

# 前庭感覚電気刺激により生起される 主観的視野運動の計測

永谷 直久<sup>1,a)</sup> 吉積 将<sup>2</sup> 杉本 麻樹<sup>1,3</sup> 稲見 昌彦<sup>4,5</sup>

受付日 2011年6月26日, 採録日 2012年1月13日

**概要:** 人が環境とインタラクションを行ううえで重要な要素の1つである自己運動感覚の提示のためには, 視覚誘導性自己運動知覚(バクシオン)と前庭感覚提示を組み合わせた視覚前庭感覚提示システムの構築が必要である。人への前庭感覚の提示手法として, 前庭感覚電気刺激(GVS: Galvanic Vestibular Stimulation)は小型軽量のシステムの構築が可能のため, 体験環境に依存しにくい前庭感覚インタフェースとして利用可能である。本論文では, このGVSが主観的視野運動を生起することに着目し, 交流波形(0.5–2.0 Hz)を用いたGVSに起因する回旋性視野運動の計測手法を提案する。提案する計測手法は交流波形を用いたGVSにより生起される回旋性の主観的視野運動に対して, 暗室内において顎台を用いて頭部を固定した被験者が, 回旋運動を行う視標の位相と振幅を操作することで主観的静止状態になるように調整してもらい, このときの視標の回旋角度と位相のずれを主観的視野運動の回旋角度と刺激からの位相ずれとする手法である。被験者を用いた心理物理実験により, 提案手法を用いて回旋角度および刺激からの位相ずれが定量的に測定できることを示した。

**キーワード:** 前庭感覚電気刺激, 交流電流刺激, 主観的視野運動

## Measurement of Subjective Visual Motion Modulated by Galvanic Vestibular Stimulation

NAOHISA NAGAYA<sup>1,a)</sup> MASASHI YOSHIDZUMI<sup>2</sup>  
MAKI SUGIMOTO<sup>1,3</sup> MASAHIKO INAMI<sup>4,5</sup>

Received: June 26, 2011, Accepted: January 13, 2012

**Abstract:** Galvanic vestibular stimulation (GVS) induces a sensation of virtual acceleration as vestibular information and affects subjective tilt of visual field. In particular, GVS with alternating current (AC) causes roll oscillation of subjective view. It has been already shown that this phenomenon originates eye movement induced from GVS by past researches. The aim of this study was to quantitatively measure a characteristic of subjective visual rotation, that the stimulation consists of an angle and a phase lag can be useful for constructing novel visuo-vestibular system. First, we proposed a method of measurement to allow subjects to adjust a rotating line and cancel the subjective tilt, and measured that amplitude and phase lag. Through this study, we confirmed our method capable of measuring the characteristic of subjective visual rotation.

**Keywords:** galvanic vestibular stimulation, alternating current stimulation, subjective visual motion

<sup>1</sup> 慶應義塾大学大学院メディアデザイン研究科附属メディアデザイン研究所

Media Design Research Institute, Graduate School of Media Design, Keio University, Yokohama, Kanagawa 223–8526, Japan

<sup>2</sup> テコシム・ジャパン株式会社

TECOSIM Japan Limited, Saitama 330–0071, Japan

<sup>3</sup> 慶應義塾大学理工学部情報工学科

Department of Information and Computer Science, Faculty of Science and Technology, Keio University, Yokohama, Kanagawa 223–8522, Japan

## 1. はじめに

ヒトが環境とのインタラクションを行ううえで, 環境と

<sup>4</sup> 慶應義塾大学大学院メディアデザイン研究科

Graduate School of Media Design, Keio University, Yokohama, Kanagawa 223–8526, Japan

<sup>5</sup> 科学技術振興機構 ERATO

Japan Science and Technology Agency ERATO, Chiyoda, Tokyo 102–0076, Japan

a) naohisa.nagaya@gmail.com



図 1 視覚の回旋運動イメージ図

Fig. 1 Rotating visual field during GVS.

の行動的適応に不可欠な自己運動感覚の知覚は重要な要素の1つである。現実世界を知覚的に再構成させる情報提示技術の研究を行うバーチャルリアリティ (VR) 分野において、自己運動感覚を視覚情報と前庭感覚情報を複合させて生起させることで、体験者の臨場感や没入感を高めるような研究が行われており [1], [2], ディスプレイを用いた視覚誘導性自己運動知覚 (ベクシオン) とモーションプラットフォームなどを用いて物理的に被験者へ加速度を与えることで生起される前庭感覚の2つの感覚を提示している。しかし、この前庭感覚提示手法では多方向への加速度の提示や空間の傾きを提示することはできるが、装置が大型にならざるをえないため設置環境が限られていた。また、機械的振動による制御の難しさ、体験者が装置に固定されるため体験自由度が低下するという問題があった。

