

視覚情報の違いによる安静立位のバランス特性の変化

システム工学群

動的デザイン研究室 梶崎 和樹

1. 緒言

ヒトは、視覚、前庭感覚、体性感覚の三つの感覚器の統合により日常動作を行っている。特にめまい患者は、前庭機能の低下を伴う場合があり、前庭機能を回復するためのリハビリテーションを日々行っている。一方で、一度めまいを発症した患者は、前庭機能が損なわれたことにより、感覚統合の重みづけが視覚に遷移し、視覚に依存した日常動作を行う場合がある。このような患者は、前庭機能が回復した後も、視覚に依存した日常動作を行う傾向がある。そのため、わずかな視覚の変化を過剰に反応してしまい、視覚情報では、自己や周囲が運動しているように知覚される一方で、前庭感覚からは対応する運動情報が得られない場合、視覚と前庭感覚の間にミスマッチが生じる。この感覚不一致は、再度めまいを引き起こす要因となる。このような症状を発症する患者は、持続性知覚性姿勢誘発めまい (PPPD) と呼ばれ、一般的な前庭機能検査では、これらの患者を発見することが困難である。PPPD 患者の視覚依存度を評価する方法の一つに患者の安静立位時の姿勢反応について評価する方法¹⁾がある。この検査方法は、視覚の情報を過剰に反応してしまう PPPD 患者に対して、安静立位という安全な立位姿勢による計測環境であり、この検査の定量化方法として足圧中心 (COP) 解析が主であった。しかし、COP は床反力の作用点を示す指標であり、姿勢制御の本質を反映している指標ではない。人のバランスの姿勢制御においては、重心 (COM) を復元することで、バランスを維持している。そのため、COM の挙動を数値化する指標を加えることで、より詳細な姿勢制御能力を数値化できると考えられる。

本研究の目的は、安静立位時の視覚情報の違いによる姿勢反応を定量化することである。安静立位時の被験者に対し、通常の開眼、閉眼、視覚刺激を与えた開眼の3種類の視覚環境を用意した。被験者にストライプ模様の干渉刺激を与え、被験者は視覚情報では運動していると知覚する一方で、前庭感覚では静止していると認知させる。その結果、視覚と前庭感覚の間に感覚統合の不一致が生じる。この視覚依存によるめまいに類似した状態のバランス応答を足裏に設置したフォースプレート (FP) および後頭部に装着した慣性センサ (IMU) で計測した。本研究では、計測された COP や頭部加速度および角速度、先行研究で提案されている実用的な COM 推定法を用いた COM 変位や速度、加速度を用いて姿勢反応の定量化を行った。検証実験では、30 名が参加し、視覚環境に対する姿勢反応の違いを、統計解析によって判断した。

2. 安静立位実験

本研究では COM バランスを用いて安静立位実験を行った。COM バランスは身体負荷の少ない安静立位の計測環境であり、ヒトの様々な姿勢反応を定量的に評価することができる。COM バランスは IMU (IMS-WD, テック技販) と FP で構成されており、IMU から 3 軸方向の頭部加速度および角速度、FP からヒトの足裏の床反力および床反力モーメントの計測を行うことができる。

健常者と視覚過敏の症状を有するめまい患者の比較が困難であるため、同一被験者に対して通常の視覚環境と視覚過敏の環境を設定し、それぞれの環境下における安静立位時の姿勢反応を比較することとした。視覚過敏患者は、わずかな視線の動きによって周囲の視覚情報を過剰に反応する特徴を有する。本研究では、この特徴に類似した視覚環境を健常者に与えることで、視覚過敏を模擬した環境を構築した。

本実験は、20 代の若年健常者 30 名を対象に行った。被験者の後頭部に IMU を装着し、裸足で FP 上の左右の足型の線に合わせて立位姿勢を維持するよう指示した。40 秒間の安静立位を 4 種類行った。条件として、開眼 (EO) を 2 回、閉眼 (EC) を 1 回、視覚刺激を与えた開眼 (VS) を 1 回とし、この順序で実施した。

