うこととした。

そして、歩行ナビゲーションを実現するうえでは、誘導のための感覚入力が心理的に邪魔にならない、つまりは、歩行者が自然に合わせることができ(大腿・小足の歩行になる等、歩行が不自然にならない)、歩行中の他のタスクの能率を損なわないことが重要である。そこで、本論文においては、歩行を物理的に阻害しない靴型インタフェースを実装するとともに、歩行者に対して様々な条件で感覚入力を行い、心理的に邪魔にならない感覚入力の条件を特定した。

2.2 本手法の特徴

これまで、引き込みを利用した歩行誘導の研究として、三宅らの人間と機械が互いに協調しあう共創モデルを用いた歩行安定化の研究が存在する^{7),8),12),16),17)}。これらの研究においては、歩行リズムを足裏のタッチセンサによって計測し、聴覚へ引き込みのための音刺激を入力することで歩行を安定化させ、高齢者や障害者の歩行介助を実現している。一方、本論文で提案する手法は、表 1 にあるように、歩行者の歩行を物理的・心理的に阻害しない範囲で効率的に誘導(制御)し、健常者の日常生活における歩行移動の快適性、利便性を向上させることを目的としている。

三宅らの研究では、引き込みの形態として、相互引き込み、つまりは、感覚入力と歩行周期が相互に変化しながら、ある周期へ安定していく引き込み形態を利用しているのに対して、本研究では強制引き込み、つまりは、一定の感覚入力に対して人間側が半意識的に合わせる引き込みの形態を採用している(強制引き込みという名称は感覚入力は変化せず一定であるのに対して、人間側が合わせるという引き込みの形態を表しており、人間に対して何らかの強制力があるという意味ではない)。相互引き込みはお互いが徐々に変化していくため、引き込み状態になるまで時間がかかるが、

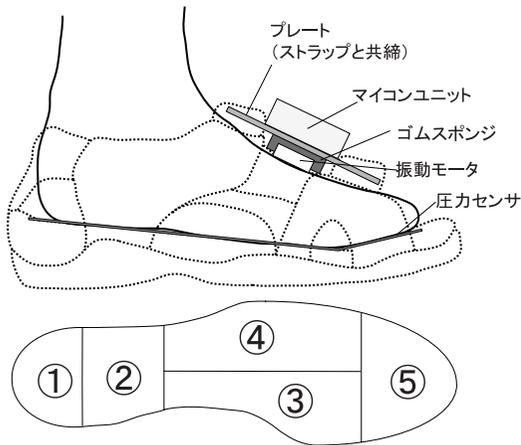


図2 靴型歩行誘導インタフェースの構造

Fig. 2 Components of shoe-shaped interface.

その状態は非常に安定しており、歩行安定化に適していると考えられる。一方で、本研究で採用している強制引き込みは、引き込み状態に至るまでの時間が短く、即時性を持っているため、歩行を誘導（制御）するという観点からは、この強制引き込みが適していると考えられる。

本研究は、これまでの研究とは異なり、健常者の効率的歩行移動をサポートすることを目的としている。誘導手法の特徴としては、視聴覚情報取得の邪魔にならない足の甲への振動刺激を利用して引き込みを起こしている点、計測・感覚入力システムを1つの靴型インタフェースとして実装されている点があげられる。

3. 振動入力による歩行誘導実験の概要

提案する歩行誘導手法においては、靴型インタフェースによって歩行者の歩行を物理的に阻害することなく誘導を実現するとともに、感覚入力も心理的にも歩行を阻害しないことが重要である。本論文においては、心理的に歩行を阻害しないということ、歩行中に行われている他のタスクの能率が損なわれないということによって評価し、タスクの能率が損なわれずに引き込みが可能な感覚入力の条件を特定した。以下、実験1, 2では、実際に歩行中の人間に振動刺激を加え、歩行誘導実現における以下の項目について検証した（項目番号は実験番号を表す）。