そこで、前田らによりそれまで臨床的に前庭疾患の検査などに用いられてきた前庭電気刺激 (GVS: Galvanic Vestibular Stimulation) を、人に対する前庭感覚情報提示インタフェースとして利用することが提案されてきた [2], [3], [4], [5]。GVS は側頭部への電極装着のみで前庭感覚を提示することが可能なため、機械的振動などがなく、装置の小型化によるウェアラブルなシステムを構築できるが、提示できる加速度方向が電極の装着部位によるため多方向提示が難しい。また、GVS により加速度感のみではなく、主観的な視界の傾きが知覚されることが知られており [6]、交流刺激を用いることで前庭感覚により生起される代償性の眼球運動である前庭動眼反射 (VOR: Vestibulo-ocular Reflex) に起因すると考えられる、図 1 のような視野の中心を回転とした回旋性の主観的な視界の揺れが、1 Hz 付近で知覚されやすくなることを筆者らはこれまで明らかにしてきた [7]。筆者らは、この主観的な視界の揺れ自体は VOR に起因するものであるから、これを積極的に利用し視覚刺激との相互作用を行うことで、より現実世界に近い自己誘導感覚を誘起することができると考えている。

本論文では、従来までの GVS の研究では行われていない交流刺激に対する被験者の主観的視野運動の定量的計測

を行うことを目的とする。特に、刺激周波数が 1 Hz 付近 (0.5–2.0 Hz) の交流波形を用いた GVS により生起される回旋性の主観的視野運動の計測手法の提案と、主観的視野運動の定量化を行うことによって、GVS を用いた視覚前庭感覚を統合した自己運動感覚提示システムを構築するための基礎的な知見を得る。交流刺激中の主観的視野運動の定量化を実現し、持続的な GVS 下における刺激と視野運動量の対応を明らかにすることで、将来的には周期的な前庭感覚への刺激によってもたらされる乗り物酔い防止や新たなエンタテインメントの構築に寄与できることが期待される。

### 1.1 関連研究：GVS による視覚への影響

前庭感覚は人の頭部の動きに対して視野を安定化させるための代償性の眼球運動である前庭動眼反射 (VOR) を生起させる。そのため、GVS により前庭感覚を刺激することで VOR を誘発することができる。正確には、GVS により引き起こされる眼球運動は VOR と、VOR を誘発する刺激が継続的に加わることで生じる前庭性眼振により構成されている。特に、観察される眼球運動は主に回旋性の眼球運動であり、水平性の眼振も観察される [8], [9]。眼球運動の変位の大きさに関しても、生起される回旋量は刺激電流量に依存することが知られている [6], [10]。GVS により生起される眼球運動の研究としては、GVS の刺激電流として直流を用いているものと、交流を用いているものがある。

Jahn らは直流を用いた GVS により生起される眼球運動を 20 歳から 69 歳までの幅広い年齢層において測定した。その結果、生起される回旋性の眼球運動の回旋量が、横軸を年齢、縦軸を 10 代の回旋量を 1 として正規化したグラフが 40 代から 60 代で最大となる逆 U 字型を描くことを示し、そこから GVS は年齢とともに失われる耳石器や半規管の有毛細胞にではなく、前庭求心神経そのものに影響を与えているという仮説を唱えた [9]。また、物理的な刺激を被験者に与えて生起された前庭動眼反射の反応特性と GVS により生起された前庭動眼反射は、その運動の様子が類似していることなどが報告されている [11]。

交流を用いた GVS により引き起こされる眼球運動の研究としては、Schneider らによって刺激周波数として 0.005–1.67 Hz (刺激電流値は最大 3 mA) を用いた GVS に誘引される回旋眼球運動を測定し、Robinson が提唱した前庭動眼反射の制御モデル [12] に修正を加え、耳石器および半規管の GVS による感度と神経の発火頻度を求めた。その結果、半規管による入力の方が耳石器からの入力よりも、少なくとも 3.5 倍以上、GVS 誘因性の回旋眼球運動に対して影響を及ぼすことが示唆された [13]。

Zink らは眼球運動だけではなく、GVS により知覚される主観的視野運動に関して定量化を行っており、直流電流 (1.5, 2.0, 2.5, 3.0 mA の方形波) を用いている。主観的

視野運動の計測方法は視覚の手がかりをなくすためにランダムドットパターンを貼り付けた直径 60 cm 半球を被験者の全視野を覆うように置き、30 cm 前方には視野角として 14 deg になるように調整した調整視標 (白色ライン) を被験者が GVS により知覚した傾きになるように調整し、その回転角をポテンショメータで記録した。また刺激後に知覚した傾きになるようドーム側も調整させ、その両方の値を組み合わせて知覚された視野の回旋量とした。その結果、知覚される視野運動は中心視野および周辺視野、つまり全視野であり、右側が陽極のときに 1.5 mA では平均  $2.2 \pm 0.9$  deg ( $N = 4$ , Min = 1.3 deg, Max = 3.3 deg), 2.0 mA では平均  $2.6 \pm 1.4$  deg ( $N = 12$ , Min = 1.3, Max = 6.3) などの結果を得た [6]。Zink らの研究は、直流刺激による影響の先行研究として有用な知見である。本研究では、単発の方形波ではなく、持続的な交流刺激下における影響を計測する。

