

基礎論文

前庭感覚電気刺激による視覚への影響

永谷 直久^{*1} 杉本 麻樹^{*2} 新居 英明^{*2} 前田 太郎^{*3}
北崎 充晃^{*4} 稲見 昌彦^{*1*5}

Visual Perception Modulated By Galvanic Vestibular Stimulation

Naohisa Nagaya^{*1}, Maki Sugimoto^{*2}, Hideaki Nii^{*2}, Taro Maeda^{*3}, Michiteru Kitazaki^{*4} and Masahiko Inami^{*1*5}

Abstract - Galvanic vestibular stimulation (GVS) induces a sensation of virtual acceleration as vestibular information. GVS is expected as a wearable interface because it does not need a large device like a motion platform. In particular, GVS with alternating current (AC) can influence vision which mainly consists of torsional component. The purpose of this research was to evaluate quantitatively the effects of GVS on visual perception, and to infer its cause. In order to investigate these issues, we conducted psychophysical experiments during GVS with AC that consisted of three different types of image presentation method: Image fixed on a spatial coordinate system, a head coordinate system and a retina coordinate system. It is suggested that the visual motion perception induced by GVS is mediated by eye movements.

Keywords : Galvanic vestibular stimulation, Visual perception, Eye movement, Alternating-current

1 はじめに

前庭感覚とは一般に平衡感覚と呼ばれる頭部の加速度や角加速度を受容する感覚であり、内耳にある三半規管と卵形嚢、球形嚢の前庭器官により受容される[1]. 従来からバーチャルリアリティ分野における前庭感覚の提示手法としては、人体を油圧や空気圧などのアクチュエータを利用して機械的に動かすモーションプラットフォームが用いられてきた[2]. しかしこの手法では提示装置が大型にならざるを得ないため、アミューズメントパーク等、設置環境は限られていた. そこで近年、前庭感覚の新たな提示手法として電気による前庭感覚刺激：GVS(Galvanic vestibular Stimulation)が注目されている. GVSによる前庭感覚提示装置は人が携帯できるほど小型で軽量のため、機械的な提示方法よりも設置場所が限定されにくく、提示を行うシステム環境の構築が容易であるといえる.

GVSによる加速度感の提示は両耳後ろの乳様突起上につけた電極間に微弱な電流 (<3mA) 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いる[3][4]. さらに、GVSは前庭感覚の提示により被験

者の姿勢[5][6]や歩行方向[7][8]、眼球運動などの様々な機能にも影響を与えることが知られている. 特に眼球運動はGVSにより引き起こされる前庭動眼反射と、前庭動眼反射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生じられる. その運動は主に回旋性と水平性の眼球運動であること[9]、GVS誘因性の眼球運動は被験者の前庭器管に物理的な刺激を与えることで得られる眼球運動と運動の様子が類似していること[10]、眼球運動による眼球の変位の大きさは刺激電流量に依存すること[9][11]等が知られている.

GVSによる人への前庭感覚提示を利用したインタフェースの研究としては、歩行時に機能的に前庭感覚を提示することで体験者の歩行を任意に誘導する研究[12]がある. しかし、これまでのGVSを用いた研究の多くは直流電流による刺激か、交流刺激であっても刺激周波数は1Hz以下の低周波が用いられてきた. このため1[Hz]よりも高い周波数刺激によって引き起こされる現象の特性などはよく知られてはなかった. 1Hz以上の刺激周波数を用いた研究として、Electric Dance Revolution[13]は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ことで、新しい音楽の体感システムを提案した. この研究において交流電流を用いたGVSは視覚に対して、図1に示されるような視野の中心を回転中心とした回旋運動を引き起こすことが見出された.

本研究ではこの交流電流を用いたGVSによる視

*1: 電気通信大学大学院 知能機械工学専攻

*2: 電気通信大学大学院 機械制御工学専攻

*3: NTT コミュニケーション科学基礎研究所

*4: 豊橋技術科学大学 未来ビークルリサーチセンター

*5: 科学技術振興機構 さきがけ

*1,*2: The University of Electro-Communications

*3: NTT Communication Science Laboratories

*4: Toyohashi University of Technology Research Center for Future Vehicle

*5: Japan Science and Technology Agency

覚への影響に着目した。予備実験により、刺激周波数が 20[Hz]程度まで視覚への影響は知覚できたことから、知覚に対する個人差を考慮して、1Hz 以下の低周波から 32Hz までの広い刺激周波数帯において視覚への影響の周波数特性と評価、及び原因を検証し、音楽と同期した交流刺激によって被験者の視覚へ影響を与える前庭感覚刺激システムの設計を行う基礎的な知見を得ることを目的とする。



