

HMD を用いた視覚刺激が立位姿勢安定性と 足関節スティフネスにおよぼす影響*

藤田 欣也****・佐藤 秀樹**

1. はじめに

人間の立位姿勢制御系は、視覚、前庭覚、体性感覚からの情報を基にフィードバック制御をすることで姿勢の安定化を行っている。このフィードバック姿勢制御系の特性解析を目的とした研究には、床反力計を用いた重心の動揺面積や軌跡長の解析¹⁾や、外乱を用いた研究²⁾などがある。中でも視覚による空間知覚と姿勢安定性に関しては、様々な方法で視覚情報を操作し、そのときの重心動揺を解析する実験が行われてきた^{3,4)}。

しかし、重心の動揺特性は、フィードバック姿勢制御系以外にも、足関節スティフネスや伸張反射を含めた三者の特性を反映している。以前の我々の報告では、伸張反射の影響を取り除いた直立姿勢時の足関節スティフネスを計測した結果、視覚による空間情報が得られない状況においては、スティフネスを増加させることで、姿勢の安定性を相補的に調節していることが示唆されていた⁵⁾。また、Collinsらは重心動揺の分散分析を行い、短周期成分の増大から閉眼時のスティフネス増大を推論した⁶⁾。Ishidaらはスティフネスを直接計測し、閉眼時のスティフネス増加を実証した⁷⁾。

これらの結果からは、視覚刺激を与えることで前庭覚や体性感覚と矛盾する空間知覚情報を提示すれば、姿勢の安定性が低下して、それを補償するために姿勢制御系は足関節スティフネスを増加させる、と推論される。しかし、これまで開閉眼以外の視覚刺激時の解析や、重心動揺特性とスティフネスの解析など、詳細な検討は行われていなかった。

他方、従来の視覚刺激と姿勢制御系の関連を解析する研究では、大型の球面スクリーンを用いた方法が一般的であった⁸⁾。この方法において提示される視覚刺

激は、外界座標系での空間位置情報を混乱させる方法である。また、近年では Head-Mounted Display (以下 HMD) を用いた、新しい実験パラダイムも試みられている。吉澤らは、頭部の運動に連動するが改変された映像を提示して、空間認知の機構を検討した⁹⁾。高橋らは、広視野 HMD を用いて周辺視野の姿勢制御系への影響を調べた¹⁰⁾。また竹田らは、HMD を用いて視覚動揺刺激を与えたときの重心動揺のアトラクタ解析を行った¹¹⁾。

HMD は頭部に装着するため、映像は頭部の運動に連動するので、人工現実感環境で行うような頭部運動に連動した映像の補償を行わないと、外界座標系での空間位置情報は得られない。したがって、スクリーンを用いた研究で用いられる運動格子模様を提示した場合、HMD 使用時には閉眼と同じく外部空間情報が得られないのに加えて、画像の運動による混乱情報が提示されることになる。

本研究では、先に述べたように各種視覚条件における、フィードバック姿勢制御系と足関節スティフネスの調節機構をさらに詳細に調べるために、HMD を用いて視覚刺激を与え健康者実験を行った。その結果、直立姿勢時において、視覚刺激を与えた場合に閉眼時よりも足関節スティフネス及び重心動揺が減少するなど、HMD 使用時に、特定条件下では閉眼よりも安定性が高いと解釈される傾向が見られたので報告し、さらにその原因についても実験的に検討する。

2. 姿勢制御モデル

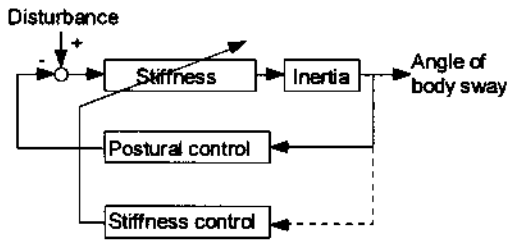
本研究では、第 1 図のような姿勢制御モデルを考える。人間の直立姿勢は、視覚、前庭覚、体性感覚といった各種感覚器からの情報をもとにフィードバック制御されている。この姿勢制御系による姿勢補正トルクと外乱トルクによって骨格系が運動する際に、その力学的特性を決定するのは、身体の慣性モーメントと関節のスティフネスである。中でも足関節のスティフネスは、姿勢安定性に影響する重要な要素である。

