原著論文

前庭感覚刺激を用いた歩行誘導効果とそれに影響を及ぼす行動決定過程のモデル化†

渡邊 紀文*・三門 裕明*・大森 隆司*

我々は日常生活において、矢印やサインなど様々な誘導を受けており、その多くは意識下で制御されている。そこで我々は新たな誘導デバイスとして、個人への適応が可能な前庭感覚刺激 (Galvanic Vestibular Stimulation) と呼ばれる、前庭感覚を電気刺激することで、身体を左右に傾かせるインタフェースを用いた実験を行った。GVSを用いた歩行誘導として、先行研究では電流量と左右の誘導量の評価を行っているが、歩行速度及び誘導が開始するまでの潜時の評価は行われていない。そこで本研究では、歩行速度の変化についての定量的な評価及びその潜時の調査を行った。更に実験結果から、その誘導効果に対する歩行者の歩行周期の影響が明らかになったため、歩行時の行動決定過程を理解するためのすれ違い行動実験を行った。具体的には視線情報から回避判断を行うときの対向者の身体部位及び対向者の歩行位相を明らかにした、また歩行者自身の運動を計測し、回避運動を行う際の歩行者の歩行位相の影響について評価した。これらの結果から、歩行周期に基づいた歩行者の誘導方法について検討した。

キーワード：前庭感覚刺激、歩行誘導、すれ違い行動、行動決定過程

1. はじめに

人は望むと望まざるとに係わらず、多くの誘導 (guidance) を受けている。日常生活においても、新たな環境では駅やビルにある出口のサインに導かれて歩くことが多く、誘導員の指示も受ける。このように誘導は生活の多くの場面で現れ、その種類も多岐にわたる。従って、より良い誘導方法を見いだすことは工学的に有意義なことだけでなく、人間の行動決定への深い理解も与える。

より良い誘導方法について議論するにあたり、一般の誘導について、次の2つの視点からの分類を考える。第一は、誘導される側の意識の有無である。第二は、誘導が身体の全体に作用するかどうかという視点である。このような分け方をした場合、そのほとんどが意識に上る誘導である。また、身体の一部のみの誘導も少ない。前述の例でも、誘導し運動を伴わせる対象は全身であるものが多い。身体の一部の誘導の事例は特殊な技能の習得やスポーツの教示以外には多くはない[1]。

では、意識下の誘導や、身体の一部に対する誘導が不要かという点、そうではない。新たに身体的な技能を獲得する場合や、多様な情報から自分の行動を決定

する場合などの自由度の高い環境においては、自己の行動により周りの環境がどのように変化するかを重視し、その環境に自己の行動を適応しようとする。そのため自己の行動に特に意識を向けることが多くなり、それを補完する形で無意識的な誘導が有効になることが多く存在する。例えば初めて入った建物から出る場合においても、自分で出口の誘導サインを見つけて意識的に誘導されるよりは、日常歩行しているときと同様に自己の注意を向けているだけで歩行を誘導されている方が自己をコントロールしやすい。車にしても、初めて通る道路において、自己の注意が意識下で誘導され、障害物を避けることが出来るのであれば、プランニングなどのより高次の運転処理のみに集中することが可能となる。このように無意識的な誘導を利用することで、人の環境に対する適応機能を向上させることは、意識するために必要な注意資源を減少させ、より高次の行動プランニングのために注意を有効利用するということが可能となる。

このような意識下での誘導を実現する方法の一つが、人間の錯覚を使うことである。錯覚を使用することで人間の身体のフィードバック系に働きかけ、無意識に行う運動の軌道だけを変えることができる。人にとっては日常の動作をしていても、知覚する入力側を変化させ、結果として得られる運動を変化させる方法である。そのような感覚入力の変更による誘導方法として、本研究では前庭感覚刺激 (GVS) を用いた歩行誘導を検討する[2]。GVSは前庭に作用し、知覚する重

† Guiding Effect of Human Waking and Behavioral Decision Model by Galvanic Vestibular Stimulation

Norifumi WATANABE, Hiroaki MIKADO and Takashi OMORI

* 玉川大学脳科学研究所

Tamagawa University Brain Science Institute

力方向を変化させることが知られている[3]。この作用により、意識して実行しようとする運動に対して、実行する運動が無意識に異なる状態を生み出す。つまり無意識に運動を誘発し、そこから動作を修正する方向で誘導するのである。このような錯覚を利用した誘導は、「模倣」のような他者との相互作用により意識的に獲得した動作に比べ、運動を出力するタイミングの個人差が少なく、身体動作を制御する手法としても有益であると考えられる。

本稿では第一に、この歩行運動におけるGVSの誘導効果を、歩行速度を変化させることで評価し、GVSが影響を与える前庭感覚と運動との時間的な関係及びその効果を与えるための制御方法について議論する。

更に我々は、GVSによる歩行誘導及びその後行った手先誘導の研究から、GVSは連続な周期運動において大きな誘導効果が得られるのではないかという仮説を得た。そこで次に、歩行運動を連続な周期運動ととらえ、歩行運動における行動決定過程の理解を目指した実験を行った。これにより、歩行時における環境の知覚と歩行運動生成の動的過程のメカニズムを理解し、意識下での誘導効果が最も得られる歩行位相及び誘導タイミングを明確にした。