- (1) 引き込みを起こしやすい振動刺激のタイミング
- (2) 他のタスクを阻害しない刺激周期の変動範囲

3.1 具体的歩行誘導手法

実験に使用した靴型インタフェースの外観を図1に、構造を図2に示す。靴底に中敷き状の圧力センサ（イナバゴム社 イナストマーシート）が図2下のよう

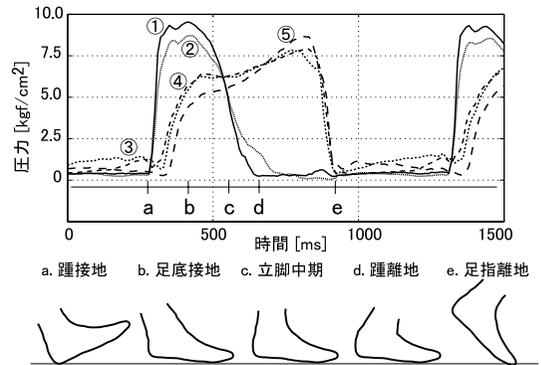


図3 足裏の圧力分布と歩行状態

Fig. 3 Pressure distribution of plantar and state of walking.

に5分割されて敷かれており、その圧力分布を計測することによって立脚や遊脚の歩行状態を検出する。また、足の甲が触れる箇所に小型の振動モータ（TPC社 FM23A）がスポンジゴムによって固定されており、このモータによって周期的な振動刺激を行う。一度の振動刺激は周波数 160 Hz で振動量 1.0 G の刺激を 200 ms 与えた。この振動刺激は靴の上から与えられるものであるが、被験者はその振動を十分知覚可能であった。そして、その振動は歩行を阻害するものでもなかった。足裏圧力の計測および振動の制御は 100 Hz で行った。

具体的な誘導手法は、はじめに、歩行者の平均歩行周期を靴底の圧力センサによって計測する。そして、その計測された歩行周期近傍の振動刺激を靴の甲についた振動モータによって与え、歩行者にその周期に合わせて歩行してもらうという手順で行った。

3.2 歩行誘導実験におけるデータ処理

各実験においては同じ靴型インタフェース、同じデータ解析手法を用いた。本節では実験で用いた周期と位相の計測手法、データ処理について述べる。

歩行時における足裏の圧力分布の例を図3に示す。この図は歩行時の左足1stepを抜き出したもので、横軸が時間、縦軸が計測された圧力を示している。各丸数字は図2下の圧力センサの値である。足裏が接地するにあたって、はじめに踵部（①）の圧力が上がり始め、順につま先（⑤）方向へ圧力分布が移っていくことが観察される。人間の歩行動作は立脚と遊脚を繰り返すが、立脚している状態でも踵接地、足底接地、立脚中期、踵離地、足指離地とさらに分類される。これらの歩行状態は図3のように、足裏分布から推定可能である^{18),19)}。また、右足と左足はほぼ半周期前後にシフトした波形となる。

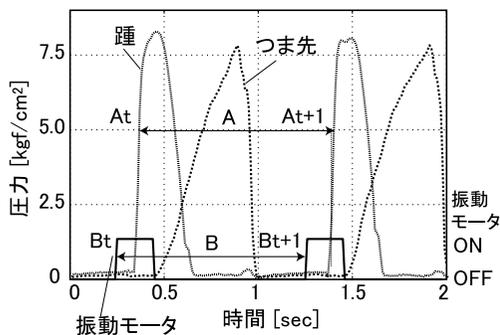


図 4 歩行周期と振動刺激周期の定義

Fig. 4 Definition of walking cycle and vibration stimulation cycle.

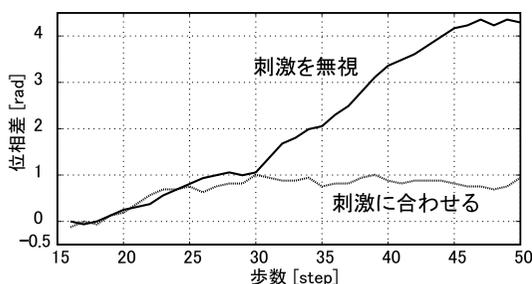


図 5 同期の有無による位相差の変化

Fig. 5 Phase difference with or without synchronization between walking and stimulation cycle.