GVS により生起される眼球運動の被験者間での差異について、運動の種類自体は先述したように回旋性および水平性が主だが、その運動特性は被験者個人内では同様の傾向を見せるものの被験者間では大きな差が表れるということが多くの研究から明らかとなっている [6], [7], [8], [9], [10], [11], [12], [13], [14]。

### 1.2 関連研究：GVS による前庭感覚インタフェース

人への GVS による加速度感提示は両耳後ろの乳様突起につけた電極間に微弱な電流 ( $< 3$  mA) を流すことにより実現される。このとき被験者は陽極方向に加速度を感じ陽極側に傾くことが知られており [15]、被験者の頭部が前方を向いている場合には身体は横方向に揺れ、頭部が横を向いている場合には身体は前後の方向に揺れる [16]。また、アイマスクの使用による閉眼歩行時に GVS を行うと歩行の軌道が陽極側に傾き、同様にアイマスクを着用して車椅子に乗り実験者によって背後から押された場合、つまり被験者が自らの足で移動しない場合には、被験者は自らの移動の出発位置について陰極側にずれて答える傾向があることなどが報告されている [17]。

これらの知見を利用して、前田らによって、体験者の歩行を任意に誘導するインタフェース [5], [18] や、カーレーシング・シミュレータにおけるコーナーを曲がる際の加速度感の提示手法としてなど、GVS を用いた人への前庭感覚情報提示インタフェースの研究がなされ、後者のシミュレータへの利用では GVS を用いることで臨場感が向上することなどが確認されている [5]。

また、筆者らによって GVS を用いて体験者に音楽のリズムと同期した加速度感を与えるという、新しい音楽の体感システムが提案されている [19], [20]。このシステムでは交流を用いて GVS を加速度感の提示のみではなく、GVS により生起される視野運動を体験者がコントロールできる

視覚効果 (Visual Effect) としても利用している。

## 2. GVS による主観的視野運動計測実験

本実験では交流を用いた GVS によって誘引される被験者の主観的な回旋性の視野運動を、最も知覚しやすい 0.5–2.0 Hz の周波数帯で計測し定量化することを目的とした。

### 2.1 実験被験者に関して

本実験には、事前に十分な説明を行うことで同意を得た、過去に前庭や視覚の疾患の経験のない健常な 5 人の成人 (男性 5 人, 21–26 歳) が参加した。

### 2.2 主観的視野運動計測手法

計測手法としては 1.1 節において説明したように Zink らの用いた手法 [6] がある。Zink らの実験においては、刺激波形が方形波であるため、同じ刺激条件で計測した眼球運動の運動データからは刺激が方形波の直流刺激であることに起因すると思われる眼振や代償的な (元の眼球位置に戻ろうとする) 反対方向への運動が見られる。

本実験では、刺激を交流とした主観的視野運動計測を行う。方法は、暗室において回旋運動を行う直線を GVS 開始後に動作させ、回旋運動の位相と振幅を調節させること (調整法) で、顎台を用いて頭部を固定した被験者の知覚する視界の揺れを刺激中の実時間上でキャンセルさせ、主観的に視界が静止している状態に調整してもらった。そして、この状態における直線の運動を被験者の知覚する視野の揺れ、つまり視野運動の主観的等価点 (PSE: Point of Subjective Equality) と見なして、視野運動の定量化を行った。

回旋運動をする直線 (白色) は OpenGL でアンチエイリアシング処理を行い描画し、プロジェクタで壁面に投影した。プロジェクタはプラスビジョン株式会社製 V-1100 を使用した。投影した画像の解像度は  $1,024 \times 768$  pixels である。図 2 に示すように直線の中心には注視点 (赤色) を

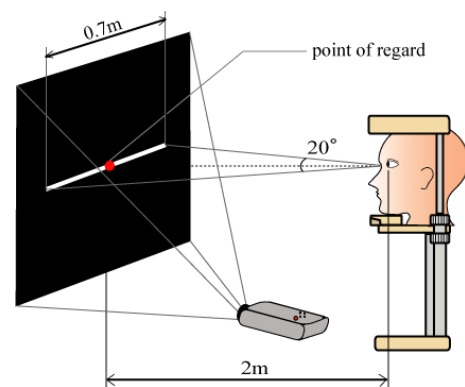


図 2 実験構成図

Fig. 2 Experimental set-up.