図1 視覚への影響イメージ図

Fig.1 Example of a visual effect image

2 GVS による視覚実験

本来は安定して知覚される世界が、交流電流を用いた GVS によって図 1 に示されるような、被験者の視野の中心を回転中心とした回旋運動として知覚される原因を検証することを本実験の主な目的とした。実際には動いていないものが動いていると知覚する要因として次の 3 つが考えられた。まず、頭部もしくは眼球の運動によって網膜上に投影される像の位置が変位するため、像が動いて知覚されたという考え。もう一つは得られた視覚情報が視神経を経由して大脳の視覚野において知覚されるという経路上で、何らかの補正が視覚情報になされて像が動いて知覚されるという考えである。これらが GVS に誘発されたと仮定すると次の 3 つの要因にまとめることができる。

- (1) GVS に誘発される頭部の動揺により画像が動いて知覚される
- (2) GVS に誘発される眼球運動により画像が動いて知覚される
- (3) 知覚されたイメージに対して GVS による電流刺激が何らかの影響を脳に及ぼし画像が動いて知覚される

本実験ではこの 3 つの要因のどれが GVS に誘引される視覚への影響を引き起こしているのか検証するために、3 つの実験条件を設定し視覚実験を行った。

2.1 実験被験者について

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 21~34 歳)が参加した。

2.2 GVS による電流刺激

図 2 に電極装着写真を示す。実験ではゲル電極 (National 社製) 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 5cm×2.5cm) に電極を切断し、乳様突起に貼り使用した。

なお、予備観察により、電極間に交流電流 (<50Hz) を流すと視覚への影響が現れ、本来は静止しているはずの画像が交流電流の周期と同期した回旋運動 (視線軸周りの回転, roll 運動) をしているように知覚されることが分かっていた。

前庭感覚刺激装置は定電流回路としてカレントミラー回路を用い、安定した刺激と被験者への高い安全性を実現している。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、極性等を任意に制御可能である。MPU 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。回路自体は -2.5~2.5mA まで出力でき、最小分解能は 0.02mA である。



図2 電極を装着した被験者

Fig.2 Electrodes applied to a subject

2.3 実験手順

前節において GVS に誘引される視覚への影響を引き起こす要因として 3 つの可能性を示したが、これらの要因の影響を検証するために GVS に誘引される頭部運動の影響を請けない実験系と、同じく GVS に誘引される眼球運動の影響を受けない実験系、それぞれを設定しなくてはならない。特に、

GVSに誘引される眼球運動にはGVSにより直接的に引き起こされる前庭動眼反射と、GVSに誘引される頭部動揺によって間接的に引き起こされる前庭動眼反射の2種類がある。そこで暗室内において1)空間固定刺激、2)頭部固定刺激、3)網膜固定刺激、という画像を固定する座標系の異なる3種類の実験系を設定し、視覚への影響が生じる電流閾値を上下法により測定した。2)の実験系では頭部座標系において画像を固定することにより、GVSに誘引される頭部動揺によって間接的に引き起こされる前庭動眼反射の影響のない測定データが得られる。また、3)の実験系では網膜に画像を固定することにより眼球運動による影響のない測定データが得られる。このような各要因が3つの実験系の測定データに及ぼす影響の対応表を表1に示す。表から実験1の測定データには3つの要因すべてが影響を与えることが分かる。

	実験1 空間座標	実験2 頭部座標	実験3 網膜座標
頭部運動	○	×	×
眼球運動	○	○	×
知覚イメージ運動	○	○	○

○:考慮する ×:考慮しない

表1 実験-要因対応表

Table 1. Experimental-factor table

被験者には各刺激周波数において電流量の異なる刺激を提示し、提示画像が動いているように知覚したか否かの2件法(強制2肢選択)で回答させた。刺激時間は5秒を目安とし、刺激周波数によって調整を行った。

実験に際して、各実験系での実験の試行順序が被験者の反応に対して影響を及ぼす、いわゆる順序効果を除去するために、次のような手順でカウンタバランスの手続きを行った。

- 3種類の画像の固定座標系における実験は、実験を行う順番を被験者によりランダムに設定した。
- 被験者に刺激開始時と終了時を毎回教示した。

2.3.1 実験1 空間固定刺激

被験者には暗室の中で壁面から2m離れた椅子に座り、壁面に提示された線の中央の注視点を注視するように指示した。実験1では刺激周波数を0.10, 0.25, 0.50, 0.75, 1.0, 2.0, 4.0, 6.0, 8.0, 12, 16, 32Hzとし、刺激電流値の範囲は0.020~2.0mAとし

た。実験システムの構成図を図3に示す。

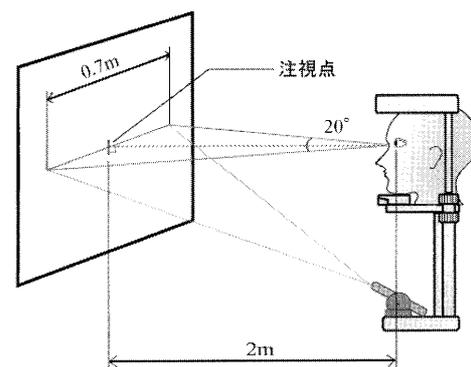


図3 実験系構成概念図(実験1)

