

平成 21 年 3 月 31 日現在

研究種目：若手研究（B）

研究期間：2007～2008

課題番号：19730460

研究課題名（和文）

自己運動知覚と姿勢制御における前庭感覚と視覚の相互作用解明

研究課題名（英文） Visual-vestibular interaction

in self-motion perception and postural control

研究代表者

北崎 充晃（Kitazaki, Michiteru）

豊橋技術科学大学・未来ビークルリサーチセンター・准教授

研究者番号：90292739

## 研究成果の概要：

我々は、眼に映る情報（視覚情報）も耳石や半規管のような平衡器官で得られる情報（前庭情報）も使って姿勢を制御している。本研究では、簡単な装置を用いて、視覚刺激および前庭感覚刺激を提示・制御して、それらがどのように組み合わせられて姿勢制御に利用されているかを調べた。その結果、視覚は前庭よりも時間特性が速いことが分かった。また、視覚・前庭情報にどれくらい依存するかという割合は、個人差が大きく、千倍近い開きがあった。そして、長時間順応することで、この依存割合を変化させられることを示した。

## 交付額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2007年度	1,900,000	0	1,900,000
2008年度	1,400,000	420,000	1,820,000
年度			
年度			
年度			
総計	3,300,000	420,000	3,720,000

研究分野：社会科学

科研費の分科・細目：心理学・実験心理学

キーワード：視覚性姿勢制御，前庭性姿勢制御

## 1. 研究開始当初の背景

申請者を含めて少なくない数の研究者が、視覚からの自己運動知覚および姿勢制御の研究を行っているが、視覚と前庭感覚の相互作用を心理物理学的手法で研究しているところは少ない。これまで、前庭刺激を提示するには、椅子やカートを移動させるという大がかりな装置が必要であり、スペースや資金の制限のために心理物理実験が行われることが少なかった。また、電動式の椅子やカー

トは、前庭感覚に刺激を与えるのみならず振動による皮膚感覚や風の体性感覚、音による聴覚を生じさせざるを得ず、それらのノイズのために特に微少な刺激提示や精密な刺激制御が難しかった。1960年代に発明され、近年再び脚光を浴びている前庭電気刺激（Galvanic Vestibular Stimulation）は、スペースもとらず、簡便な前庭刺激提示法として期待されている。それは、頭部の左右乳様突起に外から微弱な電流（0.1-2.0mA程度）

を提示するものであり、前庭感覚が正常な被験者は、陽極へ姿勢が傾くことが報告されている。

申請者は、これまで、視覚と聴覚の自己運動知覚と姿勢制御への相互作用の検討（平成15-16年度科研費若手研究B）を行い、その非線形な統合を明らかにした。つぎに、現在眼球運動と身体運動が自己運動知覚に及ぼす影響を調べており（平成17-18年度科研費若手研究B）、眼球運動と頭部運動に関する（非視覚的な）運動指令情報が自己運動知覚を変化させることが分かってきた。そこで、この研究では、前庭電気刺激の特徴を生かすことで、前庭感覚情報を高精度・高信頼性で操作し、これまで培ってきた視覚性自己運動知覚・姿勢制御の実験装置・実験パラダイムと組み合わせることで、複合感覚からの自己運動知覚研究のさらなる進展を目指した。

## 2. 研究の目的

本研究では、前庭電気刺激を用いた前庭感覚情報の操作と広視野プロジェクタを用いた視覚情報の操作を同時に行い、それらが自己運動知覚と姿勢制御に及ぼす影響の相互作用を解明する。

特に以下の4点に目標をおき、研究を遂行する。

- (1) 前庭電気刺激と視覚刺激のリアルタイム制御による心理物理実験システムを開発する。
- (2) 前庭感覚と視覚の時間特性およびその相互作用を解明する。
- (3) 個人差の抽出と、前庭・視覚の対提示を用いた知覚運動システムの変化・可塑性を検討する。
- (4) 身体動揺のリアルタイム計測を(1)と組み合わせ、リアルタイムフィードバック可能な実験システムを開発し、自己運動知覚と姿勢制御の相互作用効果を検討する。