2. 前庭感覚刺激(GVS)を利用した歩行誘導

前庭感覚とは、重力と加速度を検出し、主に平衡感覚を司る感覚である。前庭感覚は半器官と耳石器(卵形嚢と球形嚢)で構成され、半器官は3個の半規管が空間の3平面に配置されたことで、各方向の回転加速度を感知し、耳石器は重力や加速度を感知する。医療分野では、前庭感覚を耳に温水や冷水を入れることで刺激し、平衡感覚の機能の検査を行っている[4]。この前庭感覚を電流で刺激する事を、前庭感覚刺激(Galvanic Vestibular Stimulation, 以下GVS)という[5]。具体的には、左右の耳の後ろ(頭部乳様突起部)に電極を装着し、微弱電流(数mAの直流)を流すと、装着者の身体が陽極側に傾くという現象である[6][7]。

このGVSを利用し、歩行動作を左右に誘導する研究が行われ、これらの研究ではGVSの電流量に対応した左右の誘導効果を定量的に評価していた[8][9]。ここで前庭感覚による自己運動感覚は時間応答が早く、遅れ時間が小さい。例えば半規管による自己回転運動感覚の感度は、自己運動感覚が引き起こされるとき回転角加速度によって評価されるが、約 0.3deg/s^2 であることが示されている[10]。更に前庭感覚は、速度に反応する持続性のシステムではなく、加速度に反応す

図1 GVSインタフェース

る一過性のシステムである。そこで本研究では、歩行時の加速制御時においてGVSの効果が現れる潜時、また高速歩行と低速歩行という加速制御が異なる歩行でのGVSの誘導効果を定量的に評価する。

このような評価は、歩行時の自己運動感覚に対するGVSの効果を示すこととなり、また多様な状況により速度を変化させる日常の歩行運動への工学的応用に向けて解決すべき課題であるといえる。

2.1 GVSインタフェース

前庭感覚に電流を流すGVSインタフェースは、低電流回路としてカレントミラー回路を使用し、安定した電流を実現している。出力にはHブリッジ回路を使用し、単一電源で電極の極性を任意に選択可能であり、電流は -2.0 から 2.0mA まで選択可能とした。GVSを呈示する際、被験者の肌の頭部乳様突起部と接触させる電極には、National社製のゲル電極(サイズは $50\text{mm} \times 40\text{mm}$)を使用した(図1参照)。

ここで半規管は内リンパ液に満たされた円環状の管であり、自分自身が回転運動をすれば頭が回転し、頭の回転によって内リンパ液の流動が引き起こされる。この内リンパ液の流動が前庭神経を刺激し、自己運動感覚を検知する。本GVSインタフェースは頭部乳用突起部からの電流刺激により内リンパ液の流動に変位を生じさせ、それにより頭部回転運動の自己運動感覚を引き起こす[11][12]。これにより、回転運動を補正する形で頭部及び身体運動を引きおこし、誘導を生じさせる。本研究では、上記のGVSインタフェースを用いて、歩行誘導を行った。

2.2 GVSによる歩行実験

GVS呈示後の左右方向への移動距離を定量的に評価するため、歩行中にGVSを呈示した際に、GVSが何時、身体のどの部位に影響を与えるのかを計測し、身

体動作の変化とその潜時を計測した。更に歩行速度を変えた時の影響を調べるために、GVS呈示後の移動距離を、高精度のモーションキャプチャシステムで計測した。

実験では、まず頭、肩、腰、足などの身体部位間での移動距離及び誘導効果が現れるまでの潜時をモーションキャプチャシステムで計測した。モーションキャプチャシステムはMotionAnalysis製で、カメラは12台、キャリブレーション後の計測誤差は0.5mm以下、サンプリングレート250Hzの精度である。GVSを利用した歩行時間に対する歩行速度と距離の関係を評価するため、GVSインタフェースとモーションキャプチャシステムを同期させ、GVSの刺激時間と左右への移動距離を計測した。計測部位は、頭3点、両肩2点、両肘2点、両手首2点、両腰2点、両膝2点、両足首2点の計15点である。GVSによる左右方向の距離は被験者3名で評価し、潜時及び一定時間での移動距離を比較した。

GVSによる電流刺激は、0sから0.5sにかけて0mAから1.5mAに遷移し、0.1s間1.5mAの定常値を保ち、0.6sから1.1sに1.5mAから0mAに遷移する台形波を用いた(図2参照)。

実験では被験者にGVSインタフェースを装着し、被験者は実験室内を前方に9歩歩行した。その際歩幅を同条件で行うため、初めの2歩は床に貼られた0.5mごとの指標を踏み、2歩目以降は閉眼するように指示した。閉眼するまでの視線は0.5m先の次の指標とし、閉眼しても同じ姿勢を保つように指示した。また歩調はメトロノームの音に合わせるよう指示し、歩行を始めてからメトロノームの4回目の音、つまり歩行でいう4歩目にGVSを呈示した。メトロノームのテンポは110回/分(以下高速歩行)と、90回/分(以下低速歩行)で行い、それぞれ右側にGVSを呈示する場合(右側陽極)、左側にGVSを呈示する場合(左側陽極)、GVSなしの各条件を各10回、計30回の試行をランダムに行った。