本実験における視覚刺激は 2 枚のストライプ模様のパネルによって起こした干渉とした。被験者の前方 2.5 m の位置にパネルを平行に 2 枚設置し、パネルの間隔は 0.3 m とした。パネルは地面から 1.1 m の高さに設置し、サイズは 600×400 mm とした。ストライプの幅と間隔はともに 6 mm とした。本研究では、視覚刺激を与えた開眼を視覚過敏の環境と定義した。

3. 評価方法

本研究では、IMU および FP の計測値に基づき、姿勢反応を議論する。姿勢反応は、矢状面および前額面の力学モデルに基づき、推定される。力学モデルでは、足部、下半身、上半身の剛体リンクモデルで構成される 2 リンクモデルを用いた。足部は FP に固定されていると仮定し、上半身と下半身は股関節まわりの回転運動し、下半身と足部は、足関節まわりの回転運動を表現する。矢状面および前額面の 2 リンクモデルともに、足部以外のすべてを併せた剛体リンクを身体部と定義した。本研究で推定される値は、すべて身体部を表現している。本研究では、水平前方を X 軸、水平左手方向を Y 軸、鉛直上方向を Z 軸とする。

本研究では、頭部に装着した IMU を用いて加速度と角速度を計測する。IMU から得られる計測値は、センサ座標系に



Fig. 1 Schematic diagram of experiment.

Table 1 Balance Evaluation Indicator

Index	unit	description
Index for COP		
<i>RMSCP_{AP}</i>	mm	RMS of COP
<i>RMSCP_{ML}</i>		
<i>S95CP</i>	mm ²	95% confidence ellipse area of COP
<i>VELCP</i>	mm/s	COP trajectory velocity
Index for COM and head acceleration sway		
<i>RMSCM_{AP}</i>	mm	RMS of COM displacement on each plane
<i>RMSCM_{ML}</i>		
<i>RMSCM_{AP}</i>	mm/s ²	RMS of COM acceleration on each plane
<i>RMSCM_{ML}</i>		
<i>S95CM</i>	mm ⁸	95% confidence ellipse area of COM
<i>VELCM</i>	mm/s	COM trajectory velocity
<i>RMSHA_{AP}</i>	mm/s ²	RMS of head acceleration on each plane
<i>RMSHA_{ML}</i>		
<i>RMSHW_{AP}</i>	rads	RMS of head angular velocity on each plane
<i>RMSHW_{ML}</i>		
<i>AVGHA</i>	mm/s ²	Average head acceleration
<i>SR</i>	-	Sway ratio of head acceleration to COM sway area
<i>RMSCMH_{AP}</i>	mm	RMS displacement of the COM in the high-frequency band
<i>RMSCMH_{ML}</i>		
<i>VELCMH</i>	mm/s	COP trajectory velocity in the high-frequency band
<i>RMSHA_{AP}</i>	mm	RMS displacement of the COM in the low-frequency band
<i>RMSHA_{ML}</i>		
<i>VELCML</i>	mm/s	COP trajectory velocity in the low-frequency band

基づいて表現される。この計測値に拡張カルマンフィルタを適用することで、絶対座標系に変換することができる。

IMU と FP 計測の計測値から、先行研究に基づいて得られた重心変位および重心加速度⁽³⁾、頭部加速度の変化を表すバランス評価指標を用いて、姿勢反応を定量化した。これらの指標は、圧力中心に関する指標、重心と頭部加速度の揺れの大きさに関する指標、重心制御に関する指標、頭部加速度制御に関する指標の4つに大別され、38個の項目がある。添え字 *AP* は矢状面、*ML* は前額面を表す。表1に本研究で用いたバランス評価指標のうち、圧力中心に関する指標と重心と頭部加速度の揺れの大きさに関する指標を示す。変動の大きさは重心変位と重心加速度の標準偏差によって表すが、原点を平均とするため、二乗平均平方根 (RMS) を用いて評価する。ヒトのバランス制御において、COM 変位の偏差は常に適切な復元力が生じていないという特性がある。そこで、COM の平衡点が一点に固定されておらず、遅い移動と平衡点周りの細かな移動が存在すると仮定して2つに分けている。ここでは、低周波成分を平衡点の移動による移動、高周波成分を復元制御と定義している。この高周波と低周波の境界周波数は、矢状面では、0.1 Hz、前額面では、0.2 Hz としている。