次に歩行周期と刺激周期の定義について図 4 に示す。歩行周期は、圧力センサ ① の圧力が閾値 5 kgf/cm^2 を超えた時刻 A_t から次に閾値を超えた時刻 A_{t+1} の時間差を求めたものである。刺激周期は、振動モータ通電時刻 B_t から次の通電時刻 B_{t+1} の差を求めたものである。また、この 2 つの周期の位相差 ϕ は式 (1) によって求めた。

$$\phi = \frac{2\pi(A_t - B_t)}{B_{t+1} - B_t} \quad (1)$$

図 5 は振動刺激に合わせて歩行するように指示した場合と、振動刺激を無視して歩行するように指示した場合の、歩数と位相差の関係を示したものである。刺激に合わせて歩行し、引き込みが起きた場合は歩行周期と刺激周期が等しくなるので、位相差は一定に収束する。一方、刺激を無視した場合には、歩行周期と刺激周期に一定の差があり、歩数に対して位相差は単調増加（歩行周期が刺激周期より長い場合）もしくは単調減少（歩行周期が刺激周期より短い場合）する傾向がみられる。

4. 実験 1：振動刺激のタイミングの同定

歩行動作は大きく立脚と遊脚に分けられ、さらに立脚時は図 3 のように細かく分類される。本実験においては、これらの歩行状態の遷移において、どの状態のときに振動刺激を与えることが、歩行誘導を行ううえで効率的であるかを調べた。

4.1 実験条件

被験者は広い平坦な運動場を片足あたり 60 歩、約 120 m 歩行する。このとき、5 つの歩行状態のいずれかに合わせて振動刺激を与え、被験者がどの歩行状態に振動刺激を合わせて歩行するかを調べた。実験手順は以下の 2 つのフェーズに分かれる。

フェーズ 1 (5 ~ 15 step) では、足裏の圧力変化によって歩行の平均周期を計測し、これを基準周期とした。フェーズ 2 (16 ~ 60 step) では、踵接地 (足裏圧力が閾値を超えて 0 ms 後)、立脚中期 (200 ms 後)、踵離地 (400 ms 後)、足指離地 (600 ms 後)、遊脚 (800 ms 後) の 5 つのタイミングのどれかで、フェーズ 1 で得られた基準周期の振動刺激を与える。ただし、16 step からどの歩行状態のタイミングで刺激が入るかはランダムとし、被験者には振動刺激がある歩行状態に合わせて入れられていることや、振動刺激の周期が平均歩行周期と一致していることは知らされていない。

被験者へのインストラクションは、実際に歩行ナビゲーションを行う状態を想定し、特にどの歩行状態に合わせるかは指定せず、単に「なるべく振動刺激に合わせて歩行してください」というものであった。また、提案する歩行誘導手法では、感覚入力に対して半無意識的に歩行周期が合ってしまう引き込み現象を利用しているため、被験者が入力される振動刺激に集中することがなくても歩行誘導が可能であると考えられる。そこで、本実験においては、被験者の意識を振動刺激以外のものにも向けるため、歩行と同時にスイッチ押し作業によるダブルタスクを行ってもらった。このタスクは、 $100 \text{ mm} \times 70 \text{ mm}$ の長方形基板に赤と青の LED とプッシュスイッチがそれぞれ一組ずつ実装されており、赤の LED が点灯したら赤のスイッチを、青の LED が点灯したら青のスイッチをできるだけ早く押すものである。どちらかの LED が歩行とは関係ない $0.5 \sim 3 \text{ sec}$ の周期でランダムに点灯し、被験者がスイッチを押すことにより LED は消灯する。また、このダブルタスクには視覚遮断することなしに視覚による位置・速度の確認を困難にする効果もある。この条件の下、それぞれのタイミングで 3 セット計 15 試行を健全な歩行能力を持つ 20 代成人男性 3 名に対して

表 2 計測された歩行周期の平均・標準偏差, 踵接地収束割合
Table 2 Average and standard deviation of walking cycle, ratio of convergence for heel landing timing.