筋のスティフネスは、筋収縮レベルにほぼ比例して

* 1998 年 7 月 24 日受付, 1999 年 1 月 16 日改訂

** 岩手大学工学部情報工学科

*** 現在, 東京農工大学工学部情報コミュニケーション工学科



第1図 足関節スティフネス制御系を含む姿勢制御系のブロック図

Fig.1 Block diagram of postural control system including stiffness controller

増加する¹²⁾。したがって、関節の両側に配置された伸筋と屈筋を同時に収縮させることで、関節角度を変えずに関節スティフネスのみを調節することが可能になる。直立時に、開閉眼で足関節スティフネスが調節されていたという知見^{5,7)}にもとづき、ここでは、姿勢安定性を総合的に判断して足関節スティフネスを調節する、より上位のスティフネス制御系が存在するものと想定して議論を進める。

3. 実験方法

3.1 視覚刺激時の足関節スティフネスの計測

足関節スティフネスの計測装置は、既に報告した⁹⁾第2図の実験装置を用いた。装置は500WのDCサーボモータで足関節を中心に、背屈方向に3度ステップ状に足部を回転させる。そのときの足関節トルクと足関節角度変位を記録し、以下の手順でスティフネスを推定した。測定したトルク T 及び足関節角度変位 θ は、外乱開始時刻における値からの変動分を解析に用いた。

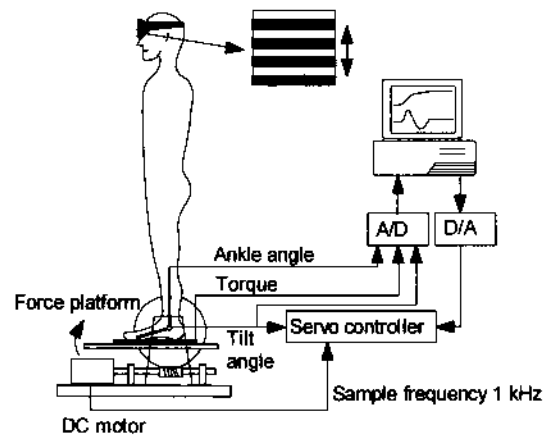
解析区間では体幹の動揺は微小であるため、トルク T と足関節角度変位 θ の運動方程式は、スティフネス K 、粘性係数 B 、及び足の慣性モーメント J を用いた式(1)で表現される。

$$T = K\theta + B\dot{\theta} + J\ddot{\theta} \quad (1)$$

これを後退差分を用いて式(2)の漸化式に改め、トルクから足関節角度変位をシミュレートし、実際に測定した足関節角度との2乗誤差の総和が最小になるようにスティフネス、粘性係数、慣性モーメントの値をシンプレックス法を用いて求めた。

$$\theta_t = \frac{1}{K + B/\Delta t + J/\Delta t^2} \cdot (T_t + (B/\Delta t + 2J/\Delta t)\theta_{t-1} - J\theta_{t-2}/\Delta t) \quad (2)$$

推定には、伸張反射の影響を含まないように、伸張反射による反力が現れる以前の外乱開始後50msの



第2図 足関節スティフネス計測装置と視覚刺激

Fig.2 Ankle joint stiffness measurement system and visual stimulation

The stripes moved up and down with sinusoidal velocity pattern at 4, 8, 16 and 32 s cycle. In the case "gaze" a fixed point was displayed at the center of the screen and the subject was required to gaze the point. In the case "no gaze," the point was not displayed and the subject was requested to view the entire screen.