Fig.3 Experimental set-up (Experiment 1)

画像の提示方法として点ではなく線を照射できるサクラクレパス社RX-5赤色レーザーポインタを用いた。フォトランジスタを用いてこのレーザー光を観測したところ点滅している様子は観測されなかった。したがってレーザー光の点滅による測定データへの影響はないといえる。線の長さは水平線、垂直線共に視野角が20deg、およそ0.70mの長さに設定した。

実験1では一人の被験者につき、被験者が顎台の使用した場合とそうでない場合の2条件に加え、提示する画像を垂直線と水平線の2種類、計4条件下において測定した。

2.3.2 実験2 頭部固定刺激

実験2では頭部座標系において画像を固定した。これにより頭部の揺れによる画像の相対的な揺れの影響のない測定データが得られる。実験システムの構成図を図4に示す。

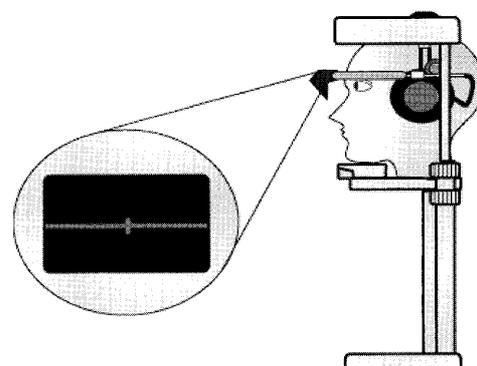


図4 実験系構成概念図(実験2)

Fig.4 Experimental set-up (Experiment 2)

画像の提示手法にはHMD: Head Mounted Display (SONY PUD-J5A)を用いた。このHMDは仮想視

距離約2.0mのところろに画面サイズ42型の画像が提示できる仕様である。

提示画像の画角、測定方法や測定する周波数値は実験1と同じである。ただし提示画像は水平線のみとし、測定条件は顎台使用時と不使用時の2種類とした。提示画像のサイズは縦:72[pixel]×横:534[pixel]、解像度は72pixels/inchである。

2.3.3 実験3 網膜固定刺激

実験3では網膜に画像を固定した。これにより眼球運動による影響のない測定データが得られる。画像の提示手法としてスリットを付けた白熱球電灯を用いて網膜への残像を焼付けた。提示画像は水平線と垂直線の2種類とした。また、残像時間については個人差があり実験3の実験中ずっと残像が見えていた被験者もいれば、途中で消えてしまった被験者もいた。実験3の実験中は常に残像がはっきり見えているか口頭で答えてもらい、そうでない場合は残像が完全に消えてから、もう一度残像を焼き付ける手順を行い引き続き実験を行った。実験3の後に他の実験が控えている被験者に対しては残像が完全に消えるまで時間を置いて次の実験を開始した。図5に提示画像(水平線)のイメージ図を示す。

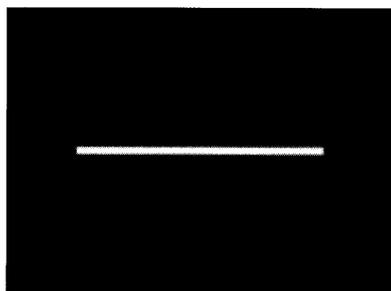


図5 提示画像イメージ図(水平)

Fig.5 Example of an image (horizontal line)

本実験を計画するにあたり予備実験の結果から網膜に画像を固定した場合、提示した画像が回旋運動しているように知覚される視覚への影響は見られなかった。また、同じく予備実験結果から、刺激周波数が1.0[Hz]付近で最も視覚への影響が知覚されやすい傾向にあることが分かった。

したがって実験3ではまず視覚への影響が刺激周波数1.0, 2.0[Hz]において知覚できるか測定を行い、また同時に他の実験条件下で見られた刺激周波数が高くなると知覚される周辺視野の点滅が実験3の条件下でも知覚されるか測定するために実験3では測定する刺激周波数を1.0, 2.0, 12, 32[Hz]とした。測定方法は実験1と同様である。測定条件は残像の水平線、垂直線の2種類に加え、顎台の使用

と不使用の2条件、計4条件下において測定した

3 結果

3.1 電流閾値の周波数応答

各実験において得られた電流閾値の周波数応答のグラフを図6, 図7に示す。横軸に周波数、縦軸に画像の運動知覚の電流閾値をとり、被験者別(被験者A-E:順に21,23,23,25,34歳)にグラフ化した。

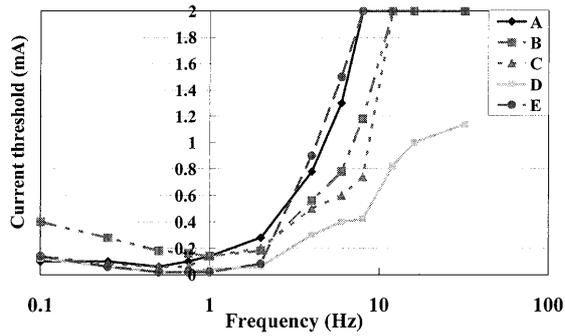
最大刺激電流量2.0mAで刺激した時に、視覚への影響がないと回答された場合は有効なデータは取れなかったとしてグラフでは2.0mAにプロットした。