	被験者 1	被験者 2	被験者 3
平均歩行周期 [ms]	1,017	1,003	1,047
標準偏差 [ms]	22.4	18.9	16.3
踵接地収束割合 [%]	86.7	66.7	73.0

表 3 実験 2 の手順

Table 3 Procedure of experiment 2.

フェーズ	歩数	手順
フェーズ 1	5 ~ 15	振動を与えずに歩行平均周期の計測
フェーズ 2	16 ~ 35	基準周期の振動刺激を与える
フェーズ 3	36 ~ 60	周期を変化させた振動刺激を与える

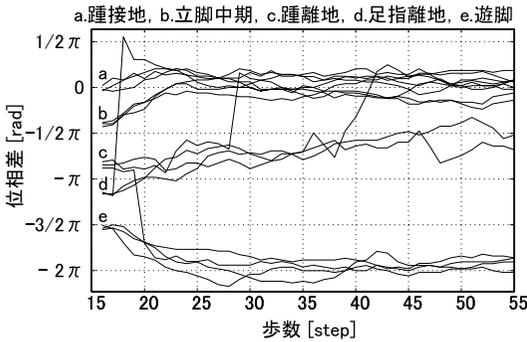


図 6 引き込みを起こしやすい振動刺激のタイミング
Fig. 6 Timing of stimulation for efficient induction.

行った。

4.2 実験結果

表 2 に, 3 名の被験者の歩行周期の平均 (表 1 行目) と標準偏差 (表 2 行目) を示す。3 名の被験者とも 1 周期 1 秒程度の安定した歩行を行った。

歩行周期と振動刺激の位相差を式 (1) に基づいて計算した結果を図 6 に示す。この図は 1 人の被験者のすべての試行について示したものである。図 6 中の a, b, c, d, e はそれぞれ踵接地, 立脚中期, 踵離地, 足指離地, 遊脚の 5 つの状態では振動刺激を与えた試行である。多くの試行において, 歩行が進むにつれ位相差が 0 rad に収束する傾向, つまり振動刺激を踵接地時に一致させる傾向が見られる。また, -2π rad に収束する場合もあるが, これは 1 周期あとの踵接地のタイミングに一致する。その他 $-1/2\pi$ rad から π rad にも若干見られる。これらは立脚中期と足指離地の間に相当する。3 名の被験者とも, 踵接地に収束する割合は表 2 にあるように, 86.7%, 66.7%, 73.0% と高い割合であった。

この結果より, 歩行者が最も引き込まれやすい (強制引き込みが起こりやすい) 振動刺激のタイミングは踵接地時であると考えられる。この理由として, 日常の歩行において足が最も刺激されるのは着地時 (踵接地) であり, 振動刺激においても踵接地のタイミングに合わせることが自然に行われたと推測される。次章からの実験においては, 踵接地時に振動刺激を与えることとする。

5. 実験 2: 他のタスクを阻害しない刺激周期の変動範囲

本章では, 提案する歩行誘導手法において, どの程度の振動周期の変動ならば, 歩行者に心理的負荷をかけることなく歩行周期の誘導が可能であるかを調べる。具体的には, 被験者に実験 1 と同じスイッチ押しタスクをしながら歩行してもらい, 歩行周期と振動刺激の周期が同期している状態から振動刺激の周期を変動させたときに, スwitch押しタスクの成績が落ちない変動範囲を特定した。本実験では, 歩行者の心理的負荷を歩行中に行われているスイッチ押しタスクの反応時間によって評価し, 振動刺激への追従によって心理的負荷がかかった場合, スwitch押しの反応時間が長くなると考えた。