区間を用いた。また、ロードセルで計測されるトルク信号に混入する雑音の影響を軽減するために、解析は3試行の同期加算平均波形を用いて行った。測定は各条件ごとに、10秒間隔で9試行(3試行を3回反復)を行った。

視覚刺激は、両眼で水平視野角30度のHMD(VIRTUAL i.O, i-glasses!)を用いて、ゆっくりと正弦波状の速度パターンで上下に変位する赤白の横縞を提示した。縞は画面に8本である。振動は、振幅2.8度(縞模様1本分)で、周期8秒と32秒の2種類を用いた。それぞれの映像で、画像の中央に運動しない点(注視点)を提示して被験者に注視点を注視するように指示した場合と、注視点を提示せず画像全体を見るように指示した場合、の4条件に、さらに開眼、閉眼を加えた計6条件で計測を行った。開眼では5m前方壁面上の不動点を注視するように指示した。視覚刺激時には、HMDの上から布で覆って外部からの視覚情報を遮断した。

どの視覚条件においても、計測前に3分間直立状態で視覚条件に順応させ、その後スティフネス計測を行った。各条件間では、前の映像の影響が残らないように8分間の休止期間をおいた。また実験の順番は、各視覚条件がランダムになるように設定した。被験者は21歳から37歳の健康男性10名である。

3.2 注視点付き視覚刺激時のスティフネスと重心動揺の計測

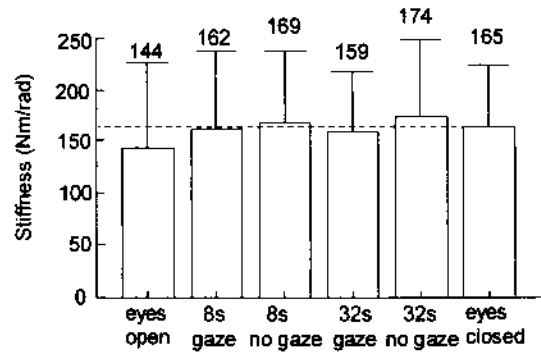
視覚刺激時には閉眼よりも安定性が低下して、それを補償するように足関節まわりのスティフネスが増大するものと予想される。しかし次章の実験結果に見られるように、注視点付き視覚刺激において、閉眼よりむしろ低い値を示した。そこで、視覚刺激の運動周期を4, 8, 16, 32秒の4種類とし、注視点付き視覚刺激のみに限定して、開閉眼と比較する実験を21歳から37歳の前節と異なる健康被験者9名(男性7名, 女性2名)に対して行った。

実験は、足関節スティフネス計測実験に加えて、既存の方法による姿勢安定性の指標として、静止立位時の重心動揺軌跡長を計測した。重心動揺は、床反力計(共和電業 ECG-1010 D)を用いてサンプリング周波数50 Hzで30秒間、計算機にオンラインで記録した。その後、5点ごとの移動平均(遮断周波数4.4 Hz)を行った後に動揺軌跡長を求めた。各視覚条件とも、それぞれ3回測定して平均値をとった。姿勢は、足関節スティフネスの計測と同一条件になるように、両足を間隔200 mmで平行とした。視覚刺激の手順、条件もスティフネス計測時と同一とした。

また、これまでの研究において、閉眼時には前傾することで下腿三頭筋の活動量を増大させ、スティフネスを増加させていることが指摘されていた⁷⁾。そこで、これらの計測時における重心位置も算出した。スティフネス計測装置では外乱によって姿勢が変化するため、外乱開始直前の重心位置を求め、床反力計では30秒間の平均値とした。また同時に足の位置も記録し、足関節からの相対前後方向距離を求めた。

3.3 HMD 使用時の前庭動眼反射の計測

前節のスティフネスの計測および重心動揺軌跡長の計測からは、注視点が存在する場合には、やはり閉眼時よりも安定性が高いことを示唆する結果が得られたため、注視と姿勢安定性の関連を検討する目的で、注視点付き視覚刺激時の前庭動眼反射の発生を実験的に確認した。実験では、視覚刺激時の眼球の上下運動を眼振増幅器(日本光電 AN-601 G)を用いて眼電位法(Electro-oculogram: EOG)で、頭部の運動を傾斜角度計(アニマ MA-200)を用いて計測した。ただし、EOG出力から眼球位置への換算は、あらかじめ既知の点を注視させたときのEOG出力を計測して換算係数を求めておき、実験後に換算する方法をとった。



第3図 視覚刺激時の足関節スティフネスの平均値と標準偏差 ($n=10$)

Fig. 3 Average and standard deviation of measured ankle joint stiffness

The subject was visually stimulated by a moving image with and without gaze. The error bars represent the standard deviation ($n=10$).