## 3. 研究の方法

### (1) 被験者

視力および前庭感覚が正常な大学生および大学院生11名がインフォームドコンセントに同意し、署名を行った後、実験に参加した。いずれの被験者も、実験の目的を知らされていないかった。

### (2) 装置

実験は準暗室内で行った（図1）。



図1 実験装置概要

視覚刺激を提示するために、幅2.43m×高さ1.82mの背面投射式スクリーンと三管式CRTプロジェクタ（Barco Cine7/11, 1024×768pixel, 60Hz refresh）を用いた。また、前庭刺激を提示するために、プログラミングによって定電流制御が可能なアナログ出力デバイスNI-6704（NATIONAL INSTRUMENTS）を使用し、電気前庭刺激の生成・制御を行った。生成した電気前庭刺激を頭部の左右乳様突起に与えるために、電解質ジェルが塗られた使い捨て電極（Ambu, BLUE SENSOR）を使用した（図2）。これらの視覚刺激および前庭刺激の生成・制御は、1台のコンピュータ（DELL, Pentium4 2.8GHz, 512MB, nVIDIA-Quadro-FX1000 グラフィクス, MS-Windows2000）で行った。

重心動揺は、重心動揺計（NEC EB1101）を用いてサンプリングレート60Hzで測定し、AD変換ボードNI-6024（NATIONAL INSTRUMENTS）を介して、コンピュータに取り込んだ。また頭部動揺は、磁気式の三次元位置計測装置（POLHEMUS fastrak）を用いて測定し、同コンピュータに取り込んだ。三次元位置計測装置のレーザーを被験者の後頭部に固定するために、ヘアバンドにレーザーを取り付け、被験者に装着した。

つまり、視覚・前庭刺激の生成・制御および重心・頭部動揺の測定は、同一のコンピュータによって行った。

### (2) 刺激

各試行では、視覚刺激あるいは電気前庭刺激のいずれかが与えられた。視覚刺激として、幅2.43m×高さ1.82mのスクリーン上に、前額平行面を正弦波的速度変化で左右往復運動する赤色のランダムドットを提示した（図2）。



図2 視覚刺激観察の様子

視覚刺激の観察距離は、1.50m とした。したがって、スクリーンの視野角は、 $58.3 \times 50.5 \text{ deg}$  であった。ランダムドットは一辺が  $0.45 \text{ deg}$  ( $1.187 \text{ cm}$ ) の正方形とした。シミュレート空間は、スクリーンの描画領域を横に2倍 ( $2048 \times 768 \text{ pixel}$ ,  $4.86 \text{ m} \times 1.82 \text{ m}$ ) にした領域を設定し、その空間に10,000個のドットを配置した。スクリーンには、シミュレート空間のうち半分の領域が描画されたため、平均ドット個数は5,000個であった。その密度は、15.9%であった。視覚刺激の左右運動の振幅は、 $5.8 \text{ deg}$  ( $15.2 \text{ cm}$ ) とした。

前庭刺激として、被験者に対して電気前庭刺激を与えた。電解質ジェル付きの電極を被験者の右耳側の乳様突起が陽極、左耳側の乳様突起が陰極となるように貼り付けた。導線は1kの電気抵抗を介して、コンピュータ制御の定電流源ボードに接続された。電気前庭刺激は、実験開始前に行う重心動揺のキャリブレーション時には0.0mAとし、実験開始後に60Hzのレートで、電流を0.1mA刻みで正弦波的に変化させた(これが装置の精度限界であった)。電流値の変動幅、すなわち電気前庭刺激の振幅は、0.1mAから0.5mAの範囲とした。