図2 GVSの電流波形

2.2.1 実験結果

GVSを呈示する瞬間の左右の移動距離を0とし、GVSを呈示し始めてから2秒後の左右の移動距離を求め、GVSなし、右側陽極、左側陽極の左右の移動距離を計測した結果を図3に示す。実験データの解析では、移動距離を計測するため計測部位で最も長時間計測可能であった肩の座標を用いた。

図3の結果から、GVSを呈示していない時とGVSを呈示した時の左右の移動距離に差があり、 t 検定の結果からも有意な結果($p < 0.05$)が得られた。また、電極の極性を変更することで逆方向に誘導する事が可能であったことから、陽極に誘導される事も確認した。これは被験者全員にいえ、また高速及び低速歩行実験両方において同じ結果が得られた。この事から、GVSを用いて、高速歩行と低速歩行の両方において、左右方向の誘導が行えたといえる。

次に計測部位間での誘導タイミングを評価し、それぞれの刺激呈示から誘導効果発生までの潜時を求めた。GVSを呈示する瞬間の時間と距離を0とし、GVSなしとGVSを呈示した時の単位時間当たりの左右への平均移動距離を t 検定し、初めて5%有意になった時間を潜時とした。その際GVS呈示後の単位時間当たり

図3 高速歩行時の左右方向への移動距離(a)、低速歩行時の左右方向への移動距離(b)。

の移動距離の平均が、GVSを呈示していないときの移動距離より陽極側に値が増加した時から検定をかけた。頭、両肩の中心、両腰の中心と、両足首それぞれの潜時の結果を図4に示す。図4(a)は、被験者間での身体部位の潜時を比較した結果である。被験者毎の潜時には差があるが、頭、肩、腰、両足の身体部位毎の潜時には差が見られなかった。次にGVSの左右の極性と、身体部位間の潜時を比較すると(図4(b))、頭、肩、腰では極性による潜時の差は見られないが、両足については左右の極性による差が見られた。具体的には左側陽極時には左足の潜時が約0.4sec、右側陽極時には右足の潜時が約0.3sec長くなった。成人では通常歩行速度において1歩を約1.0secで歩行を行うため、0.3~0.4secの遅れは半歩程度の誘導発生の遅れと考えられる。このことから、GVSによる潜時では、刺激呈示時に左右どちらの足で踏み出しているかという歩行周期の影響と、GVSの極性を考慮する必要がある。

次にGVSを呈示する瞬間の左右の移動距離を0とし、GVSを呈示してから2秒後の高速歩行と低速歩行の左右の距離を比較した結果を図5に示す。ここで「GVSなし」の試行において歩行時に左右に移動してい

図4 被験者間での身体部位の潜時の比較(a)、GVS呈示から身体部位(頭、肩、腰、左足、右足)が移動するまでの潜時(b)。

図5 GVS呈示から2秒後の高速歩行及び低速歩行時の移動距離

るため、GVSを呈示した時の距離は、「GVSなし」の移動距離の差分で分析を行った。図5から高速歩行時に比べ低速歩行時に誘導される距離が長いという結果が得られた。

2.2.2 考察

実験結果から、本実験で行った高速歩行及び低速歩行においてもGVSを呈示した陽極方向に身体を誘導することが可能であった。更に、誘導を行う時の潜時については、移動距離の個人差は見られたが、頭、肩、腰、両足の身体部位間に潜時の差は見られなかった。但し個人内での潜時を比較した所、両足について呈示した極性により潜時が異なるという結果が得られた。潜時は約半歩程度の遅延であるため、1歩進むときの足の状態(歩行位相)により、GVSの影響が現れやすい位相と、影響が現れない位相があるのではないかと考えられる。

次に歩行速度における左右の移動距離の結果から、高速歩行と比較し低速歩行時はGVSにより誘導される距離が長くなる傾向が確認された。更に単位時間あたりの移動距離が長いという結果から、左右への移動距離の変化量については、高速歩行時は小さく、低速歩行時は大きいといった相関関係が見られた。これらの結果から、歩行速度により誘導される距離の変化量が異なり、歩行速度が遅くなることで、距離を増大させることが可能であると考えられる。

本結果から得られた結果と、GVSの平衡感覚への影響から、我々は以下のような仮説を得た。GVSは電気刺激を用いることで電流が流れた方向に加速度が増大し、被験者は身体が傾いたと錯覚する。この傾いたと錯覚した知覚情報を平衡感覚が検出し、その身体のパ

ランスを補正する方向(電流が流れた方向と逆方向)に身体を傾かせることで姿勢を安定しようとする。この補正をする方向に身体が傾くことで、歩行中に左右へ身体バランスが崩れ、左右方向への移動が起こるのである。