この結果、実験1, 実験2の全ての条件において周波数が0.75Hz~1.0Hzの時、電流閾値が最も小さくなり、電流閾値が最も小さくなった周波数を境にして電流閾値が減少から、増加に変わる傾向があることが分かる。しかし、実験3では被験者5人全員が残像の運動を知覚しなかった。

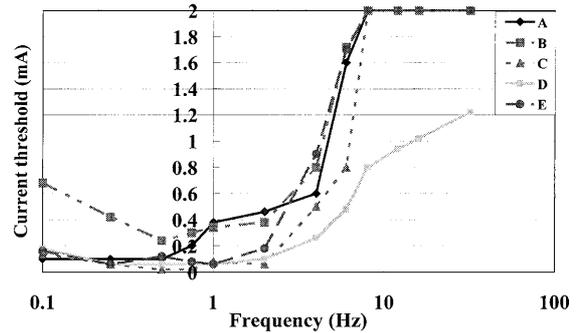
3.2 被験者の内観報告

3.2.1 実験1

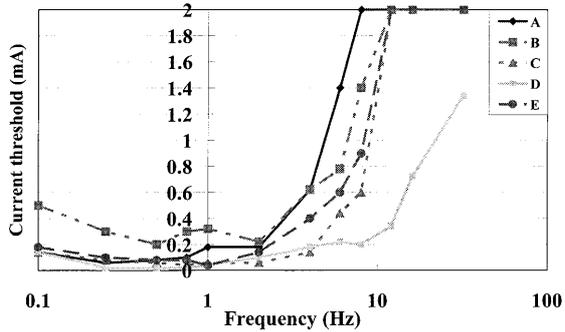
提示画像として水平線を用いた条件において、被験者全員が主に水平線の注視点を回転中心とした回転運動を知覚した。この回転運動について被験者の内観報告をまとめると、視覚運動は刺激周波数を高くすると運動の速度が高くなり、また刺激電流値を大きくすると運動の変位が大きく知覚された。刺激周波数別に詳しく示すと、1.0Hz以下の刺激周波数においては全ての被験者が回転の周期と同期していると回答した。そのため、刺激周波数0.10Hzにおいて被験者全員が非常に遅い回転運動であると感じた。しかし刺激周波数が高くなると回転運動ではなくなっていく傾向が強くなり4.0Hz以上になると被験者全員が水平線は回転運動ではなく水平方向の振動をしていると知覚した。6.0Hz以上になると刺激電流値がある値以上で周辺視野が点滅しているように見えるという報告が4人の被験者(被験者A, B, C, E)からなされた。12Hzでは被験者Dも点滅を知覚した。この点滅は被験者からの報告によると、提示画像が点滅しているのではなくF視野の外側で白い光が点滅しているように知覚しており、刺激周波数を高くすると点滅の周期も早くなり、刺激電流値を大きくすると点滅がより明るくなる傾向があった。また、瞼を閉じてもこの点滅は知覚される。しかし周波数が32Hzになると被験者D, Eは点滅を知覚しなかった。



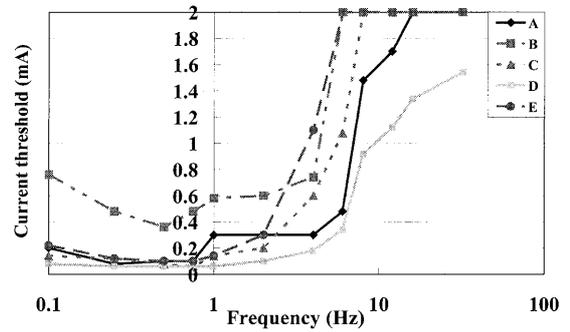
(a) 水平線 - 顎台使用



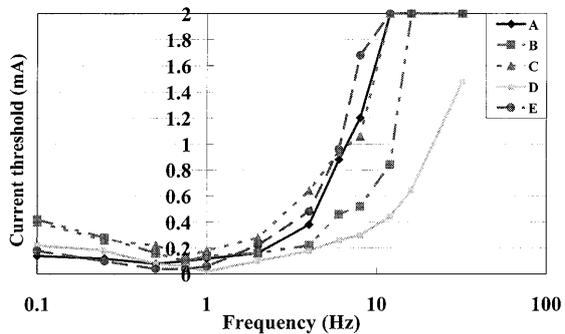
(a) HMD - 顎台使用



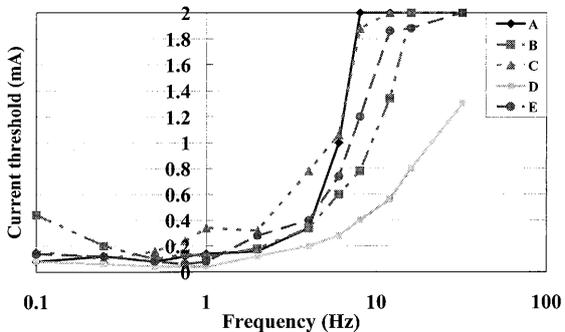
(b) 水平線 - 顎台不使用



(b) HMD - 顎台不使用



(c) 垂直線 - 顎台使用



(d) 垂直線 - 顎台不使用

図6 実験1における周波数応答
Fig. 6 Frequency response (Experiment 1)