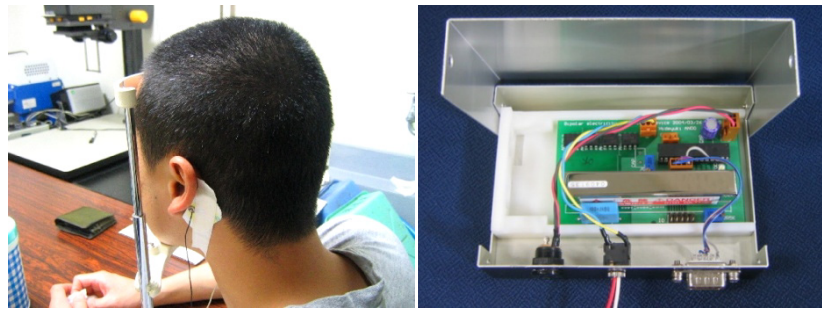


図 3 電極装着の様子 (左) と刺激電流制御回路 (右)

Fig. 3 Electrodes applied to a subject (left side) and GVS circuit (right side).

設け、被験者頭部から注視点までの距離を 2m とした。直線の長さは被験者の視野角約 20 deg を占めるように 70 cm とした。本環境において直線の端では約 66 pixels が 1 deg に相当するため、プログラム上で振幅は 0.025 deg、位相は 9 deg (1/40 周期) 単位で調整可能とした。

暗室で行う際に、プロジェクタの光が照明となり壁面の境界 (垂直性) やテーブルの端 (水平性) が視覚的な手がかりとなってしまふことを防ぐために、プロジェクタのレンズ部位外を覆うとともにレンズ部には減光フィルタを取り付け光量の調節を行った。この結果、室内および画像を投影した壁面の照度は 0.0lx、提示直線および注視点の照度は 0.9lx になった。照度の計測には三和電気計株式会社製の照度計 LX2 を用いた。

### 2.3 Galvanic Vestibular Stimulation

GVS は側頭部へ電極を装着し、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。図 3 (左) に電極装着の様子を、図 3 (右) に GVS の刺激電流制御回路を示す。実験ではゲル電極 (National 社 EW6020P) ができるだけ皮膚に接触するように、被験者の耳の付け根から髪の毛の生え際までの範囲に収まるような大きさ (約 5 cm × 2.5 cm) に電極を切断し、乳様突起に貼り使用した。

電流制御回路は定電流回路としてカレントミラー回路を用い、出力端には H ブリッジ回路を挿入し、単電源で電極の極性を任意に選択できるようにしている。波形制御のための処理装置として Microchip 社 PIC18F252 マイクロプロセッシングユニットを搭載している。これにより刺激の電流量、極性などを任意に制御可能である。PIC18F252 は、8 ビットのシリアル通信で DA コンバータへの指令値を送出しているため 256 段階の分解能を持つ。本回路自体は  $-2.5 \sim 2.5$  mA まで出力でき、最小分解能は 0.025 mA である。その他、回路図などは文献 [5] に詳しく記載されている。

### 2.4 実験手順

本実験では交流、つまり周期的な波形である Sin 波形電

流による GVS を刺激として用いる。刺激電流値条件として 1.0, 1.5, 2.0 mA の 3 条件、刺激周波数は 0.5, 0.8, 1.0, 1.6, 2.0 Hz の 5 条件である。被験者内における刺激条件の提示順序は、刺激周波数をランダムに決定した後、3 通りの電流値をランダムな順番で提示するという、提示順序のランダム化を行い、主観的視野運動の計測を行った。この提示条件をランダム化した計 15 通りの条件下で、被験者は各条件に対して 4 回ずつ計測を行うように設計した。これらの実験系の前に、各被験者は各刺激周波数において回旋運動に対する最小運動知覚閾値の測定を上下法により測定した。また、提示直線の回旋運動の位相および振幅に対する操作方法も事前に教示し練習してもらった。

実験手順は以下のとおりである。

- (実験手順 1) 被験者の頭部を顎台で固定し、提示した直線の中心にある注視点を注視させる。
- (実験手順 2) 提示直線は振幅 0 deg の状態で静止させたまま、口頭による実験者の刺激開始の合図とともに刺激を開始する。
- (実験手順 3) 5 秒経過後、任意のタイミングで実験者によりランダムな振幅 (1–5 deg 程度) を加えられた提示直線の回旋運動が提示される。このタイミングは教示されない。
- (実験手順 4) 提示直線の回旋運動開始から 5 秒後、まずは位相のみ変化させ、主観的に直線の回旋運動の振幅が最小となるような位相に調整してもらう。
- (実験手順 5) 位相調整後、振幅を調整してもらい主観的視野運動が静止するよう位相に関して微調整してもらう。
- (実験手順 6) 被験者が主観的に静止している状態になったことを口頭で報告させる。
- (実験手順 7) 刺激停止。

ここで被験者により調整された提示直線の回旋振幅を GVS により生起された主観的視野運動の回転角度とし、調整された位相を GVS から視野運動が生起されるまで位相遅れ deg とした。