ここで歩行中は、平衡感覚は足裏からの重力の知覚フィードバックを常に受けており、歩行中の足の状態(歩行位相)によってその知覚フィードバックからの情報の大きさは変化する。具体的には右足が遊脚で、左足が着地している、また右足が着地しており、左足が遊脚である状態は、それぞれ着地している足からの知覚フィードバックが大きくなり、GVSの影響が増大すると考えられる。そこで、身体部位間でのGVSによる潜時の差が両足でのみ現れたと考えられる。また歩行速度の影響についても、高速歩行に比べ低速歩行時は片足が着地している状態の時間幅が大きくなると考えられるため、GVSの影響も大きくなる。そこで低速歩行時において、単位時間あたりの左右方向への移動距離が増加したと考えられる。このようなGVSと平衡感覚からの知覚フィードバックが変化する周期運動の関係は、他に手先運動の誘導でも検討されており、不連続の多い運動であるダーツ投擲においては、GVSによる誘導の効果は現れなかったが、連続的な周期運動である円描画課題では、誘導効果が現れたという結果が得られている[13]。

そこで次に我々は、GVSを用いたより効果的な歩行誘導を実現するため、日常的な歩行運動である人とのすれ違い歩行時の行動を分析し、歩行周期という観点から歩行者の行動プランニング及び運動生成という行動決定過程のモデル化及び、それに基づいた特定の歩行位相での誘導について検討した。

3. すれ違い歩行運動時の行動決定過程のモデル化

我々は日常様々な感覚を取り入れて運動を決定するが、歩行時にはその中でも特に環境に対する身体の変化量を検知する「視覚」、頭部の回転及び角加速度を検知する「前庭感覚」、身体各部位の相対位置関係や足裏部の圧力分布を検知する「体性感覚」に依存して行動をする[14]。その中で特に重要なものとして視覚が挙げられる。日常生活において、我々は視覚からの情報を取り入れ、その情報を基にして行動を決定する。一方で、例えばパニック状態に陥った場合、視野が狭くなり、周辺の情報が入らず行動ができなくなる時がある。結果として大きな集団に群がり、そこから小さな集団に分散することや、単独で新たな行動をする事が困難になる[15][16]。このような歩行における自由な

行動の問題は、歩行者自身がプランニングする意識的な行動に対して、適切な方向へ無意識的な視線の移動及び身体の誘導を与えることで、軽減することが可能であると考えられる。このような人の歩行運動を、外部から適切なタイミングで誘導するためには、歩行者の行動決定過程を理解する必要がある。

これまで人間の歩行や行動決定に関連する研究は数多くなされているが、その中でも混雑した会場にいる人間の群集誘導を目的とした、すれ違い行動研究がある。中村らはグループ間でのすれ違い行動を明らかにするため、博覧会などの大規模集客施設に集まる歩行者グループについて、すれ違いの際におこる行動の傾向を調査した[17]。結果として、一定数以下の歩行者グループは、対向者が多ければ多いほど大きく避ける傾向があり、一定数以上の歩行者グループである時は、数が多いほど直進する傾向があることを指摘した。しかし実際にすれ違う時に、集団がどのような環境の影響を受けているのか、また対向する集団のどの部分を観察して行動を決定し、運動しているのかといった、すれ違い時の行動決定過程については検討されていない。これらの行動原理を理解しなければ、個人を含んだ集団に対しても適切な誘導を実現することは困難である。

そこで本研究では、最も単純な状況として1対1のすれ違いを取り上げ、回避判断のタイミングや回避判断に必要な情報を明確にすることで、歩行時の行動決定過程のダイナミクスについて検討する。

3.1 すれ違い時の歩行運動のプランニング

本研究では、すれ違い行動を二つの集団及び個人の進行方向が、互いに平行かつ反対である際に起こる行動と定義する。ここでモデルを単純にするため、自己は直進しており、他者が回避するために方向を変えようとしている場合を考える。この場合、他者は自己の動きを観察し、そこから自己の回避方向についての意図推定をすることで、自身の行動プランを形成し、運動を実行していると考えられる。そこで本研究では、回避行動をとる時に必要な情報を対向者の身体情報と特定し、そこでの視線移動及び回避行動生成タイミングから、歩行運動のプランニングを検討する。

3.2 回避判断で注視する身体部位の評価

人とすれ違う時、我々は主に視覚から得られる対向者の身体的な特徴から、自己の回避方向を決定する。本実験では、回避判断時において対向者の身体部位から得られる情報を評価することで、回避判断時に注視する身体部位を特定する。

被験者は、プロジェクターから約3メートル離れた場所で対向者とのすれ違い動画を確認し、回避判断を行う。実験者が動画を再生させた後、被験者は歩行をイメージするために足踏みをし、対向者の回避方向が分かった瞬間に自分から見た相手の回避方向のボタンを押す。

使用した映像は、約300試行のすれ違い映像について身体部位をマスキングした動画である。対向者の身体部位を頭、上半身、足の3カ所に分類し、そのいずれかをマスキングした映像を用いた(図6参照)。マスキング映像を用いることで、我々が通常中心視で観察している身体部位からの情報を制限し、その制約によって発生する回避判断の遅延時間から、すれ違い判断で重要となる身体部位を特定する。使用した動画は、撮影者と対向者が同時に歩行を開始し、撮影者は直進、対向者はあらかじめ指示した方向に回避行動を行ったすれ違い映像である。映像は4名の対向者に対して、右側回避20回、左側回避を20回ずつ撮影し、回避判断を行う実験ではそれらを被験者にランダムで呈示した。

