

前庭感覚インタフェース技術の理論と応用

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

人間の平衡感覚（重力感覚や加速度感覚）に人工的に影響を与える方法として前庭電気刺激が知られている。前庭電気刺激は耳の後ろ（頭部乳様突起部）に装着された小型電極から微小電流を流すだけで、装着者に物理的な加速度を与えることなく平衡感覚に対して影響を与えることが可能であり、小型軽量インタフェースとして実装が可能である。本論文では、インタフェースを実装するうえでの設計指針を記すとともに、インタフェースとしての応用について、装着者への情報支援、前庭感覚付与による没入感・臨場感の向上、前庭感覚を含めたコミュニケーション、という3つの視点から実現例を含めて示す。

Theory and Applications of the Vestibular Sensation Interface

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

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. Using GVS, we can realize a small and concise interface for affecting vestibular sensation. In this paper, we describe design theory of proposed GVS interface and novel applications from the following point of views, firstly information support, secondly improvement of sense of presence, thirdly communication media.

1. はじめに

これまで、視聴覚を通じて情報提示を行うインタフェースの研究が多くなされてきた¹⁾。これらの視聴覚インタフェースでは、人間が提示された言語や図形情報を解釈してはじめて、行動へ反映されるものであった。一方、人間の運動を直接的に指示するインタフェースとして、力覚を利用したものも提案されている²⁾が、これらのインタフェースも直接的に運動へ働きかけるというよりは、人間が力覚を知覚し、それに対して行動を起こすというものであった。それらに対して筆者らは、直接的に人間の行動へ働きかける情報提示手法として、耳の後ろに微弱な電流を通電

することによる、人間の前庭感覚への刺激（Galvanic Vestibular Stimulation, 以下GVS）を利用したインタフェース（図1）を提案してきた^{3),4)}。本論文では、前庭感覚インタフェースを実装する上での原理と設計指針を示し（2章, 3章）、そのインタフェースとしての応用について、装着者への情報支援、前庭感覚付与による臨場感の向上、前庭感覚を含めたコミュニケーションという視点から述べる（4章）。

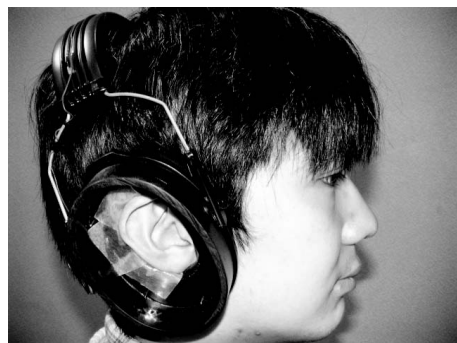


図1 前庭感覚インタフェース

Fig. 1 Vestibular sensation interface.

[†] 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

^{††} 独立行政法人科学技術振興機構さきがけ
PRESTO Japan Science and Technology Agency

^{†††} 電気通信大学知能機械工学科
Department of Mechanical Engineering and Intelligent Systems, The University of Electro-Communications

2. 前庭感覚メカニズムと GVS

本章では、前庭感覚のメカニズムおよびインタフェースの情報提示原理について述べる。前庭感覚とは、加速度を検出する受容器から構成され、主に人間の平衡感覚を司る感覚である。前庭器官は三半規管および耳石器内にある卵形嚢、球形嚢中の有毛細胞によって構成されている（図2）。三半規管では3軸の回転角加速度を受容し卵形嚢、球形嚢では直線加速度を受容している⁵⁾。

前庭感覚への刺激は、これまで、医療分野では、前庭疾患の検査のために使用されており、古くは外耳道に温水や冷水、もしくは温風や冷風を注入し、身体動揺と視覚への影響（眼振等）の有無によって前庭感覚の検査が行われていた⁶⁾。近年は、電気性身体動揺検査（GBST）と呼ばれる、耳の後ろに電気刺激を加えると身体が一方に傾く現象を利用した検査も行われている⁶⁾。この現象は右耳へ正方向の電流を流すと、身体は右側に傾き、左耳へ正方向の電流を流すと左側に傾くというものであり、この検査によって障害が内耳にあるのか前庭神経以降にあるのかを識別することが可能である。また、この電気刺激を用いた前庭感覚刺激について、歩行軌跡や車イスの軌跡⁸⁾への影響を調べた研究も存在する。このほかにも人間の認知座標系に対する影響を検証する研究⁹⁾や、眼振についての研究¹⁰⁾も行われていた。しかしながら、この前庭感覚に対する電気刺激を情報提示インタフェースとして利用しようとする試みはこれまで行われていなかった。一方で、バーチャルリアリティなどの分野における前庭感覚提示インタフェースの研究は、モーションベッドと呼ばれる傾角を制御可能な台座を利用して行われていた¹¹⁾が、大掛かりな装置を必要としていた。本研究で提案する前庭電気刺激を利用したインタフェースは、医療分野で使用されている信頼性の高い情報提

示原理を利用することによって、小型かつウェアラブルな情報提示インタフェースとして実現が可能である、

3. 前庭感覚インタフェースの設計指針

本章では、はじめに前庭感覚インタフェースの装置構成および実装について述べ、次いで、インタフェース技術の設計指針を構築するために、前庭感覚刺激の、1) 知覚に対する影響、2) 行動に対する影響について調べる。設計指針構築にあたっては、特に前庭感覚への刺激量（電流量）と知覚・行動に対する影響および、その効果の個人差について調べる。