5.1 実験条件

被験者は実験 1 と同じ 3 名で, 同じく 60 歩, 約 120 m を歩行する。インストラクション, ダブルタスクも実験 1 と同様のもので与えた。実験の手順は表 3 にあるような 3 つのフェーズに分かれる。フェーズ 1 (5 ~ 15 step) では, 足裏の圧力変化によって歩行平均周期 (基準周期) を計測した。フェーズ 2 (16 ~ 35 step) では, 踵接地のタイミングに基準周期で振動刺激を与えた。フェーズ 3 (36 ~ 60 step) では, 基準周期から一定の時間 α ms ($\alpha = -200, -150, -100, -50, 0, 50, 100, 150, 200$) だけ変化させて振動刺激を与え続けた。この条件下, それぞれのタイミングで 3 セット, 27 試行を行った。また, ダブルタスクにおける LED が点灯してからスイッチを押すまでの反応時間も同時に計測した。

5.2 実験結果

刺激周期の変動と歩行周期の関係の典型例を図 7 に示す。階段状の直線は各脚に与える刺激周期であり, $\alpha = -200, -100, 0, 100, 200$ ms のデータが示されている。35 step までの刺激周期は 5 ~ 15 step に得られた基準周期によって決定されているため, 各試行によって若干異なっているが周期自体に変動はない。36 step 以降は基準周期に α ms の変動が与えられている。また, この直線に振動的に追従する曲線が歩行周期である。刺激周期を目標周期として, それぞれの歩

表 4 刺激周期の変動幅と位相同期時，位相変化時における反応時間の平均，標準偏差，その値の比率

Table 4 Variation of stimulation cycle and reaction time of the task. Averages, standard deviations and their ratio are shown.

	-200	-150	-100	-50	0	50	100	150	200
反応時間の平均									
被験者 1									
位相同期時の反応時間	301.3	380.3	313.1	294.3	288.3	289.5	258.5	257.9	374.9
位相変化時の反応時間	487.8	314.3	285.6	355.6	278.3	343.3	303.4	381.5	334.5
比率 (変化時/同期時)	1.62	0.83	0.91	1.21	0.97	1.19	1.17	1.48	0.89
被験者 2									
位相同期時の反応時間	311.2	320.7	354.1	292.3	282.1	312.7	302.0	269.1	374.6
位相変化時の反応時間	422.8	374.2	340.5	309.7	278.0	325.0	303.4	282.2	333.0
比率 (変化時/同期時)	1.36	1.17	0.96	1.06	0.98	1.04	1.00	1.05	0.89
被験者 3									
位相同期時の反応時間	341.5	298.3	301.9	301.8	304.4	332.5	297.7	331.3	299.1
位相変化時の反応時間	803.3	418.1	313.3	311.3	318.5	362.5	311.2	392.7	323.4
比率 (変化時/同期時)	2.35	1.40	1.04	1.03	1.05	1.09	1.05	1.19	1.08
反応時間の標準偏差									
被験者 1									
位相同期時の反応時間	59.1	69.4	67.8	81.8	73.2	58.1	68.3	67.6	85.3
位相変化時の反応時間	470.5	115.9	72.5	79.1	85.7	86.5	91.1	114.2	185.6
比率 (変化時/同期時)	7.96	1.67	1.07	0.97	1.17	1.49	1.33	1.69	2.18
被験者 2									
位相同期時の反応時間	84.2	86.3	75.1	58.1	76.1	85.2	87.3	66.3	86.8
位相変化時の反応時間	300.4	127.8	123.4	88.4	80.6	53.0	91.1	86.5	142.0
比率 (変化時/同期時)	3.57	1.48	1.64	1.52	1.06	0.62	1.04	1.30	1.64
被験者 3									
位相同期時の反応時間	60.8	72.0	54.8	68.7	81.9	86.0	59.3	78.2	76.8
位相変化時の反応時間	892.6	644.6	119.2	84.1	82.0	189.9	69.1	127.8	175.7
比率 (変化時/同期時)	14.68	8.96	2.17	1.22	1.00	2.21	1.16	1.63	2.29

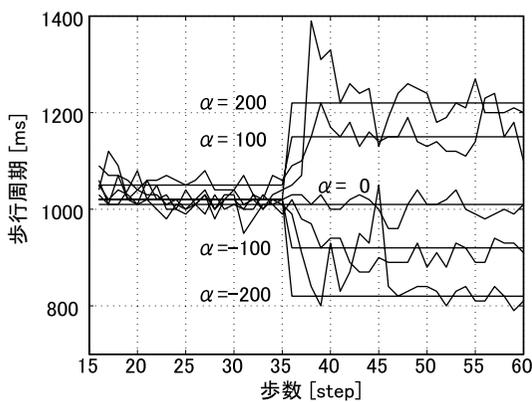


図 7 振動刺激の変動幅と歩行状態の変化

Fig. 7 Variation of stimulation cycle and status of walking (with double task).