図7は、被験者3名について、マスキング映像を用

図6 すれ違い回避判断実験における足元のマスキング映像

図7 被験者が注視している対向者の身体部位(上半身、頭、足)

いた時に回避判断が最も遅れた身体部位の判断数を合計したものである。結果より、足をマスキングすると、判断時間が長くなる傾向にあった。これにより、我々はすれ違い時に足元の情報を利用して回避判断を行っているということが示唆される。更に本実験結果について、被験者毎の個人差は見られなかった。

3.3 回避判断に影響を与える歩行位相の評価

回避判断で注視する身体部位の評価実験から、我々は歩行時に主に足元を見て回避判断を行っているという結果が得られた。但し、頭や上半身をマスキングしたときにも判断にかかる遅延が起きたという結果から、足元だけで判断が不可能となった場合に、頭部や上半身を見て判断をしているのではないかと考えられる。例えば歩行時の左右の足の位置によって、回避判断を行う身体部位が異なるという事が考えられる。足を上げた時、または足を着地するタイミングは、歩行者が自身の足で歩行をコントロールする事が可能であるため、その時は対向者の足元で方向を判断することが可能である。しかし、足が着地及び上がりきっている時は、歩行者は足で方向をコントロールすることが不可能であり、対向者の足以外の身体部位、すなわち体か頭の向きで方向を判断すると考えられる(図8参照)。そこで次に、回避判断に対する、対向者の足の位置(歩行位相)の影響を評価した。

被験者は、回避判断時に注視する身体部位を特定する実験と同様、プロジェクターから約3メートル離れた所で実験を行う。被験者は、動画が流れた時に歩行をイメージするために足踏みを開始し、プロジェク

図8 回避判断実験における判断で利用する身体部位の情報量と正答率の関係図

ター上に映っている対向者の回避方向が分かった瞬間に、自分から見た相手の回避方向のボタンを押す。但しこの時、回避方向の正誤は問わない。使用した動画は、身体部位特定の実験と同様1対1のすれ違い状況を再現したものであり、4人の対向者に対して右側回避10回、左側回避10回、更に左右の踏み出す足を指示して撮影を行った。実験は被験者1人につき1日5セットを4日行い、撮影した計160試行のデータをランダムに呈示して回避判断を行った。

実験で使った動画の他に、対向者の足の位相を解析するため、対向者を横から撮影した動画を記録した。ここで5回分の実験の判断時間より平均判断時間を求め、その時間を基にして回避判断時の足の位相を求めた。足の位相は左右それぞれの足を着地、遊脚前期(踵を上げている状態)、遊脚期(足を上げている状

態)、遊脚後期(つま先を上げている状態)の4つの状態に分類し、グラフで表示する際は、「0：左足遊脚、右足着地、45：左足遊脚後期、右足着地、90：両足着地、135：左足着地、右足遊脚前期、180：左足着地、右足遊脚、225：左足着地、右足遊脚後期、270：両足着地、315：左足遊脚前期、右足着地」とした。

図9は被験者が回避判断をした時の各足の位相の判断数を、4名の対向者A. B. C. Dに分けて表したグラフである。図9(a)は、対向者が左足から踏み出した時の歩行位相毎の回避判断数であり、この場合、45°(左足遊脚後期)と135°(右足遊脚前期)の判断数が多い。一方、右足から踏み出した場合は225°(右足遊脚後期)と315°(左足遊脚前期)で判断している時が多い(図9(b)参照)。これらの結果から、足元を注視した時のすれ違いでは、歩行位相の中でも特に遊脚前期及び遊脚後期において回避判断が行われていることが示唆される。

図9 回避判断時の対向者の歩行位相(0：左足遊脚、右足着地、45：左足遊脚後期、右足着地、90：両足着地、135：左足着地、右足遊脚前期、180：左足着地、右足遊脚、225：左足着地、右足遊脚後期、270：両足着地、315：左足遊脚前期、右足着地)。対向者左足踏み出し時のすれ違い判断回数(a)。対向者右足踏み出し時のすれ違い判断回数(b)。

3.4 回避運動生成時の歩行位相の評価

3.2及び3.3の実験結果から、対向者の歩行位相によって回避判断を行う身体部位が異なる可能性が示され、回避判断に影響を与える歩行位相を分析した結果、片足が遊脚前期及び遊脚後期の場合に多く判断されていることが明らかになった。しかし、自己の行動決定過程では、自己と対向者間の距離や自己の歩行位相が影響を与える可能性がある。そこで次に我々は、モーションキャプチャシステムを使用してすれ違い時の歩行者の身体を計測し、すれ違いのための身体運動が開始されるタイミング及び歩行位相を評価した。

被験者と対向者間の距離を約5.2メートルとして、対向者が手を挙げて下ろした時点から両者同時に歩行を開始する。この時、対向者及び歩行者はともに直進する。そして、被験者は予め指示されていた左右方向に回避して、対向者はそのまま直進してすれ違う。回避距離は、被験者には対向者と衝突しそうになったら避けるように指示した。本実験では被験者3名につき、右側回避を10回、左側回避を10回ずつ計測した。