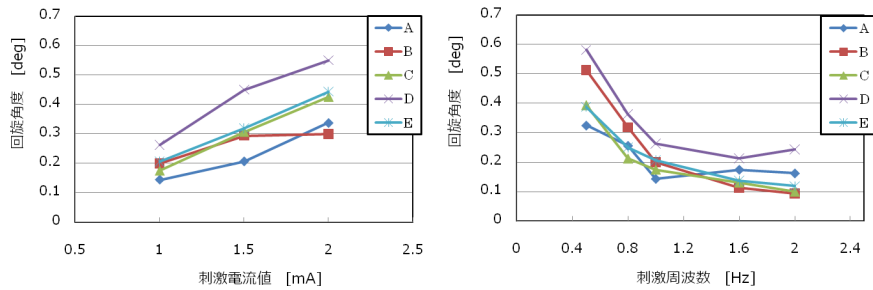


図 4 主観的視野運動の回旋角度：刺激周波数 1 Hz 時 (左) と刺激電流値 1 mA 時 (右)

Fig. 4 Size of subjective visual rotation angle: Current amplitude response at 1 Hz (left side) and Frequency response at 1 mA (right side).

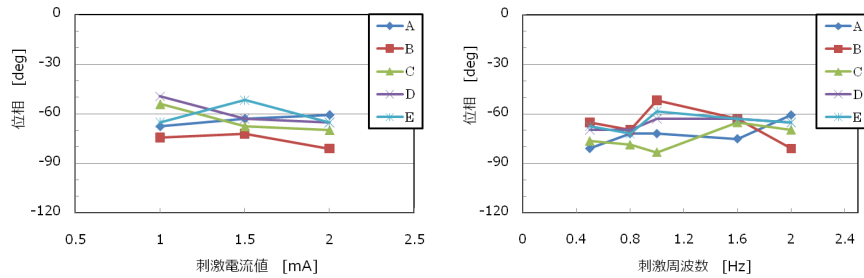


図 5 刺激からの位相差：刺激周波数 2 Hz 時 (左) と刺激電流値 2 mA 時 (右)

Fig. 5 Phase lag: Current amplitude response at 2 Hz (left side) and Frequency response at 2 mA (right side).

### 3. 実験結果

#### 3.1 主観的視野運動計測データ

実験において測定された主観的視野運動の回旋角度 deg を被験者別 (被験者 A-E) にグラフ化した。その一例として図 4 (左) に刺激周波数 1 Hz における主観的視野運動の電流値応答と、図 4 (右) に刺激電流値 1 mA における主観的視野運動の周波数応答のグラフを示す。同様に、刺激から主観的視野運動が生じるまでの位相のずれの刺激周波数 2 Hz 時における電流値応答の関係を図 5 (左) に、刺激電流値 2 mA における周波数応答との関係を図 5 (右) に示す。また、各被験者の回旋運動に対する最小運動閾値の周波数応答を図 6 に示す。

#### 3.2 被験者の内観報告

本実験における被験者の内観報告を被験者ごとにまとめて記載する。

被験者 A：高周波域のほうが回旋運動の静止確認が容易である。逆に低周波域では回旋がとらえにくかった。なお、0.5 Hz では気分が悪くなった、という報告があった。

被験者 B：前庭感覚電気刺激中に横揺れを知覚した。また高周波域で刺激電流値を上げていくと電極貼り付け位置下部での痛みと、周辺視野にごくわずかな光の点滅を知覚したとの報告があった。

被験者 C：高周波域では注視点の横揺れを知覚し、刺激

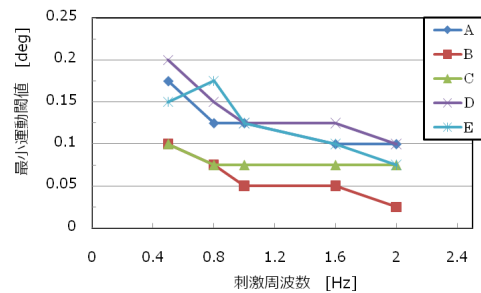


図 6 回旋運動に対する最小運動閾値と刺激周波数の関係

Fig. 6 Frequency response of minimum motion threshold about rotational movement.