4 回の立位実験のうち、1 回目の開眼は練習用のデータであり、本研究では、2 回目の EO, EC, VS の3つのデータを解析で用いる。また、被験者 16 は計測値が大きすぎたため、アウトライヤとして除去し、解析には 29 名のデータを用いた。解析にはフリードマン検定を用いた。EC, EO, VS の3群間の比較と EC と EO, EC と VS, EO と VS のそれぞれの2群間の比較を行い、それぞれの群間の *p* 値を算出した。本研究では、有意水準が 5% ($p < 0.05$) の場合に有意差があると定義した。EO と VS の2群間の比較をすることで、視覚刺

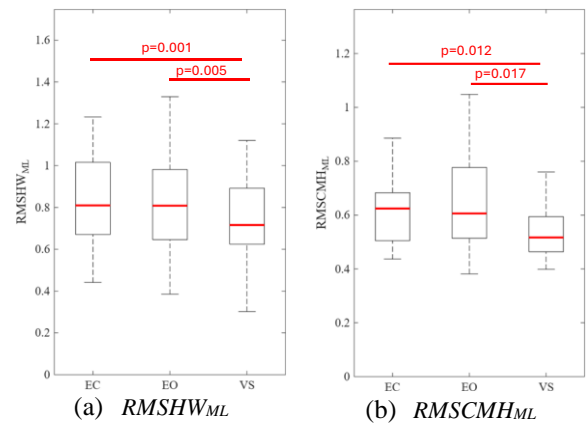


Fig. 2 Postural response metrics showing significant differences between EO and EC. (a) Root mean square (RMS) of head angular velocity in the frontal plane; (b) RMS of high-frequency band COM displacement in the frontal plane.

激の有無による姿勢反応の違いを定量評価できると考える。

4. 結果

本実験では、EO と VS を比較することで視覚反応の違いによる姿勢反応の変化を観察する。定量化された指標において、有意な差がみられた指標は、前額面における頭部角速度 (*RMSHW_{ML}*) および高周波の COM 変位 (*RMSCMH_{ML}*) であった。図3にそれぞれ指標の結果を示す。どちらの指標も EO から VS にかけて減少傾向がみられる。縦縞模様ストライプによる視覚刺激を与えることで、前額面の頭部角速度と前額面の高周波 COM 移動が抑制された。

5. 結言

本研究では、安静立位時におけるヒトの姿勢制御特性に着目し、視覚情報の違いが姿勢反応に及ぼす影響について議論した。姿勢計測には、頭部に装着した IMU および足裏に設置した FP を用いた。IMU から得られる頭部加速度と角速度の情報に対して拡張カルマンフィルタを適用することで、姿勢角および頭部加速度を推定し、姿勢反応の指標として用いた。実験では、三つの視覚条件を設定し、それぞれの条件下で安静立位実験を行った。得られた計測データから、COM、重心加速度、頭部加速度などのバランス評価指標を用いて視覚条件間で比較を行った。視覚刺激を与えることで、前額面の角速度と前額面の早い重心移動が抑制された。IMU と FP を用いた実験では、比較的安易な計測かつ被験者に対して安全な環境で姿勢反応を定量的に評価することができる。この手法は健康者だけでなく、めまい患者や高齢者など、バランス維持機能に低下が想定される対象者の姿勢を評価できる可能性がある。

文献

- (1) Chihiro Yagi, et. al, A Validated Questionnaire to Assess the Severity of Persistent Postural-Perceptual Dizziness (PPPD): The Niigata PPPD Questionnaire (NPQ), *Otology & Neurotology*, Vol.40, No.7, (2019)
- (2) 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志, 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定, *バイオメカニズム*, Vol.11 (1992), pp.23-33.
- (3) M. Sonobe and Y. Inoue, "Center of Mass Estimation Using a Force Platform and Inertial Sensors for Balance Evaluation in Quiet Standing," *Sensors*, Vol. 23, No. 10 (2023)