行周期が追従するように変化していることが分かる。

観察された被験者の歩行状態としては、 $\alpha = 200$ のときはゆっくりとした歩行が観察されたが、刺激周期に歩行周期を合わせるのが非常に困難に見えた。 $\alpha = -200$ では刺激周期に同期可能であるものの競歩に近い歩行状態であり、被験者によっては走行しなければ追従が不可能であった。

本実験では、歩行者の心理的負荷を歩行中に行われているスイッチ押しタスクの反応時間によって評価した。表 4 に各刺激周期の変動幅における位相同期時 (フェーズ 1 と 2, 5 ~ 35 step), 位相変化時 (フェーズ 3, 36 ~ 60 step) の反応時間の平均, 標準偏差, それらの値の同期時と変化時の比率を示す。位相同期時の反応時間の平均 (平均の欄, 各被験者 1 行目) は被験者 3 名ともおよそ 300 ms 程度であり, また, 標準偏差 (標準偏差の欄, 各被験者 1 行目) もすべての被験者において 100 ms 以内に収まっており, 安定したタスクが行われた。一方, 位相変化時 (各被験者 2 行目) においては, 反応時間の平均は同期時と同等であるものの, 標準偏差においては変動幅による大きな違いが見られた。特に周期の変動幅の絶対値が大きくなると標準偏差が大きくなっている。このような位相同期時と位相変化時のタスク効率の違いを定量的に判断するために, 位相変化時の値を同期時の値で割ったものを計算し, 周期変動によるタスク反応時間の平均, 標準偏差の増加率を計算した (各被験者 3 行目)。その結果を図 8 に示す。横軸が刺激周期の変動幅 α であり, 縦軸が位相同期時を 1 とする位相変化時の比率である。被験者 3 名と 3 名の平均のデータを示す。図 8 (a)

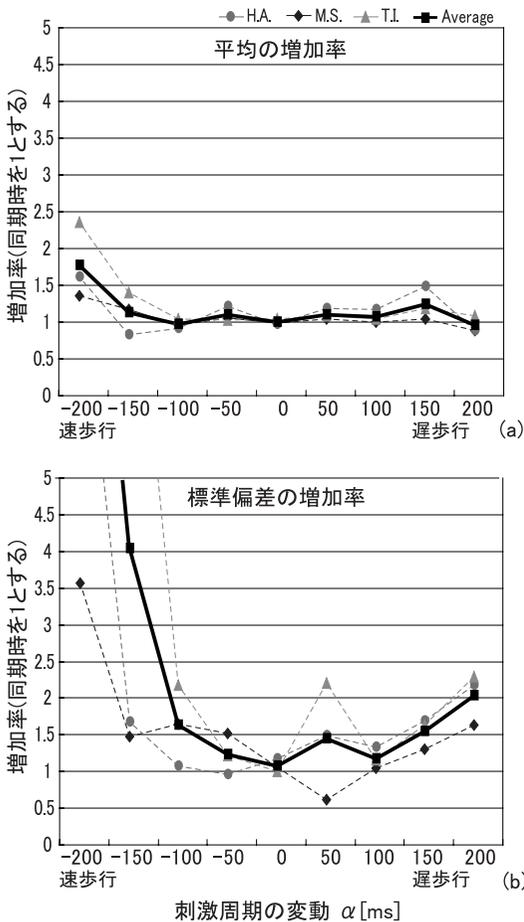


図8 振動刺激の変動幅とタスクの反応時間の変化 (a) 偏差の平均 (b) 偏差の標準偏差
Fig.8 Variation of stimulation cycle and response time. (a) average of difference, (b) standard deviation of difference.