3.1 前庭感覚インタフェースのデバイス

本節では以後の実験、応用例で使用した前庭感覚インタフェースの実装について述べる。インタフェースは図1に示すようなヘッドセットの耳の後ろ（頭部乳様突起部）に電極を装着したものであり、小型制御回路によって電流を制御した。試作刺激提示装置の重量は、頭部の電極とその固定部が約150g、電源バッテリーを含む制御回路が約300gと軽量であり、装着時に行動を阻害する影響は少ないと考えられる。インタフェースで使用している電極は、装着が簡易かつ耐久性のあるゲル電極（タキロン社ゲルロードAD-S1）を用いた。電極の面積は左右それぞれ16cm²程度である。ゲル電極は電極そのものに粘着性があり固定用の補助バンドなどを必要としないが、歩行など長時間の装着を前提としているために、脱落を防ぐようにヘッドセットに付加する形で実装している。前庭感覚への刺激は、数mA程度の電流を頭部に通電することによって行われる。電流制御回路の回路図を図3に示す。回路は高圧電源（300V）、定電流制御部（カレントミラー回路）、電流方向制御部（Hブリッジ回路）、電流波形制御部（Microchips PIC18F252と14bit DAコンバータ）から構成される。電流制御回路の電源電圧は、皮膚インピーダンスと電流量の関係から300Vとした。回路は電流の極性、電流量を10kHzの更新レートで任意に指定可能である。

前庭電気刺激を行う際、直接的に前庭器官に対し電極を埋め込むことは侵襲性が高く現実的でないことから、皮膚を経由して電気刺激を行っている。しかしながら、皮膚に対して電気刺激を行った場合、チクチクした感じ（ticklish）が皮膚表面で起きることがある。インタフェースの実装においては、これらのチクチク感を極力抑えつつ、効果的に前庭感覚刺激を行うことが望ましい。電気刺激によるチクチク感は主に、皮膚近傍の触覚・痛覚受容器によるものと考えられるが、この受容器が反応する刺激周波数は約2Hz程度から

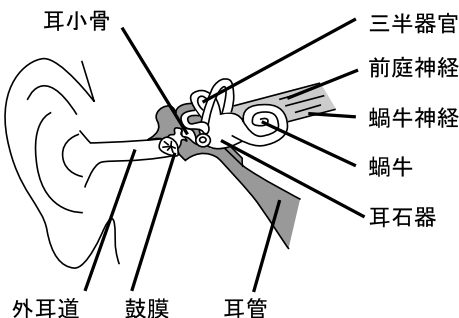


図2 前庭器官周辺概略図

Fig. 2 Outline image of vestibular system.

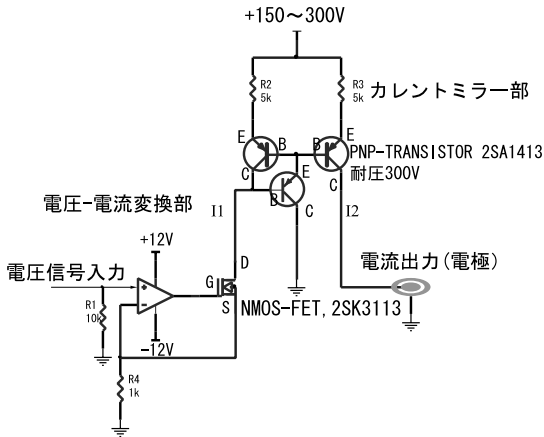


図3 電気刺激回路

Fig. 3 Electric stimulation circuit.

とされている¹³⁾。そこで、通過帯域 1 Hz の IIR 低域通過フィルタを波形制御部に実装し、チクチク感を抑制した。そのため、電流時間変化の波形は、ステップ状に目標電流を入力した場合は、フィルタによって急激には電流量は変化せず、徐々に目標電流まで電流量が増加する。周期的な波形 (Sin 波形) を入力した場合 (4.2 節のリズム感やダンス共有の応用例の場合) には、通過帯域以上では大きく減衰し、通過帯域近傍では位相が遅れた波形になる。チクチク感は、電極と皮膚の接触抵抗と電流量にも強く依存する。電極の形状は図 1 にあるように耳の後部付け根 (耳たぶから上対踵脚の付け根まで) に広く接触するようにした。接触面積が広いほどチクチク感は低減されるが、前頭部へ広がるほど前庭以外の神経に電流が漏れ、意図しない味覚等が発生する。電流量については、予備実験において、刺激の有無の正答が 50% になる電流量が約 1.6 mA であったことから⁷⁾、以後の実験および、応用例について電流の上限値は 1.6 mA とした。

3.2 前庭電気刺激が知覚に与える影響

本節では、前庭感覚の刺激量 (電流量) を変化させた場合、どの方向にどの程度の割合で「自身が傾いた感覚」が生じるかを調べる実験を行った。

実験においては、前節で述べた定電流制御が可能な前庭感覚インタフェースを使用し、被験者に右から左 (右が陽極) もしくは左から右 (左が陽極) に電流を与え、その際に「どちらの方向に自身が傾いたと感じたか」を回答させた。刺激の電流量は右向き・左向きの 2 方向に 1.5, 1.0, 0.5 mA の各 3 種類、計 6 種類に設定した。また、先述したように急峻な電流変化は皮膚を強く刺激する。そこで、実験では立ち上がり立ち下がりに時間を持たせた台形状の波形によって前

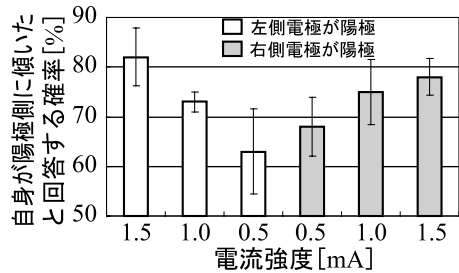


図4 “陽極側に自身が傾いた” 回答と電流量の関係

Fig. 4 Relation between answer of “pushed to the anode side” and the current value.