図7 実験2における周波数応答
Fig. 7 Frequency response (Experiment 2)

提示画像として垂直線を用いた条件において、画像の運動は回転運動であったが、回転の中心点は注視点であると回答とした被験者と、注視点よりも下を中心点としているという回答をした被験者の2つに分かれた。その他の現象に関しては水平線提示の場合と同様の報告がなされた。

GVSによる体の揺れに関しては、被験者全員が顎台を使用していない状態で刺激周波数が1.0Hz付近において最も体の揺れを知覚したと回答した。

3.2.2 実験2

実験2における視覚運動への内覧報告は実験1において水平線を提示した場合と同様に、刺激周波数の上昇とともに注視点を中心とするロール方向の回転運動から水平方向の振動運動に変化した。また、点滅についても同様の報告がなされた。

表2 分散分析表 (個人差 × 画像の固定座標系 × 頭部固定条件 × 刺激周波数)

Table 2. ANOVA table (Subjects × Coordination system × Head fixation × Stimulus frequency)

Factor	SS	df	MS(SS/df)	F
個人差 (S)	10.323	4	2.581	
画像の固定座標系 (A)	1.168	1	1.168	7.64*
S×A	0.612	4	0.153	
頭部固定条件 (B)	0.030	1	0.030	0.52ns
S×B	0.231	4	0.058	
刺激周波数 (C)	120.111	11	10.919	55.03***
S×C	8.731	44	0.198	
A×B	0.077	1	0.077	0.87ns
S×A×B	0.353	4	0.088	
B×C	0.357	11	0.032	2.67**
S×B×C	0.534	44	0.012	
A×C	1.634	11	0.149	2.51**
S×A×C	2.604	44	0.059	
A×B×C	0.067	11	0.006	0.22ns
S×A×B×C	1.185	44	0.027	

表3 分散分析表 (個人差 × 提示画像の種類 × 頭部固定条件 × 刺激周波数)

Table 3. ANOVA table (Subjects × Line orientation × Head fixation × Stimulus frequency)

Factor	SS	df	MS(SS/df)	F
個人差 (S)	8.614	4	2.154	
提示画像の種類 (A)	0.034	1	0.034	0.12ns
S×A	1.133	4	0.283	
頭部固定条件 (B)	0.013	1	0.013	0.17ns
S×B	0.292	4	0.073	
刺激周波数 (C)	108.816	11	9.892	38.72***
S×C	11.242	44	0.255	
A×B	0.115	1	0.115	15.20**
S×A×B	0.030	4	0.008	
B×C	0.104	11	0.009	0.35ns
S×B×C	1.186	44	0.027	
A×C	0.329	11	0.030	0.77ns
S×A×C	1.703	44	0.039	
A×B×C	0.515	11	0.047	4.61***
S×A×B×C	0.446	44	0.010	

ns p > .10; *p < .10; **p < .05; ***p < .01

SS; sum of square, df; degree of freedom, MS; mean square

3.2.3 実験3

実験3では顎台使用の有無に関わらず、被験者全員が提示画像の回旋運動という視覚運動を知覚しなかったと回答した。しかし、刺激周波数が12, 32Hzにおいては実験1, 2と同様に被験者全員が周辺視野の点滅を知覚したと回答した。

3.3 統計分析結果

本節では第2節において設定した各実験間の条件差が測定データに与える影響を検証するために分散分析を行った[16]。本実験は同一被験者が全実験条件を試行する被験者内計画である。分散分析に

おいて要因とは測定データの値を変化させる原因のことであり、人為的な条件設定による実験条件を指す。そこで実験3において測定データは得られなかったため、実験1と実験2の結果をまとめて、条件設定差の主効果を検定するために2つの3要因の分散分析を行った。一つは頭部固定条件(顎台の使用と不使用) × 画像の固定座標系(空間固定と頭部固定) × 刺激周波数(0.10-32Hz)、もう一つは、頭部固定条件(顎台の使用と不使用) × 提示画像の種類(水平線と垂直線) × 刺激周波数(0.10-32Hz)である。

これら2つの分散分析の結果をそれぞれ表2, 表

3に示す。刺激周波数の主効果はいずれの分析でも有意であり ($F(11, 44) = 55.03, P < 0.0001, F(11, 44) = 38.72, P < 0.0001$), 視覚運動を知覚させる最適な周波数があること(視覚運動知覚の周波数依存性)が支持された。頭部固定条件の主効果は有意でなかった ($F(1, 4) = 0.52, F(1, 4) = 0.17$)。