被験者は左右に回避する際、直進方向に対して左右の速度ベクトルが大きく変化する。本実験では、足首の左右方向の速度が100mm/s以上移動した時を運動生成タイミングとして評価した。図10は各回避方向における運動生成タイミングでの歩行位相の頻度を3名の対向者A.B.Cに分けて表したグラフである。本実験では、位相を遊脚前期、遊脚、遊脚後期、着地の4位相に分類し、3.3の実験と同様に0～315の値でグラフに表した。図10(a)は、被験者が左側に回避運動を行った瞬間の歩行位相であり、左足が遊脚から遊脚後

図10 左側回避の運動生成時の歩行位相(a), 右側回避の運動生成時の歩行位相(b)

期, また右足が遊脚から遊脚後期において運動生成を行っている。一方で図10(b)は右側に回避運動を行った瞬間の歩行位相であり, こちらも同様に左足が遊脚から遊脚後期, また右足が遊脚から遊脚後期において運動生成を行う場合が多い。以上より, 回避運動を生成する瞬間での歩行者の足の位相は, 主に遊脚から遊脚後期であることが示された。

3.5 考察

3.2及び3.3の実験結果より, 我々はすれ違い行動を行うとき, 主に対向者の足元を注視し, 更に対向者の特定の歩行位相で回避判断を行っていることが明らかとなった。更に回避判断時の歩行位相の結果から, 歩行者は, 対向者が足の方をコントロールできる遊脚前期及び後期においては, 足元の情報から回避方向を判断する。しかし, 足の方をコントロールすることが困難な着地時及び遊脚期においては, 歩行者は足だけの情報では対向者の回避方向の意図を推定することが困難であるため, 自身の回避判断ができない。その時は, 対向者の胸元や顔の向きによって, 回避方向を判断すると考えられる。

更に3.4の実験結果より, 我々がすれ違うための回避運動をする際にも歩行位相の影響を受けていることが明らかとなった。具体的には遊脚期から遊脚後期の位相で回避運動を生成しており, 足を着地する前の瞬間で足先の方を制御していると考えられる。

これらの結果から, すれ違い行動時に回避判断を行うための対向者の身体部位の情報及び, 回避判断タイミング, また回避運動生成といったすれ違い行動の行動決定過程に対して, 歩行位相が影響しているということが示唆された。

4. 歩行位相モデルに基づいた歩行者の誘導

本研究は, 意識下での人間の歩行誘導を目指し, 第2章において, 前庭感覚刺激の錯覚で生じる身体運動の変化を用いた歩行誘導実験を行った。実験を行った結果, 歩行誘導では, 刺激開始から誘導が始まるまでの時間(潜時)について, 歩行速度及び身体部位間での差はないが, 個人差が見られた。これにより, 刺激タイミングの個人適応が必要であることが明らかになった。次に歩行速度と左右方向への移動距離の関係を評価したが, 低速歩行時には単位時間当たりの移動距離が長く, また高速歩行時には単位時間当たりの移動距離が短いということが確認された。また個人内の各身体部位における潜時を比較した所, 両足についてはGVSを呈示したときの極性が潜時の長さに影響を与えた。これらの結果から, 前庭感覚刺激は歩行中の重力の知覚フィードバックの影響を受けており, 特に影響を強く受けやすい片足が地面と接地していない遊脚期において誘導効果が大きくなるといった仮説が得られた。そこでGVSによる誘導効果に影響を及ぼす歩行位相を明らかにするため, 歩行者の歩行位相に基づいた行動決定過程を議論することが必要となった。

4.1 歩行位相に基づいた行動決定過程

第3章において, 歩行運動の行動決定過程の理解を目指し, 1対1のすれ違い状況での行動計測実験を行った。具体的には, すれ違い時の対向者の身体部位(頭, 上半身, 足)をマスクした映像を用いて回避判断実験を行い, 回避判断で注視する対向者の身体部位を明らかにした。実験より, 我々がすれ違い行動を行う際に, 対向者の足の位相により視線を向ける身体部位が異なる, また歩行者自身が回避判断をするタイミングは, 対向者が着地する前後の足の位相(遊脚前期及び後期)に影響を受けるということが明らかとなった。また我々が回避運動を行うタイミングについても, 自身の歩行位相の影響を受けており, 足裏からの知覚フィードバックが大きい遊脚及び遊脚後期と

図11 歩行行動決定過程のダイナミクス

いった足を着地する前であることが明らかになった。

このような周期運動に基づいた行動決定過程のダイナミクスは、今回行った人とのすれ違いという特定の状況だけではなく、我々の歩行運動一般で行われている過程であると考えられる。我々は歩行をする際、脊髄に存在するCPG(Central pattern generator)を利用し、リズムカルな歩行運動を生成する[18]。この歩行リズムを利用することで、平地や階段、また人混みや初めて歩く場所においてもスムーズで安定した歩行をすることができる。今回実験を行ったすれ違いという状況においても、我々は他人がどのように動くのかをあらかじめ知らなくても安定して歩くことができる。これは我々が実時間で歩きながら人の動きを予測し、避け方を計画しながら行動しているからである。