庭電気刺激を行った (詳細は後に述べる)。

実験手順は以下のとおりである。被験者はインタフェースを装着後、目隠しをした状態で、ロンベルグ立位 (つま先、踵を揃えて直立) を行う。そして、前庭電気刺激の電流量の値は開始音から時刻 0 ms から 500 ms 間に 0.0 mA から設定された電流量の値まで線形に増加し、その後 3,000 ms 間設定値に保持され、その後 500 ms 間で 0.0 mA まで線形に減少させる台形状の波形によって被験者に与えられる。被験者はその際自身が傾いたと感じた方向を右・左の二肢強制選択で答えた。試行数は各電流量で 20 試行、合計 120 試行とし、電流の方向・電流量はランダムで提示した。また、各試行ごとに 1 min 程度の間隔をおいた。被験者は著者 1 名を含む成人男性 5 名である。

この実験の結果として、陽極側に自身が傾いたと知覚する確率と電流量の関係を図 4 に示す。縦軸は陽極側に自身が傾いたと知覚する確率、横軸は電流量の値である。グラフの高さおよびエラーバーは被験者 5 名の平均および標準誤差を示す。すべての電流量において、陽極側に自身が傾いたと知覚する確率が 50% を超えており、前庭電気刺激によって、自身の傾きの知覚が陽極側に变化したことを示している。また、左右電流方向によらず、電流量の絶対値に比例して陽極側に自身が傾いたと知覚する確率が高くなっている。この傾向は個人間においても大きな差はなく、ほぼ同等の傾向が観察された。

3.3 前庭電気刺激が行動に与える影響

人間は前庭感覚に変化が生ずると反射として体の重心バランスを制御し、足が自然にバランスをとる方向に踏み出される。そのため、歩行中に前庭電気刺激が与えられると、バランス補正動作が誘発され、歩行方向が变化する。この現象を利用すると、付与する電流方向や電流量を制御することで、任意の方向へ歩行を誘導することが可能となる⁸⁾。そこで本節では、前庭感覚の刺激量 (電流量) を変化させた場合、どの方向

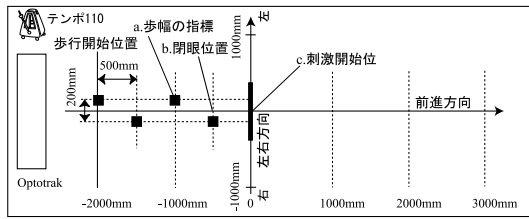


図 5 実験条件
Fig. 5 Experimental conditions.

にどの程度の割合で、歩行方向（空間）に影響を与えるか、また前庭感覚の刺激を加えてからどの程度の時間で影響が生じ始めるかを調べる実験を行った。

実験においては、前節で述べた定電流制御可能な前庭感覚インタフェースと 3 次元位置計測器を使用し、歩行中に被験者に右から左（右が陽極）もしくは左から右（左が陽極）に電流を与え、そのときの歩行軌跡を記録した。刺激の電流量は前節の実験と同様に右向き・左向きの 2 方向に 1.5, 1.0, 0.5 mA の各 3 種類、計 6 種類を設定した。電流波形についても前節と同様に台形波形を用いた。

実験手順は以下のとおりである。被験者は前庭感覚インタフェースを装着し、3 次元位置計測 Optotrak (NDI Inc.) のためのマーカーを首の後ろに取り付けた。被験者は実験室を約 5 m を歩行する (図 5 参照)。このとき、同歩幅、同側足の条件で実験を試行するために、はじめの 4 歩は床に貼られた指標 (図 5 a) を踏むように、また、4 歩以降は閉眼 (図 5 b) するように指示した。歩調はメトロノーム (Tempo 110) に合わせるようにし、視線や首の向きは、1 歩先 (足下から 50 cm 先) を見るように、そして、閉眼後も同じ姿勢を維持するように指示した。歩行開始から 2 m 歩いたところ (図 5 c) から被験者に電気刺激を開始する。電流波形は前節の実験同様時刻 0 ms から 500 ms 間に 0.0 mA から設定された電流量の値まで線形に増加し、その後 3,000 ms 間設定値に保持され、その後 500 ms 間で 0.0 mA まで線形に減少させる台形状の波形によって被験者に与えられる。電流量の設定値は 6 種類各 10 回をランダムに出現させ、計 60 試行を計測した。被験者は著者 1 名を含む成人男性 5 名である。

前庭電気刺激が被験者の行動に与える影響として、まず、歩行中に前庭電気刺激を行った場合の空間的な影響について議論する。具体的な電流量と歩行方向変化の関係の例を図 6 に示す。図 6 は被験者 1 名の各電流量の 1 試行分をプロットしたものである。横軸は前進方向の移動量、縦軸は左右方向の移動量 (左方向を正) である。刺激開始点から 1 m 程度進んだとこ

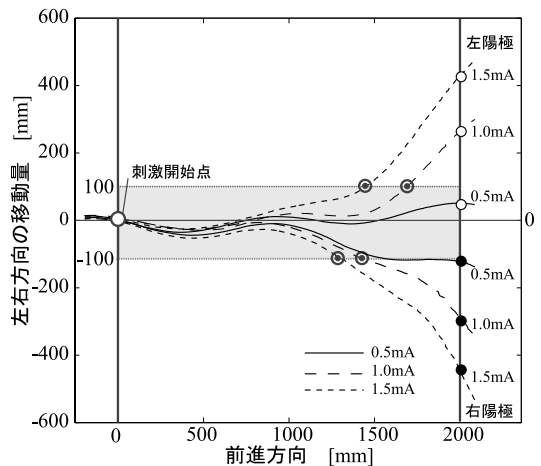


図 6 歩行状態への前庭電気刺激の影響 (被験者 H.A.)
Fig. 6 Influence of GVS during walking.