視覚運動刺激および電気前庭刺激の周波数条件として0.1Hz、0.2Hz、および0.3Hzの3条件を設定した。つまり、視覚刺激あるいは前庭刺激は、これらの周波数で左右への往復運動・変化を行い、左右への身体動揺を誘発した。

また、注視点として画像中央に一辺が $4.6 \text{ deg}$  ( $12.2 \text{ cm}$ )の赤色十字を提示した。視覚刺激提示中は、注視点以外のランダムドットが左右運動を行った。前庭刺激提示中は、暗黒背景に注視点のみを提示した。

実験を開始すると、5sの暗黒画面の後に10sの重心動揺計のキャリブレーションが行われ、キャリブレーションが終了してからの5sは再び暗黒画面が提示された。暗黒画面が終了するとスクリーンには注視点が表示され、同時に視覚刺激もしくは前庭刺激が提示された。また、刺激の提示と同時に重心動揺

および頭部動揺の測定が開始された。

ただし、使用した定電流源の性能的制約により、電流値の変動の最小単位が0.1mAであるため、電気前庭刺激の波形は階段波状であった。また、定電流源の性能的制約によりセッションの途中で電気前庭刺激を0.0mAに戻すことが不可能であり、一度電流を流し始めると、そのセッション中は最低0.1mAの電流が常に流れた。したがって、キャリブレーション終了後は、身体動揺の測定を行っていない各試行間の5sの暗黒画面のときや、視覚刺激の提示時にも、0.1mAの定電流が提示されていた。

### (3) 手続き

被験者は重心動揺計の上に直立姿勢で立ち、スクリーン中央の注視点を固視するように教示された。1試行は90sとして、被験者はその間視覚刺激もしくは前庭刺激のどちらかを提示された。1セッションは、刺激モダリティ2水準(視覚運動あるいは電気前庭刺激)、刺激の周波数3水準(0.1, 0.2, 0.3Hz)の計6水準について、1試行ずつランダムな順序で提示した。各試行間には5sの間隔を挟んだ。適宜休憩を挟みながら、10セッションの反復測定を行った。つまり、各条件10回繰り返し計測を行った。

## 4. 研究成果

### (1) 重心動揺

各測定条件における10試行分の重心動揺測定値に対して、1試行分ずつFFTによって重心動揺に関する周波数解析を行い、パワーと位相を算出した。ただし、FFTを行う際には、刺激提示開始当初の過渡的な動揺の影響を解析結果から排除するために、90s間の測定値の先頭10s間を切り捨て、残りの80sに対して解析を行った。

視覚刺激あるいは電気前庭刺激によって誘発された重心動揺を調べるために、刺激の周波数(0.1, 0.2, あるいは0.3Hz)における重心動揺のパワーと位相を抽出し、各被験者10試行繰り返しの平均を算出した。ただし、各被験者間の動揺のパワー(大きさ)には個人差が見られたため、各被験者における全刺激条件の動揺パワーの平均値を用いて正規化を行った。統計解析として、これらのパワー、位相それぞれについて、刺激モダリティ2水準(視覚運動あるいは電気前庭刺激)と刺激の周波数3水準(0.1, 0.2, 0.3Hz)を被験者内要因とする二元配置分散分析を行った。

視覚刺激よりも前庭刺激のときに動揺のパワーが有意に大きかった(刺激モダリティの主効果  $p < .0001$ )。刺激の周波数が0.3Hzのときに、他の低周波数の場合に比べて、動揺が小さくなった(刺激周波数の主効果

$p < .01$ )。この周波数依存性は、電気前庭刺激において、特に顕著であった(交互作用  $p < .01$ )。

重心動揺の位相については、電気前庭刺激の方が視覚刺激よりも位相遅れが大きかった(刺激モダリティの主効果  $p < .0001$ )。刺激の周波数が高くなると、刺激に対する動揺の位相遅れが増大した( $p < .01$ )。また、この周波数依存性は、電気前庭刺激においてより顕著であった(交互作用  $p < .01$ )。視覚刺激条件では、0.1Hz, 0.2Hz, 0.3Hzの順に13.2, 15.4, 19.6deg, 電気前庭条件では、同じく27.6, 96.8, 124.4degであった。