そこで今回行った研究からモデル化した、歩行運動の行動決定過程を図11に示す。まず我々は歩行することで変化する外部環境、もしくは他者に関する大量の感覚情報を得る。その情報から自分自身と環境との相互作用を考え、状況及び他者について理解をする。そこから必要な意思決定と行動のための運動指令を作り出し、運動を生成する。ただし歩行は静的なものではなく、移動を伴ったダイナミックな過程であるため、我々が行動決定した運動が直接環境に働きかけ、その結果環境からのフィードバックとして新たな感覚情報を得る。受け取った感覚情報は次の行動を呼び起こし、新たな運動が生成されるのである。

4.2 行動決定過程における前庭感覚刺激の影響

ここで今回誘導刺激として取り上げた前庭感覚刺激は、通常我々が意識してコントロールを行わない平衡感覚に影響を与える感覚入力であり、入力された信号に対して運動パターンがある程度定型化していると考えられる。そのため、我々が外部環境に対して持つ

ている内部モデルに影響を与えずに、誘導が可能であると考えられる。しかし歩行時においては、我々はより重要な感覚情報として、視覚情報を利用している。視覚は、歩行時において行動を生成する際に反射的な行動をとるのみならず、経験に基づき内部モデルを構築し、それに基づく予測を行いながら行動を生成する。そのため視覚情報が我々の行動、更には意思決定に対しても影響を与え、歩行ダイナミクスが変化する。この視覚情報に基づいた内部モデルの調整と、歩行ダイナミクスへの影響が最も強く表れたのが、回避判断を行う遊脚前期及び後期という歩行位相であると考えられる。更に第2章で述べた前庭感覚刺激の歩行速度に対する影響においても、視覚情報により前庭感覚刺激による身体運動の変化を補正する新たな運動指令が生成され、それが歩行位相に影響するため、歩行速度による誘導効果の違いが現れたのではないかと考えられる。具体的には、前庭感覚刺激により錯覚が起きた左右方向への重心バランスの歪みが、身体内部から得られる情報として視覚に影響を与え、その外乱を補正するような新たな内部モデルを構築することで新たな行動のための指令を作り出し、運動を生成する。この運動生成を行う遊脚から遊脚後期は、重力からの知覚フィードバックの影響が大きくなり、特にその歩行位相の時間幅が大きい低速歩行時には、新たな運動の効果が大きくなると考えられる。

これらの歩行時における行動決定過程から、前庭感覚刺激を含めた意識下に影響を与える誘導デバイスを効果的に利用するためには、視覚情報から得られた内部モデルの形成に影響を与えないことが重要であると考えられる。例えば今回取り上げた対向者とのすれ違い歩行では、対向者の遊脚前期及び遊脚後期に対向者の回避方向を判断した後に前庭感覚刺激を呈示し、視覚情報から得た行動決定及び運動生成の内部モデルに影響を与えずに、運動パターンが定型化している平衡感覚のみに影響を与えて誘導するということである。これにより、前庭感覚などの意識下に影響を与える誘導デバイスの効果を最大限に引き出し、更に前庭感覚刺激については知覚された平衡感覚を修正することで行動が誘発されるため、平衡感覚への影響を強調することでより大きな修正運動が生成されると考えられる。

5. おわりに

本研究でおこなった、前庭感覚刺激などの知覚刺激を用いた人間の感覚-運動モデルの研究は、心理学、認知科学、スポーツ科学の分野、更に誘導という観点では建築工学等でも研究が行われている。ただしこのような分野の多くは、意識的な知覚刺激を用いた研究

であり、本研究で目指した意識下で効果が現れる知覚刺激を用いた研究例はまだ少ない。

無意識的な誘導を利用することは、感覚入力に対して運動パターンがある程度定型化しているという理由から、人の環境に対する適応機能を向上させることにも繋がり、意識するために必要な注意資源を減少させることができると考えられる。一方で、今回取り上げた歩行時における前庭感覚刺激と視覚刺激のように、人間の意思及び行動決定に強く影響を与える感覚情報が、他の感覚情報によって構築された内部モデルに干渉し、身体に対する拘束を生むことでその運動効果を減少させるということが起きる。このように、我々は様々な感覚情報を用いて環境に適応した行動を生成しており、その影響も対象となる運動で変化すると考えられる。今後もこのような知覚-運動ダイナミクスの元での各感覚の特性を考慮したモデルの構築及び、知覚刺激を利用した人の誘導を検討したい。

謝辞

本研究は、JST CREST「先進的統合センシング技術」の補助を受け遂行されたものである。ここに謝意を表する。

参 考 文 献

- [1] 高橋雅人, 林貴宏, 尾内理紀夫: “振り” の練習を支援するインタラクティブシステム, インタラクション 2004 論文集, 情報処理学会シンポジウムシリーズ, Vol.2004, No.5, pp.97-104, 2004
- [2] 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大会論文集, 8, pp.339-342, Sep.2003
- [3] Richard C. Fitzpatrick and Brian L. Day: Probing the human vestibular system with galvanic stimulation, J Appl Physiol 96: 2301-2316, 2004
- [4] 内野善生: めまいと平衡調節, 金原出版, 2002
- [5] 深田栄一, 井上四朗: 生体電気刺激, 共立出版株式会社, 1989
- [6] 永谷直久, 杉本麻樹, 北崎充晃, 稲見晶彦: 前庭感覚電気刺激の視界に及ぼす効果, 電子情報通信学会技術報告, MVE2006-12, pp.85-88, 2005
- [7] J. P. Bresciana, J. Blouina, K. Popovb, C. Bourdina, F. Sarlegnaa, J. L. Verchera, G.M. Gauthiera: Galvanic vestibular stimulation in humans produces online arm

movement deviations when reaching towards memorized visual targets, Neuroscience Letters, 318, pp.34-38, 2002