ろから、電極の陽極側に歩行方向が変化し、変化量は電流量に比例している傾向が見てとれる。この傾向について定量的に議論するために、前進方向 2,000 mm 地点における被験者の左右方向の移動量 (図 6 の横軸 2,000 mm 上の および の縦軸の値) を指標とし、個人内および個人間で比較を行った。図 7 に全被験者 (a) ~ (e) の結果とその平均値 (f) をを示す。グラフの高さおよびエラーバーは各電流量ごと 10 試行の平均、標準誤差である。縦軸は左右方向の移動量を示し、横軸は電流量を示す。図 7 の (a) ~ (e) どの被験者も、全試行において陽極方向に歩行軌道が変化し、電流量にほぼ線形に比例して移動量が大きくなる傾向が見られた。また、個人内では分散傾向は小さいことが見てとれる (図 7 の (b) 被験者 G.Y. は、つねに右方向に変位を持つ傾向があり、前庭電気刺激によりこれが抑制されている)。一方で、同じ電流量であっても左右方向への移動量は個人ごとに異なり、その差が倍近くある場合も見られた (たとえば、図 7 の (a) と (b) の比較をした場合)。

次に、歩行中に前庭電気刺激を行った場合の時間的な影響について議論する。図 6 において、刺激が開始されてからすぐに歩行方向が変化し始めるわけではなく、およそ 2 歩分程度の潜時が見られる。また、電流量によっても変化し始めるまでの時間に影響があると考えられる。そこで、この傾向について個人内および個人間で比較するために、電流量が 1.0 mA, 1.5 mA (陽極は左右それぞれ) のとき、刺激開始時刻 (0 ms) から陽極電極側への移動量が 100 mm を超えたときの時刻 (図 6 の の時刻) について、それぞれ 20 試行 (方向に関係なく、左右それぞれ 10 試行ずつ合算

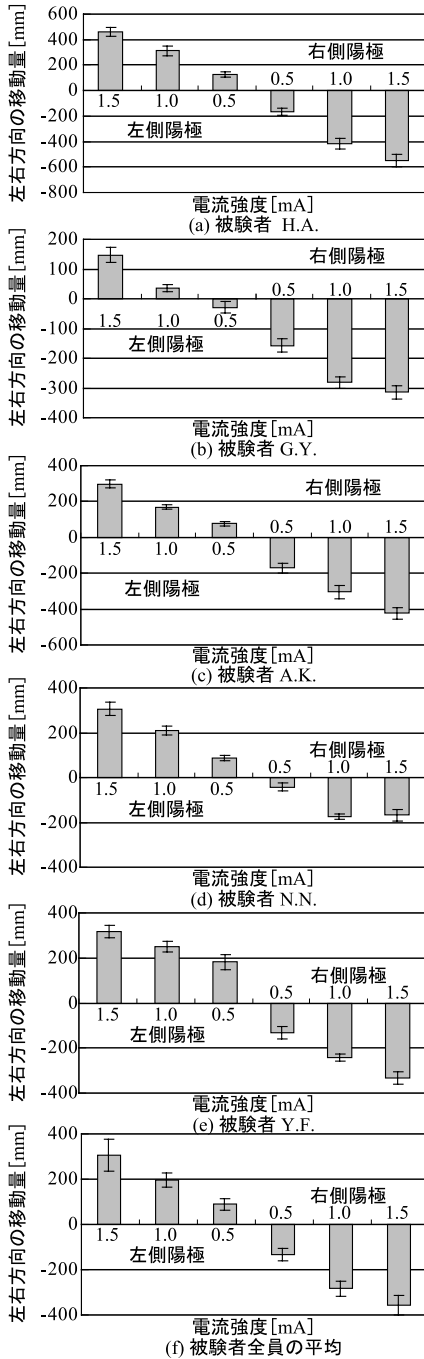


図 7 前庭電気刺激による左右方向の移動量
Fig. 7 Right and left deflection by GVS.

した)の平均と標準誤差を計算した。図 8 に全被験者とその平均を示す。

図 8 の結果から、前庭電気刺激を行ってから実際に効果が現れるにはおよそ 1,000 ms から 2,000 ms の潜時があることが見てとれる。この潜時は歩数にしてお

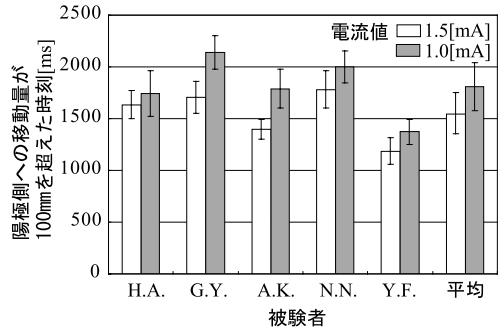


図 8 前庭電気刺激の潜時
Fig. 8 Latent time of GVS effect.