に示されている平均値の増加率は $\alpha = -200$ ms の条件においてやや増加が見られたが、他の条件においては、刺激周期の変動による影響はほとんど見られない。一方、図 8 (b) に示される標準偏差は、速い歩行速度が誘導される $\alpha = -200$ ms の条件、被験者によっては -150 ms の条件において著しく増加していることが観察された。

5.3 考察

本手法では歩行周期を誘導するために強制引き込みを採用しているが、歩行周期が誘導周期に達するまでの時間はおよそ 5~10 秒程度である (図 7)。一方、相互引き込みを利用した三宅らの研究¹²⁾ では、安定した歩行周期に達するには十数秒程度の時間が必要となっており、歩行周期の誘導には強制引き込みが適していることが確認された。

また、タスクの反応時間に関して、図 8 (b) に示された標準偏差の増加率が 2 倍以下である条件をスイッチ押しタスクを阻害しない刺激周期の変動範囲、つまりは歩行を心理的に阻害することなく歩行誘導が可能な刺激周期の変動範囲と考えると、誘導のための刺激周期の変動幅 α は $-100 \sim 150$ ms であることが望ましいといえる (被験者 3 名の平均データ)。また、 α が 200 ms, -150 ms, -200 ms の条件における標準偏差の著しい増加は、歩行中を通してのタスク反応時間のばらつきが大きくなったというより、むしろ歩行中に数度、反応時間が非常に大きくなってしまいうタイミングがあることに起因していた。

6. おわりに

本論文では、歩行者が周囲の状況を意識せずに移動可能な歩行ナビゲーションのための靴型歩行周期誘導インタフェースを提案し、誘導を効率的に実現するための刺激の入力手法について調べた。本実験を通して、振動刺激は踵が接地するタイミングに行うと効果的に誘導が可能であり、歩行周期に対する刺激周期の変化が -100 ms から $+150$ ms の範囲ならば、装着者に心理的負荷をかけずに誘導可能であることが分かった。

参考文献

- 1) 久保田浩司, 前田典彦, 菊池保文: 歩行ナビゲーションシステムの提案と評価, 情報処理学会論文誌, Vol.42, No.7, pp.1858-1865 (2001).
- 2) Fruin, J.J.: 歩行者の空間 理論とデザイン, 鹿島出版会 (1974).
- 3) 杉本麻樹, 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 パラサイトヒューマンの研究第 17 報, 日本バーチャルリアリティ学会第 8 回大会論文集, pp.339-342 (2003).
- 4) 高幣俊之, 野村宜邦, 前田太郎, 舘 暉: 歩行における視覚と運動感覚の整合性に関する研究, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.5, No.2, pp.831-835 (2000).
- 5) 清水 博: 生命を捉えなおす 増補版, 中公新書 (1990).
- 6) ハーマン・ハーケン: 脳機能の原理を探る 非平衡協同現象としての脳神経活動・行動・認識, シュプリンガー・フェアラーク東京 (2000).
- 7) Miyake, Y., Shimizu, H.: Mutual entrainment based human-robot communication field, *Proc. 3rd IEEE Int. Workshop on Robot and Human Communication*, pp.118-123 (1994).
- 8) Miyake, Y., Miyagawa, T.: Internal observation and co-generative interface, *Proc. 1999 IEEE Int. Conf. on Systems, Man and Cybernetics*, pp.229-237 (1999).