周波数の上昇にともない横揺れの振幅が増大した。また、高周波域で電流値を増加すると被験者 B と同様に、周辺視野に光の点滅を知覚したとの報告があった。被験者 D：被験者 A と同様に、高刺激周波域における回旋運動の静止確認が容易であり、逆に低周波域では回旋運動が知覚しにくかったという報告があった。被験者 E：被験者 B と同様に、視野の横揺れを知覚したという報告があった。

### 4. 考察

図 4 の主観的視野運動の計測結果から、視野運動の回旋角度は本実験における刺激範囲 (1.0~2.0 mA) において電流刺激量に比例して増大するが、刺激周波数域 (0.5~2.0 Hz) では刺激周波数に反比例して周波数が高くなると回旋角度が減少する傾向が分かった。また、図 5 の刺激か

らの位相ずれに関する計測結果から、主観的視野運動は刺激から 50-80 deg 位相が遅れて発生していることが分かる。しかし、位相ずれの刺激電流値応答および刺激周波数応答に関しては被験者間で様々の傾向を読み取ることはできない。位相ずれに関しては本実験で用いた刺激条件（電流値 1.0-2.0 mA, 周波数 0.5-2.0 Hz）においては大きく変動しないと考えられる。図 6 の回旋運動に対する最小運動閾値の計測結果からは、0.5-2.0 Hz の周波数帯において周波数が高くなるほど閾値が下がる傾向にあることが分かった。

これらの計測結果に関してそれぞれ先行研究の知見と比較して考察を行う。

#### 4.1 GVS 誘因性主観的視野運動の計測手法に関して

全被験者の結果を通して、すべての条件において回旋性の主観的視野運動を知覚し、被験者自身による提示直線の回旋運動調整により主観的静止点を求めることができた。これは実験条件として設定した 0.5-2.0 Hz の周波数帯においては用いた計測手法により、主観的視野運動の角度および GVS からの位相ずれに関して定量化が行えたと考えられる。提示した刺激周波数帯においては主観的視野運動の知覚閾が低い、つまり主観的視野運動を知覚しやすいという筆者らの先行研究 [7] の知見に基づいた条件設定であったことと、交流電流刺激条件では、持続的な刺激が可能であったことのため、調整法による主観的等価点を求める実験系が実現できた。

実験の結果からは、交流波形による GVS では主観的視野運動の回旋角度は刺激電流値の大きさに比例し、逆に刺激周波数に対しては反比例することが読み取れる。実際の眼球運動に着目すると、交流波形を用いた GVS により誘引される回旋性 VOR は刺激周波数に関してローパス特性を持ち、本論文において用いた刺激周波数帯では周波数の上昇に応じてゲインが下がることなどが示されている [13]。このことから、回旋性 VOR と主観的運動量の間に高い相関がある可能性が示唆される。主観的視野運動が GVS に誘引される回旋性 VOR に依存しているという考えは、筆者らの先行研究の結果からも支持されている [7]。また、刺激周波数に対して主観的回旋量が反比例することは、直流の刺激を用いた Zink らの先行研究結果が、本研究より大きな主観的視野運動を記録した事実とも整合性があると考えられる。これらの先行研究の知見との比較から、本計測手法により得られる視野運動の回旋角度、および刺激からの位相遅れの実験結果は妥当であるといえる。

一方で、本計測手法における計測誤差要因としては人の運動知覚における最小運動閾値が上げられる。図 6 の各被験者の回旋運動に対する最小運動閾値から計測された回旋角度との関連を考察する。人の最小運動閾値に関する研究は古くから行われており [21], [22], 静止参照刺激を用いて線分やドットの相対的な最小運動閾を測定すると、網膜で

も最も感度の高い中心窩において視角 10'' (= 0.0028 deg) 以下となる [22]。刺激運動視標としてランダムドットを用いて測定した研究から最小運動閾は視標の移動距離ではなく速度が決定要因となり、時間周波数を独立変数にとった場合に 2 Hz 前後で最小値を示す [21] などの知見がある。これらの知見は筆者らが計測した最小運動閾値と一致する。この運動閾値が低ければ、提示視標の調整により得られる視野の主観的静止点と知覚される領域が狭くなる、つまり個人内での計測データの誤差が少なくなると考えられる。今回測定した 5 人の被験者データからは、それぞれの最小運動閾値と測定データ (N = 4) の分散との関連性は見られなかった。しかし、本計測手法を低周波数 (< 0.5 Hz) の交流波形刺激において用いる際は、より運動閾値が増加することが示唆されるため、本手法により計測される回旋角度の分散が大きくなることが予想される。これは本計測手法の制約であるといえる。

#### 4.2 測定データの個人差

本実験で測定された主観的視野運動の回旋角度および位相ずれの各パラメータに関して、同じ刺激条件下でも被験者間の測定データに差が見られた。図 4 (左) に示される刺激周波数 1 Hz 時における回旋角度の刺激電流値応答の被験者間データ結果にも見られるように、このときの刺激電流値 2 mA における被験者 D の計測結果は  $0.55 \pm 0.074$  deg (N = 4, Max = 0.65 deg, Min = 0.475 deg) に対して被験者 B の計測結果は  $0.30 \pm 0.12$  deg (N = 4, Max = 0.45 deg, Min = 0.175 deg) である。被験者の内観報告からも被験者間における GVS により生起される痛みや周辺視野の点滅などの知覚に違いが見られる。