よそ 2~3 歩に相当する。また、この潜時は個人内では大きなばらつきを持たない一方で、個人間においては 500 ms 以上の差が見られた(たとえば被験者 G.Y. と Y.F.)。

3.4 実験の考察

3.1 節の実験では、前庭電気刺激によって“自身が傾いた感覚”が電極の陽極側に電流量に比例して強く知覚されることが確認された。また、この傾向は、すべての被験者で観察された。

3.2 節の実験では、歩行中に前庭電気刺激を行うことで電極の陽極側に電流量に比例して強く歩行方向が曲がることを確認された。この傾向は、被験者間で共通であるものの、その曲がる量には差異が見られた。つまり、同じ電流量であっても個人ごとにその効果に大小があった。また、前庭電気刺激を行ってから、実際に効果が表れるまでに、1~2 s 程度の潜時があることが確認された。この傾向は、被験者間で共通であったが、被験者間には 500 ms 以上の差異が見られた。

移動量(空間的)においても潜時(時間的)においても被験者間では効果の差異が見られた。これについては 2 つの仮説が立てられる。1 つは左右の電極から頭部に電流を流す場合に、実際に前庭感覚器官を通過する電流だけではなく頭部の形状に依存した漏れ電流があり、これによって、前庭感覚器官を通過する電流が異なっているという可能性である。2 つめは前庭感覚器官を通過する電流が同じであっても、知覚される、あるいは前庭反射に作用する大きさが、個人ごとに異なる可能性である。これらについては今後、原因を調べる必要がある。一方で、他者間に同一の効果をもたらすためには、個人ごとに電流量に対する前庭反射の度合いの係数を設定すればよいと考えられる。そのために、重心動揺計などで電流量に対する前庭反射の度合いの計測や、前庭反射でよく知られている脚部ふくらはぎの中のヒラメ筋の筋活動量と電流量の関係等を

検討する必要がある。

前庭電気刺激の効果は電流量に比例して大きくなる。一方で、前述したように皮膚電極を利用している以上、皮膚上で分極等が起こるため皮膚への不快な痛覚となり、使用できる電流量には限界がある。前述したように皮膚刺激が気にならない電流量は 1.6 mA 程度であり、この電流量の値以下で刺激することが望ましいことを考えると、本論文で提案するインタフェースでは刺激を与えてから約 1 m（およそ 2~3 歩）の潜時を必要とし、その後 1 m ごとに左右方向へ 30 cm 程度の移動させることが可能であるといえる。

前庭電気刺激が知覚と行動に与える影響について、“自身が傾いた感覚”の知覚が電流方向に対して全試行正答することはなかったのに対して、歩行中の電気刺激によって歩行方向が陽極側へ曲げられる効果は全試行において確認された。つまりこれは、従来のインタフェースのように指示を意識的に認識して行動を変化させるのではなく、行動に直接働きかけるインタフェースであるといえる。

4. 前庭感覚インタフェースの応用

本章では前庭感覚インタフェースの応用を、以下の 3 つの視点から分類し、その実現例を示す。

- モノと人間のインタフェース：何か目的を持ってモノと関わる時（作業時）の情報支援を目的とする。
- 環境と人間のインタフェース：バーチャル環境の中に没入する感覚、臨場感の向上を目的とする。
- 人間と人間のインタフェース：コミュニケーションのための新たな情報媒体の形成を目的とする。

これまでのインタフェース研究を人間との関係性から分類すると、モノと人間のインタフェース、環境と人間のインタフェース、人間と人間のインタフェースという 3 つに分類できると考えられる。モノと人間のインタフェースというのは、人間が作業（行動）を行う際、その作業対象のモノ（もしくは行動）に対して、その状況に合わせた情報を提示してやり、その作業の効率化を行うものである。たとえば、展覧会会場における展示物の情報支援などや、歩行ナビゲーションシステムはその例である。前庭感覚刺激は解釈を必要としない、直接的行動支援が可能であり、より効率的な情報提示を実現できると考えられる。

環境と人間のインタフェースとは、バーチャルリアリティやゲームにおいて、その人工的な現実感・臨場感の向上を目的とするものである。これまでは、立体視、立体音響等を含めた視聴覚が主に使用されていたが、視聴覚だけでなく前庭感覚を同時に利用すること



図 9 GVS を利用した危険回避の例
Fig. 9 Avoidance of danger using GVS.

で、マルチモーダルの情報整合性が実現され、没入感・臨場感が向上すると考えられる。

人間と人間のインタフェースとは、コミュニケーションを促進することを目的とし、これまで、視聴覚情報だけでなく力覚やジェスチャを伝えるインタフェースも提案されてきた。一方、前庭感覚の伝達は、自身の内的感覚の伝達というこれまでにないコミュニケーション形態であり、コミュニケーションの質的拡大をもたらす可能性がある。以上、本章では、この 3 つの視点から前庭感覚刺激のアプリケーションについて実現例を含めて記す。

4.1 前庭感覚刺激による情報支援インタフェース

この節では前章で述べた前庭電気刺激による歩行誘導技術の実現について、前庭感覚刺激を利用した情報支援インタフェースという観点から議論する。これまでの、歩行中における情報支援は、主に、携帯電話や PDA を使用して GPS 情報と地図情報を取得し、効率的に目的地へ到達することを目指したものであった。しかしながら、このシステムでは、使用者は情報支援端末に対して、常時注意を向け、視聴覚から入力される情報の意味解釈を行う必要があった。一方、前庭感覚刺激は、視聴覚と異なり、意味解釈を必要とせず、平衡感覚系に対して不随意反射的に作用する。そのため、より効率的な歩行誘導が可能となると考えられる。さらには、図 9 のように、手元に注意を向けている歩行者が後方からの危険（二輪車の接近）にさらされたときでも、何らかの機構によって危険を検出できれば、本人の手元の注意をそらすことなく、危険を回避することも可能である。

前章の実験により装着者の歩行方向変化量は刺激に使用する電流量によって制御可能であることを確認した。しかしながら、方向誘導に際し、電流量と方向変化の関係には線形関係があるものの分散が大きい傾向

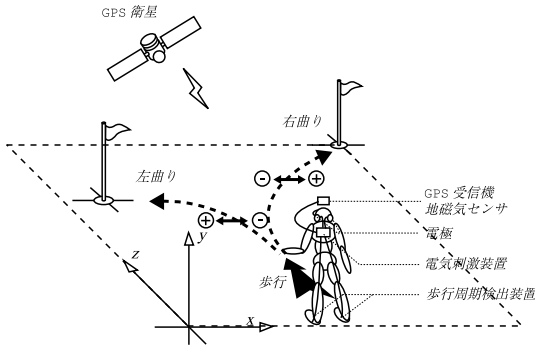


図 10 GPS を利用した歩行誘導

Fig. 10 Walking navigation using GVS and GPS.