- [8] 安藤英由樹, 渡邊淳司, 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
- [9] 前田太郎: 身体活用インタフェース, The Japanese Journal of Psychonomic Science, Vol.24, No.1, pp. 100-106, 2005
- [10] Guedy F E: Psychophysics of vestibular sensation, Handbook of Sensory Physiology VI/2. Part 2. Vestibular System Psychophysics Applied Aspects and General Interpretations, pp.1-154, Springer-Verlag, 1974
- [11] T. Murofushi, S. Iwasaki, H. Ozeki, M. Ushio, Y. Chihara: Tone burst-galvanic ratio of vestibular evoked myogenic potential amplitudes: a new parameter of vestibular evoked myogenic potential?, Clin Neurophysiol, 118 (8), pp.1685-1690, 2007
- [12] Y. Chihara, S. Iwasaki, M. Ushio, T. Murofushi: Vestibular-evoked extraocular potentials by air-conducted sound: another clinical test for vestibular function, Clin Neurophysiology, 118 (12), pp.2745-2251, 2007
- [13] N. Watanabe, T. Omori: Trigger Model for Guiding Arm Movement in Circle Drawing, Proc. IEEE&INNS/FUZZ'10 (WCCI'10), pp.18-23, 2010
- [14] 樋口貴広, 森岡周: 身体運動学-知覚・認知からのメッセージ, 三輪書店, 2008
- [15] 浅野美帆, 桑原雅夫, 田中伸治: 混雑時におけるミクロ歩行者流動モデルの構築, 第 5 回 ITS シンポジウム講演集, 2006
- [16] Natalie Fridman, Gal A. Kaminka: Towards a Cognitive Model of Crowd Behavior Based on Social Comparison Theory, AAAI 2007, pp.731-737, 2007
- [17] 中村怜史, 村田和人, 渡辺仁史: 博覧会におけるすれ違い行動に関する研究, 日本建築学会大会学術講演梗概集 (関東), 2006
- [18] 土屋和夫, 高草木薫, 萩原直道: 【シリーズ移動知】第 2 巻 身体適応-歩行運動の神経機構とシステムモデル, オーム社, 2010

(2010年 5 月16日 受付)

(2011年12月29日 採録)

[問い合わせ先]

〒194-8610 東京都町田市玉川学園6-1-1

玉川大学脳科学研究所

渡邊 紀文

TEL: 042-739-8672

FAX: 042-739-8672

E-mail: norifumi@lab.tamagawa.ac.jp

著者紹介

わたなべ のりあき
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, 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, 近年は, 眼球運動及びモーションキャプチャ計測等を行い, 人間の錯覚を利用した行動誘導について模索している。日本知能情報ファジィ学会, 日本神経回路学会, 人工知能学会各会員。

みま ひろあき
三門 裕明 [非会員]

2010年玉川大学工学部メディアネットワーク学科卒業, 現在玉川大学大学院工学研究科電子情報工学専攻修士課程在学中, 歩行者の誘導を目指した行動決定過程の研究に従事。

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, 87年東京農工大学工学部講師を経て88年より同助教授, 98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4月より玉川大学教授, 現在にいたる。博士(工学)。この間, 89-90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。計測自動制御学会, 日本認知科学会, 日本神経回路学会, 電子情報通信学会などの会員。

Guiding Effect of Human Waking and Behavioral Decision Model by Galvanic Vestibular Stimulation

by

Norifumi WATANABE, Hiroaki MIKADO and Takashi OMORI

Abstract :

We decide and execute our action from many types of environmental information in our daily lives even if we are not conscious of being guided. Galvanic Vestibular Stimulation (GVS) is known as a method of giving influence on sense of equilibrium. The vestibular system is stimulated by a weak current through an electrode placed on the mastoid behind the ear. In this paper, we had a motion guidance experiment of walking by using GVS to evaluate the effect. Next, we experimented on the behavioral decision process in human walking phase so that the GVS might influence it more effectively. We make an experiment to judge the avoidance direction by watching the masking movie of oncoming person's body part. From this result, the avoidance judgment is possible because the traveling direction can be controlled by the leg when the leg is lifting and landing. It was clarified that oncoming person's walking phase is important in the behavioral decision in collision avoidance. So we propose the behavioral decision model based at the walking phase.

Keywords : Galvanic Vestibular Stimulation, Walking Guidance, Collision Avoidance, Behavioral Decision

Contact Address : **Norifumi WATANABE**

Tamagawa University Brain Science Institute

6-1-1, Tamagawa Gakuen, Machida-shi, Tokyo, 194-8610, JAPAN

TEL : 042-739-8672

FAX : 042-739-8672

E-mail : norifumi@lab.tamagawa.ac.jp