GVS による眼球運動の運動特性など視覚への影響、および歩行や姿勢などへの影響に関する過去の研究においても個人差が表れることが報告されている [6], [7], [8], [9], [10], [11], [12], [13], [14], [15], [16], [17]。MacDougall らは特に、前庭器官や前庭求心性の神経に対して直接電極を差し込み刺激する前庭電気刺激に対して、皮膚に電極を貼り付けて行う GVS を Surface GVS として、Surface GVS により得られるデータが個人内 (同一被験者内) では安定するのに対して、個人間 (被験者間) ではばらつきが大きいことに関して言及している。そして、GVS への反応の大きさや反応パターンなどの被験者間差は形態的な個人差であることを示唆し、他にも要因として電極の位置や皮膚抵抗、電流の刺激経路、被験者の覚醒状態の差異などの可能性をあげている [8]。

GVS を人への前庭感覚提示インタフェースとして用いて、人の歩行誘導を行った場合も反応が被験者間で異なることが報告されており、原因として GVS による電流刺激が前庭器官のみではなく、個々人の頭蓋形状に依存した漏れ電流の存在により、同じ刺激量でも実際の前庭器官への

刺激が異なっているという可能性と、前庭器官への刺激量が同じであっても、そこから前庭反射や前庭感覚知覚までに至る経路上でのゲインが個人で異なるという可能性の2つをあげている [5].

一方で、直流波形を用いた GVS 誘因性の回旋 VOR を 20 歳から 69 歳までの幅広い年齢層において測定した結果、生起される回旋性の眼球運動の回旋量が、横軸を年齢、縦軸を 10 代の回旋量を 1 として正規化したグラフが 40 代から 60 代で最大となる逆 U 字型を描くことを示し、そこから GVS は年齢とともに失われる耳石器や半規管の有毛細胞ではなく、前庭求心神経そのものに影響を与えていることを示唆した Jahn らによる研究がある [9]. このほかにも年齢と VOR の動特性に関する知見は被験者に物理的な加速度を与えることで測定したものがあり、この知見でも加齢による有毛細胞の減少にかかわらず刺激から一定期間は前庭動眼反射の利得 (ゲイン) が若年者と同様であったことが報告されている [23].

この加齢と VOR の関係におけるゲイン特性を利用して GVS の影響を標準化できないだろうか. つまり、本論文で提案した主観的視野運動の回旋角度の大きさにより刺激電流量を各個人で正規化し用いるということである. 今後、本手法により計測された主観的視野の回旋角度に基づいた有用性の検討を行うとともに、同一被験者内において GVS 誘因性の回旋眼球運動を計測し比較することで、本論文で提案した計測手法の妥当性を確認していきたい.

## 5. 結論

本論文では、従来研究では定量化が行われていなかった交流波形 (0.5-2.0 Hz) を用いた GVS により生起される主観的な視野運動量を明らかにした. 交流波形の GVS による刺激下において主観的等価点を調整法により、被験者に視標の回旋角度と位相のずれを回答させ、主観的視野運動の回旋角度と刺激からの位相ずれを求めた. 被験者実験の結果として、交流波形による GVS では主観的視野運動の回旋角度は刺激電流値の大きさに比例し、逆に刺激周波数に対しては反比例することを本研究で用いた刺激条件下 (15 条件: 1.0-2.0 mA, 0.5-2.0 Hz) において示した.