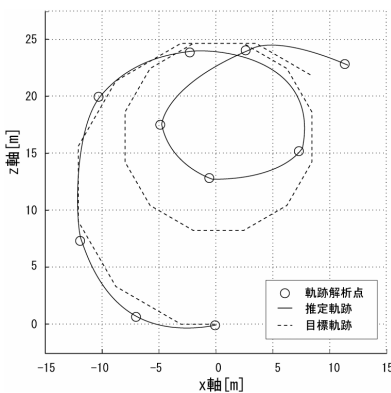


図 11 歩行方向の誘導実験の軌跡

Fig. 11 Tracks of inducement experiment.

があった．そのため、正確な歩行軌道の誘導や道案内というアプリケーションを実現するには、図 10 のように GPS (Global Positioning System) を利用し、位置情報をフィードバックしながら誘導を行う必要がある．具体例として、GPS を利用し、目標軌道へ歩行軌道を誘導したときの歩行軌跡を図 11 に示す．これは、GPS (trimble 社, Pro XH) により 1s ごとに緯度と経度をサンプリングし、移動方向のベクトルを算出する、この移動方向ベクトルから、1s 先の歩行位置を推測して、この位置から最も近い目標軌跡 (図 11 の点線) 上の点における接線方向ベクトルを求める．この接線方向ベクトルと移動方向ベクトルのなす角を誤差としてこれを減少させる方向 (3 章参照) に 1deg あたり 0.04 mA の電流を通電したときの歩行軌跡を、プロットしたものである．このとき、被験者には歩幅は約 50 cm、歩行周期はテンポ 100 となるようにトレーニングさせ、歩行時は、視聴覚を遮蔽した状態で行った．図 11 の点線では曲率の大きいところでは、目標との誤差が見られるが、目標軌道と同様の形態の歩行



図 12 VR への GVS の応用 (遠心力方向と陽極方向が一致した順方向の図)

Fig. 12 Application of GVS to VR (This figure indicates positive direction).

軌跡が描かれていることが読み取れる．このように、前庭感覚刺激を利用することで、これまでにない直接的な歩行誘導技術を実現可能である．

4.2 前庭感覚刺激による没入感・臨場感の向上

本節では前庭感覚刺激を視覚や聴覚等の他の感覚情報と組み合わせることによる、没入感・臨場感の向上について述べる．これまで、バーチャルリアリティやゲームにおける人工的な現実感・臨場感の生成には、主に視聴覚情報が利用されてきた．しかし、その生成される臨場感は不完全であることが多かった．たとえば、移動する映像が提示されたときには加速度感が生じるが¹⁴⁾、このとき視覚・前庭感覚間には食い違いが生じ、その食い違いは VR 酔いといった違和感を生む要因となっていた．前庭感覚情報と視覚情報を両方同時に提示可能なインタフェースは、これまで実現されていたものの、非常に大掛かりであり、映像との正確な同期も困難であった¹¹⁾．本研究で提案するインタフェースは、電極の装着のみで前庭感覚を提示ことができ、映像との同期も容易であるため、簡便なシステムで人工現実感・臨場感を効果的に生成することが可能であると考えられる．その効果を検証するために、図 12 に示すカーレーシング・シミュレータにおいて、コーナーを曲がる際の加速度感は、前庭感覚刺激によって“臨場感”が向上するか、または通常では起こりえない加速度感が、“不快感”となるか調べる実験を行った．

実験では、カーレーシング・シミュレータのオープンソースウェアである Torcs¹²⁾ の Linux 版を一部改造して、シミュレーション中に車にかかる左右方向の加速度情報を取り出し、この加速度情報をシリアル通信を利用して電気刺激装置に送り、加速度に係数を掛けた刺激電流を被験者に与えた．このとき電流設定は

表 1 前庭電気刺激による“臨場感”と“不快感”

Table 1 The feeling of “Reality” and “Discomfort” by GVS.

	“臨場感が高い” 順位			“不快感が高い” 順位		
	1位	2位	3位	1位	2位	3位
順方向	22	4	4	6	14	10
刺激なし	1	17	12	7	8	15
逆方向	7	9	14	17	8	5

上下限を ± 1.5 mA とした。たとえば図 12 において、車がコーナーを曲がる時は遠心力方向に加速度が発生する。このとき前庭電気刺激インタフェースにおける陽極電極を遠心力方向とした場合を順方向（係数は 1）、陰極電極を遠心力方向とした場合を逆方向（係数は -1）、また、前庭電気刺激なしを係数 0 として、1 試行あたり 3 周（およそコース 1 周 2 min 程度（図 12 右上））において、1 周ごとに係数を変化させ、3 周後、被験者に“臨場感の高かった順に周回を並べ替えなさい”、“不快感の高かった順に周回を並べ替えなさい”の 2 つの質問に回答させた。実験では係数の変化の全組合せ（6 通り）をランダムに並べ替え 6 試行とし、5 名の被験者で実験を行った。