また、表2から画像の固定座標系の主効果は有意傾向にある ($F(1, 4) = 7.64, P = 0.051$) が示された。電流閾値の平均値は空間座標系固定の場合 0.71mA で頭部座標系固定における平均値 0.85mA より低く、HMDを用いて頭部に画像を固定した場合には視覚運動が知覚されにくくなる傾向が示された。表2から、画像の固定座標系と刺激周波数の交互作用 ($F(11, 44) = 2.51, P < 0.05$), 頭部固定条件と刺激周波数の交互作用 ($F(11, 44) = 2.67, P < 0.05$) が有意であった。これは、視覚運動知覚の周波数依存性の特性が画像の固定座標系や頭部固定条件によって異なることを意味する。具体的には、HMDで画像を頭部に固定した場合には、全ての刺激周波数において空間座標系に画像を固定した場合よりも電流閾値の平均値が高くなり周波数依存性が弱まること。また、あご台で頭部を固定することにより固定しなかった場合よりも刺激周波数が 4.0Hz 以下であるときには周波数依存性が高まり、逆に $6.0 \sim 12\text{Hz}$ では周波数依存性が弱まることを示した。

表3から提示画像の種類と頭部固定条件の交互作用が有意である ($F(1, 4) = 15.20, P < 0.05$) が示された。水平線 - 顎台使用の条件下での電流閾値の平均は 0.74mA で水平線 - 顎台不使用の条件下の平均値 0.68mA より大きい。一方、垂直線 - 顎台使用の条件下で平均値は 0.67mA で垂直線 - 顎台不使用の条件下での平均値 0.70mA より小さかった。つまり、水平線は、あご台使用で運動して見えにくくなり、垂直線は逆にあご台使用で運動して見えやすくなった。3要因の交互作用も有意であるが ($F(11, 44) = 4.61, P < 0.01$), これについてはグラフから明確な傾向を読み取ることができなかった。

4 考察

実験1, 2の測定結果と実験3の測定結果の最も大きな違いは、実験1, 2では視野の中心を回転中心とした回旋運動という視覚への影響を被験者全員が知覚したのに対して、実験3では被験者全員がそのような視覚への影響を知覚しなかったということである。つまり、視覚への影響の原因と考えられる要因は実験1, 2と実験3で設定した実験条件の差にあると考えられる。ここで実験3は網膜に画像を提示することで、眼球運動の影響のない測定デ

ータが得られるが、実験1, 2は共に眼球運動を無視できない条件下での測定データである。したがってGVSによる視覚への影響は、眼球運動による要因が最も大きいことが示唆される。

被験者の内覧報告によると水平線、垂直線どちらの画像においても回旋性の運動が見られた。過去の研究においてGVSに誘起される眼球運動は主に回旋性および水平性であり、特に視点を固定視標に固定させると主に回旋性の眼球運動が計測されることが示されている[9]。本実験において提示画像には注視点を設けていたため、被験者は常に注視点という固定視標に視点を固定していたといえる。これにより本実験においては、水平性の眼球運動に比べて回旋性の眼球運動が強く現れていたと考えることができる。つまり本実験において知覚された回旋性の視覚運動はこの回旋性の眼球運動に強く起因することが示唆される。

実験1と実験2をまとめた分散分析の結果からGVSに誘導される視覚運動知覚には周波数依存性があることが示された。 1.0Hz 付近でもっとも感度が高く、視覚運動が知覚されやすく、それよりも高い周波数では感度が急激に下がり、低い周波数でもやや感度低下が見られた。その結果得られた周波数応答のグラフは全て $0.75 \sim 1.0\text{Hz}$ における電流閾値を最小値とした右上がりの形状を示した。しかし、画像の回転周期と電流刺激の周期が同期しているという被験者の内覧報告を考慮にいと、 $0.1[\text{Hz}]$ よりも低い周波数では閾値は上がり周波数応答のグラフはU字型になる可能性があると考えられる。

同様に分散分析の結果から、頭部固定条件の主効果は有意ではなかった。つまり顎台使用の有無という実験条件の設定差に対して測定結果は影響を受けないということが示唆される。しかし、画像の固定座標系の主効果は有意傾向にあり、電流閾値の平均値は空間座標系固定の場合 0.71mA で頭部座標系固定における平均値 0.85mA より低く、HMDを用いて頭部に画像を固定した場合には画像の回旋運動という視覚への影響が若干知覚されにくくなる傾向が示された。実験2では実験1とは異なりGVSに誘引される頭部動揺によって間接的に引き起こされる前庭動眼反射の影響のない測定データを得られる。このことから眼球運動のみではなく、GVS誘導性の頭部運動による前庭動眼反射が視覚への影響の知覚に若干の影響を及ぼしている可能性があると考えられる。

しかし、これらの要因の影響の大きさは全ての被験者に対して完全に一様ではなかった。この理由としてGVSにより誘起される眼球運動の応答は個人差が大きく表れるが、個人内変動は小さいという過

去の知見があげられる[9][10][11][14][15]. そこで個人差という面から考察すると, 図 6, 図 7 から被験者 D は他の被験者とは異なり全ての条件において刺激周波数が 32Hz であっても視覚運動を知覚したということや, 画像の固定座標系の違いは被験者 A, B のデータに大きな差をもたらす結果が表れるが, 他の被験者のデータにおいて大きな差はないということが確認できる.