- 9) Thelen, E., Smith, L.B.: *A dynamic systems approach to the development of cognition and action*, MIT Press (1998).
- 10) 田村俊世: 訓練機器, 総合リハビリテーション, Vol.29, No.6, pp.503-507 (2001).
- 11) 藤江正克: 歩行支援ロボット, 日本ロボット学会誌, Vol.14, No.5, pp.628-631 (1996).
- 12) 高梨豪也, 三宅美博: 共創型介助ロボット 'Walk-Mate' の歩行障害への適用, 計測自動制御学会論文誌, Vol.39, No.1, pp.74-81 (2003).
- 13) 渡邊淳司, 安藤英由樹, 前田太郎: 腕部と脚部の相関に着目した歩行運動の解析, 第16回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp.419-420 (2001).
- 14) Maeda, T., Ando, H., Sugimoto, M., Watanabe, J. and Miki, T.: Wearable Robotics as a Behavioral Interface — The Study of the Parasitic Humanoid, *Proc. 6th International Symposium on Wearable Computers*, pp.145-151 (2002).
- 15) Maeda, T., Ando, H., Sugimoto, M., Watanabe, J. and Miki, T.: Parasitic Humanoid: Human Behavior Measurement by Wearable Technologies, *SICE Annual Conference* (2002).
- 16) 武藤 剛, 三宅美博: 歩行介助を目的とする人間—ロボット協調系における共創出過程の解析, 計測自動制御学会論文誌, Vol.38, No.3, pp.316-323 (2002).
- 17) Muto, T. and Miyake, Y.: Analysis of the Co-emergence Process on the Human-Human Cooperation, *Proc. 2002 IEEE Int. Conf. on Systems, Man and Cybernetics*, MP1J2 (2002).
- 18) 鳶田 聡, 佐藤 敦, 大塚作一, 荒井雅信: 足圧中心軌跡による健常者の歩行分析, 信学技報, MBE97-89 (1997).
- 19) 宮崎信次, 石田明充: 床反力連続計測のための容量性トランスデューサー, 医用電子と生体工学, Vol.22, pp.103-109 (1984).

(平成 16 年 4 月 6 日受付)

(平成 17 年 3 月 1 日採録)



渡邊 淳司 (学生会員)

平成 12 年東京大学工学部卒業. 平成 17 年同大学大学院情報理工学系研究科博士課程修了. 眼球運動を利用したディスプレイおよび身体性を利用したインタフェースの研究を行う. 博士 (情報理工学). 平成 13 年日本バーチャルリアリティ学会論文賞受賞. 日本学術振興会特別研究員.



安藤英由樹

平成 10 年愛知工業大学大学院工学系研究科修士課程修了. 平成 10 年同大学院工学研究科博士課程修了. 平成 11 年理化学研究所 BMC JRA 配属. 平成 12 年科学技術振興事業団「協調と制御」領域グループメンバとして東京大学情報学環研究員を経て, 現在 NTT コミュニケーション科学基礎研究所リサーチアソシエイト. 博士 (情報理工学). 生体工学, ヒューマンインタフェース, VR, ウェアラブル等の研究に従事. 平成 16 年 SICE SI 部門奨励賞受賞.



朝原 佳昭

平成 14 年東京大学工学部卒業. 平成 16 年同大学大学院情報理工学系研究科修士課程修了. 現在, トヨタ自動車株式会社にてヒューマノイドロボットの研究に従事.



杉本 麻樹

平成 12 年千葉工業大学工学部卒業. 平成 14 年同大学大学院工学研究科博士前期課程修了. 平成 14 年から平成 15 年まで, 科学技術振興事業団戦略的創造研究推進事業「協調と制御」領域グループメンバとして, 東京大学大学院情報学環研究補佐員を経て, 日本電信電話株式会社 NTT コミュニケーション科学基礎研究所客員研究員. 現在, 電気通信大学大学院電気通信学研究科博士後期課程に在籍. 人間共生型インタフェース, 履歴画像を用いた遠隔操縦インタフェース, 画像提示デバイスを用いた計測等の研究に従事. 日本学術振興会特別研究員.



前田 太郎

昭和 62 年東京大学工学部卒業．昭和 62 年通産省工業技術院機械技術研究所．平成 4 年東京大学先端科学技術研究センター助手，平成 6 年同大学大学院工学系研究科助手，平成 9 年同大学院工学系研究科講師，平成 12 年同大学院情報学環講師．平成 14 年 NTT コミュニケーション科学基礎研究所主幹研究員．博士（工学）．人間の知覚特性・神経回路のモデル化，レイグジスタンスの研究に従事．計測自動制御学会論文賞，学術奨励賞，日本ロボット学会技術賞受賞．