この実験の結果を表 1 に示す。各行はそれぞれの電流係数における全被験者合計の選択度数を示している。図 13 は、“臨場感”と“不快感”で 1 位と答えた電流係数の選択度数をグラフにしたものである。それぞれ、順方向（黒）、刺激なし（灰）、逆方向（白）を表し、左から臨場感の高い順（図 13 左）、不快感の高い順（図 13 右）に並べた。図 13 左から、臨場感が高く感じられる条件は“遠心力方向が陽極の場合（順方向）”が他の条件に比べて高いことが見てとれる。一方で、図 13 右から、不快感を強く感じられる条件は“遠心力方向が陰極の場合（逆方向）”の場合であることが見てとれる。

この結果は、提案するインタフェースが、これまでのバーチャルリアリティやゲームシステムで不足していた前庭感覚を容易に提示し、方向的に一致した（順方向）の前庭電気刺激を臨場感を向上させることが可能であることを示している。一方、方向的に一致しない前庭感覚を提示すると、それは、不快感を生じさせることも分かった。また、本実験においては、電流量は被験者によらず一定であり、知覚される加速度の大きさはシミュレーションの値もしくは、視覚情報と一致していないことも考えられる。もし、実際に被験者が知覚している加速度を計測することが可能であれば、知覚させたい加速度に対応した電流量を個々に求めることで、視覚情報等と完全に一致した加速度感覚を提

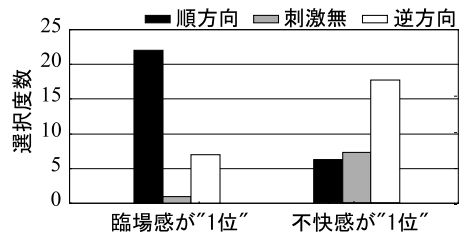


図 13 前庭電気刺激による“臨場感”と“不快感”

Fig. 13 The feeling of “Reality” and “Discomfort” by GVS.

示し、より臨場感の高いシステムを構築可能である。

また、近年、バーチャル世界のインタフェースの 1 つとして、アバタ（人型の自己投影表象）が使用されることが多い。このアバタインタフェースは、あたかもユーザの一部がバーチャル世界に存在しているかのように感じさせることを目的としている¹⁵⁾。しかしながら従来のシステムでは、バーチャル世界の中で様々な作用を受けるアバタに対して、視聴覚のフィードバックが与えられるが、アバタが自己と同一的存在であるといった感覚は非常に弱い。そこでアバタに対する自身の投影イメージを強化するために、アバタの揺れにあわせて前庭感覚を提示することも可能であると考えられる。

4.3 前庭感覚刺激による新しいコミュニケーションメディア

次に、本節では、前庭感覚を提示するだけでなく、装着者同士で前庭感覚を伝え、共有するアプリケーションについて述べる。本インタフェースを含め、前庭感覚を共有する試みは、これまで芸術作品の分野では行われている^{16),17)}。また、現在のところ実現されていないが、エンタテインメント分野では、コンサートやダンスホールでリズム感やダンス感覚の共有による一体感をもたらすことが可能である。さらに、コミュニケーション分野の応用として、前庭感覚共有電話のようなアプリケーションを考えている。これまで、視聴覚の情報だけでなく、力覚¹⁸⁾、ジェスチャ¹⁹⁾、まで含めて遠隔コミュニケーションを考えるインタフェースは提案されてきた。しかしながら、これらのインタフェースでは平衡感覚など、身体的内部情報を伝えることは大変困難であった。平衡感覚の直接伝達は、送り手と受け手が同じ身体座標系で情報を伝達交換するものであり、1 人称での体験がそのまま伝えられることになる。たとえば、体を動かさず動作について「ああ、こうだよ、こう！」「ああ、こうなのか！」というようなやりとりを電話のように行うことが可能で、コミュニケーションの質的拡大をもたらすと考えられる。

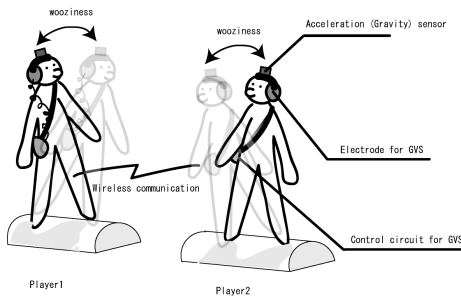


図 14 前庭感覚の共有

Fig. 14 Share of vestibular sensation.

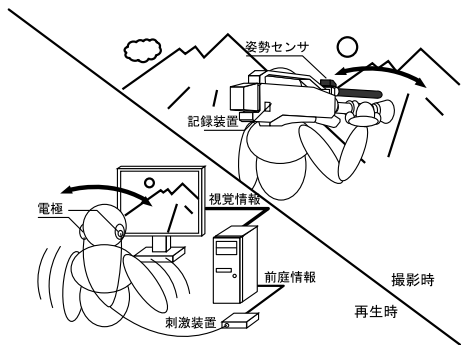


図 15 前庭感覚の記録・再生

Fig. 15 Record and playback of vestibular sensation.