この位相遅れを時間に変換して分散分析を行うと、前庭電気刺激の方が視覚刺激よりも遅れることは変わらないが(刺激モダリティの主効果  $p < .001$ )、周波数の効果および交互作用は消失した(それぞれ  $p = .77$ ,  $p = .26$ )。視覚刺激条件では、0.1Hz, 0.2Hz, 0.3Hzの順に366, 213, 181ms, 電気前庭条件では、同じく766, 1344, 1152msであった。

## (2) 頭部動揺

頭部動揺のデータについても、重心動揺と同様の分析を行った。

視覚刺激よりも前庭刺激のときに動揺のパワーが有意に大きく(刺激モダリティの主効果  $p < .0001$ )、刺激の周波数が0.3Hzのときに、他の低周波数の場合に比べて、動揺が小さくなり(刺激周波数の主効果  $p < .0001$ )、その効果は、電気前庭刺激において、特に顕著であった(交互作用  $p < .0001$ )。

重心動揺の位相については、電気前庭刺激の方が視覚刺激よりも位相遅れが大きく(刺激モダリティの主効果  $p < .001$ )、刺激の周波数が高くなると、刺激に対する動揺の位相遅れが増大し( $p < .05$ )、この周波数依存性は、電気前庭刺激においてより顕著な傾向があった(交互作用  $p = .10$ )。視覚刺激条件では、0.1Hz, 0.2Hz, 0.3Hzの順に14.9, 12.3, 32.7deg, 電気前庭条件では、同じく33.1, 105.4, 113.3degであった。この位相遅れを時間に変換して分散分析を行うと、前庭電気刺激の方が視覚刺激よりも遅れることは変わらないが(刺激モダリティの主効果  $p < .001$ )、周波数の効果および交互作用は消失した(それぞれ  $p = .58$ ,  $p = .16$ )。視覚刺激条件では、0.1Hz, 0.2Hz, 0.3Hzの順に413, 171, 303ms, 電気前庭条件では、同じく919, 1464, 1049msであった。

これらの結果は、概ね重心動揺の結果と同じであった。

## (3) 時間特性

左右への身体動揺を誘発する電気前庭刺激は、0.1-0.2Hzでの提示の方が、0.3Hzでの提示よりも効果的であり、強い動揺を生じ

た。これは、前庭感覚器官の時間特性に依存している可能性がある。視覚刺激についても、やや高い周波数での身体動揺の低減が見られた。これは、速い運動は自己運動に起因するのではなく、対象運動に起因すると脳で解釈されるためではないかと考えられる。

位相の周波数依存性は、時間に変換することで消失あるいは低減した。このことから、特に電気前庭刺激によって誘発される身体動揺は、位相定数があるのではなく、時定数(1100ms程度)がある可能性が示唆された。

## (4) 個人差

30名の被験者を対象として同様の実験を行い、姿勢制御のモダリティ間依存割合を計測した。その結果、姿勢制御について、多くは前庭感覚が優位であったが、少数は視覚優位であった。また、視覚/前庭感覚比は、0.01から8.91と非常に幅が広く、予想通り、個人差がとても大きいことが示された。

## (5) リアルタイムフィードバック実験環境の開発

身体動揺をリアルタイムに計測し、それに基づいて、視覚刺激および前庭電気刺激をリアルタイムに操作してフィードバックする実験システムを開発した。被験者の頭部に磁気式三次元空間位置・方位センサを装着し、その情報をオンラインで取り込み、適切な情報処理を加えて、リアルタイムに視覚刺激あるいは前庭刺激を制御するハードウェアおよびソフトウェアを開発することに成功した。