実験 1, 実験 2, 実験 3, 全ての実験で確認された周辺視野の点滅について考察する. 周辺視野の点滅は被験者 5 人全員に知覚され, この点滅が見えた周波数から急に画像の揺れなどの運動が知覚されづらくなり, そこから周波数を高くすると被験者の多くは最大刺激電流値 2.0mA でも画像の運動は知覚しなくなった. 逆に最も高い周波数まで画像運動の知覚を報告した被験者 D は, 他の 4 人が点滅を感じたと報告した刺激において点滅は感じなかったと回答した. 点滅の見え始める周波数と視覚への影響を知覚する最大刺激周波数の間には相関関係があると推測できる. また点滅の周期は刺激周波数が 16Hz の時に一番速く感じる傾向があり, 32Hz にすると点滅というよりも視野全体が白く光る感じがするという報告がされた.

人間は点滅として提示される光を見ると, ちらつきを知覚するが, その点滅の周期を高くすると臨界ちらつき周期 (CFF : critical flicker frequency) に達する. これは点滅光が連続光に見える周期である. これ以上点滅周期を高くしても光はちらつきとして知覚されず, 定常光として知覚される. 一般に点滅光の輝度及び大きさが増大すると CFF は高くなる. さらに, 点滅光の網膜への提示部位として中心窩よりも周辺視野のほうが CFF は低く, 低輝度であれば 2.0[Hz]から 10[Hz], 高輝度であっても 20[Hz]以下であるということが知られている (Hecht & Verrijp, 1993)[17].

本実験において周辺視野で知覚された点滅光の周期が電流刺激の周期に比例して変化しているように感じたという被験者の内覧報告を加味すれば, 刺激周波数が 32[Hz]において点滅光が連続光として知覚されたため, 視野全体に連続光を知覚したと考えることができる.

5 おわりに

本稿では, 交流電流を用いた GVS に誘発される視覚への影響の評価と原因の検証のために, 3 種類の異なる画像固定方式において視覚実験を行った. その結果, 視覚運動は GVS によって引き起こされる回旋眼球運動に起因する要因が最も大きいこと

が示唆された. また, 視覚運動を知覚する電流閾値は刺激周波数に大きく依存することが示され, その周波数特性のグラフは 1.0[Hz]付近を下限とした右上がりの形状を示した. 特に, 刺激周波数が高くなり視覚運動を知覚する感度が下がると共に周辺視野の点滅が知覚されだす現象に関しては, 視覚運動を知覚する最大刺激周波数と点滅の知覚される周波数には相関関係があると考えられ, その相関関係を心理物理実験により検証することが今後の課題と考えられる.

本結果に基づき, 第 1 節において述べた Electric Dance Revolution について考察する. 一般的な音楽の BPM (Beat Per Minute) が 70~250 程度であることを踏まえると, 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同システムは, 使用する刺激周波数が 1.0[Hz]付近であるため音楽に同期した回旋性の視覚運動が得られやすい. つまり, Electric Dance Revolution は GVS を利用して音楽を平衡感覚で体感するシステムとしてだけでなく, リズムに同期した視覚刺激により視覚を通して音楽を体感できるシステムといえる. 今後はさらに音楽を視覚と平衡感覚で体感するシステムとして改良を行うとともに, GVS による前庭感覚提示装置の特徴の一つであるウェアラブル性を活かし, 携帯音楽端末機への応用なども考えていきたい.

謝辞

本研究の一部は, 文部科学省科研費基盤研究 (C) と北崎充晃への文部科学省 21 世紀 COE プログラム「豊橋技術科学大学インテリジェントヒューマンセンシング」の補助を受けて行った研究成果である.

参考文献

- [1] 大山, 今井, 和気: 新編 感覚・知覚心理学ハンドブック (第三版), 誠信書房, pp.1317-1363 (2000)
- [2] 廣瀬, 大塚, 広田: 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)
- [3] Day BL, Severac Cauquil A, Bartolomei L, et al: Human body-segment tilts induced by galvanic stimulation: a vestibularly driven balance protection mechanism, *J. Physiol.* 500.3, pp.661-672 (1997)
- [4] Tardy-Gervet MF, Severac-Cauquil A: Effect of galvanic vestibular stimulation on perception of subjective vertical in standing humans, *Percept Mot Skills.* 86 (3 Pt 2), pp. 1155-1161 (1998)
- [5] Daniel L. Wardman, Brian L. Day and Richard C. Fitzpatrick: Position and velocity responses to galvanic

vestibular stimulation in human subjects during standing, J. Physiol. 547.1, pp.293-299 (2003)