(図 14)。

さらに、前庭感覚の伝達はリアルタイムだけでなく、オフラインで記録・再生を行うことも可能である。これまで、身体情報まで含めて体験を記録し、そのときの状況や感覚、経験を再考・再現する試みがなされている²⁰⁾。この情報として 1 人称での体験である前庭感覚を付加することは、体験の記録・再生、自己の客観的再考のために有効な手段であると考えられる(図 15)。さらに、前庭感覚情報の記録・再生は 1 人称だけでなく 3 人称の視点でも考えられる。たとえば、映画を見ているときにカメラ視点で前庭感覚が提示されるのと、出演者視点で前庭感覚が提示されるのでは、どちらが没入感覚を得られるかという問題が考えられ、その有効性についてはこれまで研究がなされていない。この点については、インタフェースだけでなく、心理学的な面からも今後検討していきたい。

5. おわりに

本論文では前庭感覚インタフェースを実装するうえでの設計指針について、実装方法から電流制御に至るまで詳細に述べた。前庭感覚刺激はインタフェースとして、直接的行動支援、マルチモーダルの情報整合性、

コミュニケーションの質的拡大、を実現するものであり、それぞれのアプリケーションについて実現例を含めて示した。

参考文献

- 1) Mann, S.: *Intelligent Image Processing (Adaptive and Learning Systems for Signal Processing, Communications and Control)*, IEEE PRESS (2001).
- 2) 安藤英由樹, 尾花和俊, 渡邊淳司, 杉本麻樹, 前田太郎: 回転モーメントを利用した機械ブレーキ式力覚提示装置の開発, ヒューマンインタフェース学会論文誌, Vol.5, No.2, pp.181-188 (2003).
- 3) 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).
- 4) Maeda, T., Ando, H., Amemiya, T., Nagaya, N., Sugimoto, M. and Inami, M.: Shaking the World: Galvanic Vestibular Stimulation As A Novel Sensation Interface, *SIGGRAPH 2005, E-tech* (2005).
- 5) 山内昭雄, 鮎川武二: 感覚の地図帳, 講談社 (2001).
- 6) 内野善生: めまいと平行調節, 金原出版 (2002).
- 7) 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).
- 8) Fitzpatrick, R.C., Wardman, D.L. and Taylor, J.L.: Effects of galvanic vestibular stimulation during human walking, *The Journal of Physiology*, No.517, pp.931-939 (1999).
- 9) Bacsí, A.M. and Colebatch, J.G.: *Evidence for reflex and perceptual vestibular contributions to postural control*, *Exp Brain Res.* (2004)
- 10) 永谷直久, 杉本麻樹, 新居英明, 前田太郎, 北崎充晃, 稲見昌彦: 前庭感覚電気刺激による視覚への影響, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.10, No.4, pp.475-484 (2005).
- 11) 廣瀬通孝, 大塚隆治, 広田光一: モーションベースを利用した前庭感覚表現に関する基礎的研究, 日本バーチャルリアリティ学会論文集, Vol.1, No.1, pp.16-22 (1996).
- 12) TORCS — The Open Racing Car Simulator. <http://torcs.sourceforge.net/>
- 13) 大山 正・今井省吾・和気典二(編): 感覚知覚ハンドブック, 誠信書房 (1994).
- 14) 中川千鶴, 大須賀美恵子, 竹田 仰: 映像と動きに誘発された「酔い」における生理反応の基礎的検討—大型 4 面立体映像提示装置と 6 軸モー

ションを用いて,日本バーチャルリアリティ学会論文集, Vol.6, No.1, pp.27-35 (2001).

- 15) Magerkurth, C., Cheok, A.D., Mandryk, R.L. and Nilsen, T.: Pervasive Games: Bringing Computer Entertainment Back to the Real World, *ACM Computers in Entertainment*, Vol.3, No.3 (2005).
- 16) 鈴木宣也, 小林孝浩: ネットワーク接続型平衡感覚交換システム: the happy medium, 日本バーチャルリアリティ学会論文集, Vol.5, No.1, pp.779-786 (2000).
- 17) 八谷和彦: サイコ・コミュニケーター. <http://www.petworks.co.jp/~hachiya/works/Psycomu.html>
- 18) Buttolo, P., Oboe, R. and Hannaford, B.: Architectures for shared haptic virtual environments, *Computers & Graphics*, Vol.21, No.4, pp.421-429 (1997).
- 19) Sekiguchi, D., Inami, M., Kawakami, N., Maeda, T., Yanagida, Y. and Tachi, S.: RobotPHONE: RUI for Interpersonal Communication, *ACM SIGGRAPH 2000 Conference Abstracts and Applications*, p.134 (2000).
- 20) 相澤清晴: 体験の記録とコンテキストに基づく効率的な検索, システム制御学会誌システム/制御/情報, Vol.50, No.1, pp.7-11 (2006).

(平成 18 年 6 月 21 日受付)

(平成 18 年 12 月 7 日採録)



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。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大学院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。SICE SI 部門奨励賞受賞(2004年), ROBOMECH 表彰(2005年)。



渡邊 淳司(正会員)

平成 17 年東京大学大学院情報理工学系研究科博士課程修了。博士(情報理工学)。同年(独)科学技術振興機構「デジタルメディア作品の制作を支援する基盤技術」領域個人型研究(さきがけ)研究員。視触覚における時空間知覚メカニズムの研究, およびその情報提示・芸術表現への応用研究を行う。日本バーチャルリアリティ学会論文賞受賞(2001年), 同学会学術奨励賞受賞(2002年)。電子情報通信学会ヒューマンコミュニケーション賞受賞(2003年)。ArsElectronica “NextIdea” 入賞(2004)。



杉本 麻樹

平成 14 年千葉工業大学大学院工学研究科博士前期課程修了。平成 18 年電気通信大学電気通信学研究所博士後期課程修了。博士(工学)。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, NTT コミュニケーション科学基礎研究所客員研究員。現在, 日本学術振興会特別研究員, 電気通信大学電気通信学部知能機械工学科特別研究員。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と制御等の研究に従事。



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, テ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。