## (6) モダリティ間依存性の可塑性の検討

先の実験で測定した各被験者のモダリティ間依存割合を基準として、能動的な身体動揺に連動してリアルタイムに視覚刺激を操作する刺激条件と前庭感覚刺激を操作する刺激条件を被験者群に分けて設定し、実験を行った。また、視覚、前庭ともに更に被験者を2群に分け、視覚・前庭感覚刺激それぞれが身体動揺を促進する方向の条件と抑制する方向の条件の計4条件を設定して実験を行った。被験者は、毎日1分間の順応を10試行繰り返し、7日間に渡って提示されて、長期順応した。8日目には、1.と同じ実験を行い、姿勢制御の視覚・前庭感覚モダリティ依存性を測定した。その結果、身体動揺をより減少させる前庭刺激を与えた条件群では、逆に前庭感覚に対する依存性が増加した。また、同様に身体動揺を抑制する視覚刺激を与えた条件群でも、視覚に対する依存性が増加した。これらのことから、身体運動と連動した視覚・前庭感覚刺激の提示への長期順応によって、姿勢制御のモダリティ依存性を変化させられることが示唆された。

## 5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文](計5件)

- (1) 鬼丸真一, 繁樹博昭, 北崎充晃 (印刷中), 視覚性姿勢制御における視運動刺激の面積と網膜偏心度の効果, *日本バーチャルリアリティ学会論文誌*, 14(1), 査読有り
- (2) 松崎直幸, 河口桂大, 北崎充晃 (2009), 進行方向知覚における parvocellular 経路の寄与: 背景色, 要素サイズおよび偏心度の効果, *VISION*, 21(1), 1-11, 査読有り
- (3) 北崎充晃, 佐藤隆夫 (2008), 視覚からの自己運動知覚と姿勢制御, *心理学評論*, 51(2), 287-300, 査読なし
- (4) Kitazaki, M. (2007), Creation and Investigation of Reality based on Perceptual Psychology, *Proceedings of AsiaGraph 2007 in Tokyo*, 79-84. 査読なし
- (5) 北崎充晃 (2007), 知覚的リアリティの計測に向けて: 知覚恒常性と脳情報復号化, *映像情報メディア学会技術報告*, 31(52), 37-42, 査読なし

[学会発表](計6件)

- (1) 久田晃司, 木村拓也, 鬼丸真一, 北崎充晃 (2008), 直交する視覚運動と電気前庭刺激が姿勢制御におよぼす効果, *日本視覚学会夏季大会*, 神奈川, 日本, August 2008.
- (2) Kitazaki, M., Murata, A., Onimaru, S. and Sato, T. (2008) Vection during walking: effects of vision-action direction congruency and visual jitter, *IMRF (Annual meeting of the International Multisensory Research Forum)*, Hamburg, Germany, Hamburg, Germany July 2008.
- (3) Kitazaki, M. and Kimura, T. (2008) Frequency-phase analysis of postural sway induced by visual motion and galvanic vestibular stimulation, *VSS (Vision Sciences Society meeting)*, Naples, Florida, USA, May 2008
- (4) 木村拓也, 北崎充晃 (2007), 視覚性姿勢

制御と前庭性姿勢制御の時間特性比較, *VR心理学研究委員会第10回研究会*, 東京, 日本, December 2007.

- (5) Kitazaki, M., Katayama, J., Komori, N. and Itakura, S. (2007), Development of visual control of posture in sensitivity function of motion frequency, *VSS (Vision Sciences Society meeting)*, Sarasota, Florida, USA, May 2007
- (6) Onimaru, S., Shigemasu, H. and Kitazaki, M. (2007), Modulation of visual control of posture by extra-retinal information of eye-movement, *VSS (Vision Sciences Society meeting)*, Sarasota, Florida, USA, May 2007.

## 6. 研究組織

### (1) 研究代表者

北崎 充晃 (KITAZAKI, MICHITERU)  
豊橋技術科学大学・未来ビークルリサーチセンター・准教授  
研究者番号: 90292739