- [6] Daniel L. Wardman, et al: Effects of galvanic vestibular stimulation on human posture and perception while standing, J. Physiol. 551.3, pp.1033-1042 (2003)
- [7] Richard C. Fitzpatrick, Daniel L. Wardman and Janet L. Taylor : Effects of galvanic vestibular stimulation during human walking, J.Physiol. 517.3, pp.931-939 (1999)
- [8] Bent LR, McFadyen BJ, el al : Magnitude effects of galvanic vestibular stimulation on the trajectory of human gait, Neurosci Lett. 279.3, pp.157-160 (2000)
- [9] Klaus Jahn, Andrea Naeßl, Erich Schneider, Michael Strupp, Thomas Brandt, and Marianne Dieterich : Inverse U-shaped curve for age dependency of torsional eye movement responses to galvanic vestibular stimulation, Brain. 126, pp.1579-1589 (2003)
- [10] Erich Schneider, Stefan Glasauer, Marianne Dieterich : Comparison of Human Ocular Torsion Patterns During Natural and Galvanic Vestibular Stimulation , J. Neurophysiol. 87, pp.2064-2073 (2002)
- [11] Watson SR, Brizuela AE, et al : Maintained ocular torsion produced by bilateral and unilateral galvanic (DC) vestibular stimulation in humans, Exp Brain Res. 122, pp.453-448 (1998)
- [12] 杉本, 渡邊, 安藤, 前田 : 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 VR 学会 第8 回大会論文集 pp.339-342.(2003)
- [13] 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, エンターテインメントコンピューティング2004 論文集, pp.35-38 (2004)
- [14] Zink R, Bucher SF, Weiss A, et al : Effects of galvanic vestibular stimulation on otolithic and semicircular canal eye movements and perceived vertical , Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 107, pp. 200-205 (1998)
- [15] MacDougall HG, Brizuela AE, Burgess AM, et al : Between-subject variability and within-subject reliability of the human eye-movement response to bilateral galvanic (DC) vestibular stimulation, Exp Brain Res. 144, pp. 69-78 (2002)
- [16] 田中, 山際 : 新訂 ユーザーのための教育・心理統計と実験計画法 (第二版), 教育出版, pp.82-175(2004)
- [17] 大山, 今井, 和気 : 新編 感覚・知覚心理学ハンドブック (第三版), 誠信書房, pp.338-339 (2000)

(2005年 7月 17日 受付)

[著者紹介]

永谷 直久 (学生会員)



2005年 電気通信大学 電気通信学部 知能機械工学科卒業。現在、同大学大学院 電気通信学研究科 知能機械工学専攻 博士前期課程在籍。前庭感覚提示を利用したインタフェースの研究に従事。

杉本 麻樹 (学生会員)



2000年 千葉工業大学工学部電子工学科卒業。2002年 同大学大学院工学研究科博士前期課程情報工学専攻修了。同年から2003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ーとして、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人間情報研究部客員研究員。2003年10月 から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。非言語情報を利用したヒューマンインタフェースなどの研究に従事。日本学術振興会特別研究員。

新居 英明 (学生会員)



1995年 東京工業大学大学院制御システム工学専攻修士課程修了。同年、株式会社トキメック入社。2003年4月 同社退社。現在、電気通信大学大学院機械制御工学専攻博士後期課程に在籍。主に光を利用した通信やヒューマンインタフェースに興味を持つ。

前田 太郎 (正会員)



1987年 東京大学・工・計数工卒。工博。同年通産省工業技術院機械技術研究所。1992年 東京大学先端科学技術研究センター一助手, 1994年 同大学院・工助手, 1997年 同大学院・工講師, 2000年 同大学院情報学環講師。2002年 NTT コミュニケーション科学基礎研究所主幹研究員。人間の知覚特性・神経回路のモデル化, テレインテグレーションの研究に従事。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。

北崎 充晃 (正会員)



1992年 東京大学文学部心理学専修課程卒業, 1994年 同大学院人文科学研究科心理学専攻修士課程修了, 1997年 同大学院総合文化研究科広域科学専攻博士課程修了。博士(学術)。1997年 東京大学大学院人文社会系研究科助手, 2000年 豊橋技術科学大学工学部知識情報工学系講師, 2003年 同助教授。2005年 より国立大学法人豊橋技術科学大学未来ビークルリサーチセンター助教授。専門は知覚心理学・認知工学。

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, マサチューセッツ工科大学コンピュータ科学・人工知能研究所客員科学者を経て現在, 電気通信大学知能機械工学科助教授. 科学技術振興機構さきがけ研究者を兼任. 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, IEEE Virtual Reality Best Paper Award, ICAT Best Paper Award, ACM ACE Excellent Paper Prize 等受賞, 日本バーチャルリアリティ学会, IEEE Computer Society, ヒューマンインタフェース学会, 日本ロボット学会等各会員.