## 参考文献

[1] 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).  
 [2] Bertin, R.J.V. and Berthoz, A.: Visuo-vestibular interaction in the reconstruction of traveled trajectories, *Exp. Brain Res.*, Vol.154, No.1, pp.11-21 (2004).  
 [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., Inami, M., Nagaya, N. and Sugimoto, M.: Shaking the World: Galvanic Vestibular Stimulation As A Novel Sensation Interface, *ACM SIGGRAPH 2005 Emerging Technologies* (2005).  
 [5] 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).  
 [6] Zink, R., Bucher, S.F., Weiss, A., Brandt, T. and Dieterich, M.: Effects of galvanic vestibular stimulation on otolithic and semicircular canal eye movements and perceived vertical, *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, Vol.107, pp.200-205 (1998).  
 [7] 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).  
 [8] MacDougall, H.G., Brizuela, A.E., Burgess, A.M., et al.: Between-subject variability and within-subject reliability of the human eye-movement response to bilateral galvanic (DC) vestibular stimulation, *Exp. Brain Res.*, Vol.144, pp.69-78 (2002).  
 [9] Jahn, K., Naessl, A., Schneider, E., Strupp, M., Brandt, T. and Dieterich, M.: Inverse U-shaped curve for age dependency of torsional eye movement responses to galvanic vestibular stimulation, *Brain*, Vol.126, No.7, pp.1579-1589 (2003).  
 [10] Watson, S.R., Brizuela, A.E., et al.: Maintained ocular torsion produced by bilateral and unilateral galvanic (DC) vestibular stimulation in humans, *Exp. Brain Res.*, Vol.122, pp.453-458 (1998).  
 [11] Schneider, E., Glasauer, S. and Dieterich, M.: Comparison of Human Ocular Torsion Patterns During Natural and Galvanic Vestibular Stimulation, *J. Neurophysiol.*, Vol.87, pp.2064-2073 (2002).  
 [12] Robinson, D.A.: The use of control system analysis in the neurophysiology of eye movements, *Annu. Rev. Neurosci.*, Vol.4, pp.463-503 (1981).  
 [13] Schneider, E., Glasauer, S. and Dieterich, M.: Central processing of human ocular torsion analyzed by galvanic vestibular stimulation, *Neuroreport*, Vol.11, pp.1559-1563 (2000).  
 [14] Zink, R., Bucher, S.F., Weiss, A., Brandt, T. and Dieterich, M.: Effects of galvanic vestibular stimulation on otolithic and semicircular canal eye movements and perceived vertical, *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, Vol.107, pp.200-205 (1998).  
 [15] Day, B.L., Cauquil, A.S., Bartolomei, L., Pastor, M.A. and Lyon, I.N.: Human body-segment tilts induced by galvanic stimulation: A vestibularly driven balance protection mechanism, *J. Physiol.*, Vol.500, pp.661-672 (1997).  
 [16] Fitzpatrick, R.C., Burke, D. and Gandevia, S.C.: Task-dependent reflex responses and movement illusions evoked by galvanic vestibular stimulation in standing humans, *J. Physiol.*, Vol.478, pp.363-372 (1994).  
 [17] Fitzpatrick, R.C., Wardman, D.L. and Taylor J.L.: Effects of galvanic vestibular stimulation during human walking, *J. Physiol.*, Vol.517, pp.931-939 (1999).  
 [18] 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).  
 [19] 杉本麻樹, 永谷直久, 新居英明, 稲見昌彦: Electric Dance Revolution: 前庭感覚刺激による音楽体感システム, エンターテイメントコンピューティング 2004 論文集, pp.35-38

- (2004).
- [20] Nagaya, N., Yoshidzumi, M., Sugimoto, M., Nii, H., Maeda, T., Kitazaki, M. and Inami, M.: Gravity Jockey: A Novel Music Experience with Galvanic Vestibular Stimulation, *Proc. ACM SIGCHI ACE 2006* (2006).
  - [21] Tyler, C.W. and Torres, J.: Frequency response characteristics for sinusoidal movement in tee fovea and periphery, *Perception & Psychophysics*, Vol.12, pp.232-236 (1972).
  - [22] Nakayama, K. and Tyler, C.W.: Psychophysical isolation of movement sensitivity by removal of familiar position cues, *Vision Research*, Vol.21, pp.427-433 (1981).
  - [23] 内野善生: めまいと平衡調節, pp.126-131, 金原出版 (2002).



永谷 直久

2007年電気通信大学大学院電気通信学研究科博士前期課程知能機械工学専攻修了。日本学術振興会特別研究員(DC1)を経て、2011年同大学院電気通信学研究科知能機械工学専攻博士後期課程単位取得済み退学。現在、慶應義塾大学大学院メディアデザイン研究科付属メディアデザイン研究所リサーチャー。視覚拡張および前庭感覚提示を利用したインタフェースの研究に従事。



吉積 将

2008年電気通信大学大学院電気通信学研究科博士前期課程知能機械工学専攻修了。前庭感覚提示を利用したインタフェースの研究等に従事。現在、テコシム・ジャパン株式会社に勤務。



杉本 麻樹 (正会員)

2006年電気通信大学大学院電気通信学研究科博士後期課程機械制御工学専攻修了。博士(工学)。電気通信大学電気通信学部知能機械工学科特任助教、慶應義塾大学大学院メディアデザイン研究科講師等を経て、現在、慶應義塾大学理工学部情報工学科専任講師。実写履歴画像を用いた三人称視点からの遠隔ロボットインタフェース、画像提示装置を用いた計測と制御等のインタラクティブシステムに関わる研究に従事。



稲見 昌彦 (正会員)

1999年東京大学大学院工学研究科博士課程修了。博士(工学)。東京大学リサーチ・アソシエイト, 同大学助手, 電気通信大学講師, 同大学助教授, JST さきがけ研究者, MIT コンピュータ科学・人工知能研究所客員科学者, 電気通信大学知能機械工学科教授を経て、現在、慶應義塾大学大学院メディアデザイン研究科教授。ロボット, バーチャルリアリティ等インタラクティブ技術に関する研究に従事。情報処理学会山下記念研究賞, 同学会論文賞, 日本バーチャルリアリティ学会学術奨励賞, 同学会論文賞, 同学会貢献賞, IEEE Virtual Reality Best Paper Award, 文部科学大臣表彰若手科学者賞, 義塾賞等受賞。日本バーチャルリアリティ学会, ACM, IEEE Computer Society 等各会員。