4. 結 果

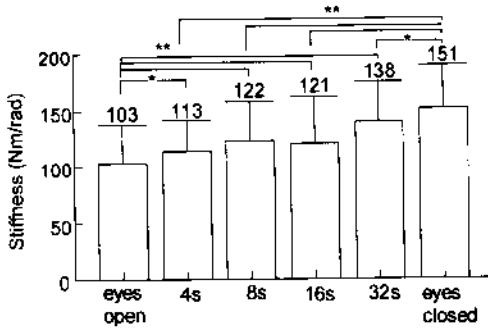
4.1 視覚刺激時の足関節スティフネス

各視覚条件での、一脚あたりのスティフネスの平均値と標準偏差を第3図に示す。既に知られているように、閉眼よりも閉眼が大である。注目すべき点は、位置混乱情報を与えた視覚刺激時のうち、注視点がない条件でスティフネスが増大したのに対し、注視点付きの条件では、外界位置情報を遮断した上に混乱情報を提示しているにもかかわらず、単に位置情報を遮断しただけの閉眼よりも、小さい値を示している点である。すなわち、本結果からは、注視点の存在によって姿勢安定性が向上していたものと推論される。

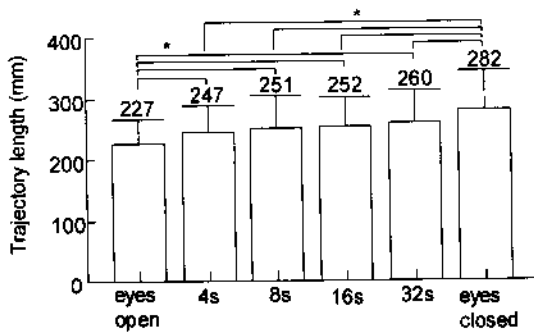
4.2 注視点付き視覚刺激時の足関節スティフネス

注視点付き視覚刺激に限定して、別の被験者群9名で再実験を行ったときの、各視覚条件でのスティフネスを第4図に示す。視覚刺激を与えた場合は、やはり閉眼より小さい値を示した。個人差が大きいため対応付きt検定を行うと、開眼、閉眼の両者に対して、各視覚刺激とも危険率5%で有意差があった。また、視覚刺激の周期が大きい条件下、すなわち提示画像の動きが遅くなるほど閉眼に近い値を示していた。

以上の結果から、注視点と上下に振動する縞模様から成る位置混乱情報をHMDを用いて提示すると、スティフネス調節機構は、開眼時よりも閉眼スティフネスを増大させて姿勢の安定化を図るが、その調整量は閉眼時より小さいという結果が得られた。この結果は、視覚刺激の方が閉眼時よりも姿勢安定性が高いため、スティフネスによる安定性補償の必要性が小さ



第4図 注視点付き視覚刺激時の足関節スティフネスの平均値と標準偏差 (* $p < 0.05$, ** $p < 0.005$, $n = 9$)
 Fig. 4 Measured ankle joint stiffness during visual stimulation with gaze (* $p < 0.05$, ** $p < 0.005$, $n = 9$)



第5図 注視点付き視覚刺激時の30秒間静止立位重心動揺軌跡長 (* $p < 0.01$, $n = 9$)
 Fig. 5 Trajectory length of center-of-pressure during 30-s quiet standing during visual stimulation with gaze
 The same subjects were measured with the subjects in Fig. 4 (* $p < 0.01$, $n = 9$).

かった、と解釈される。

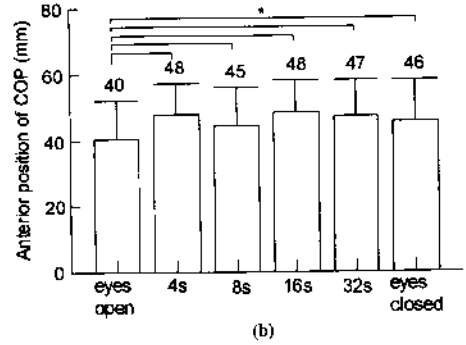
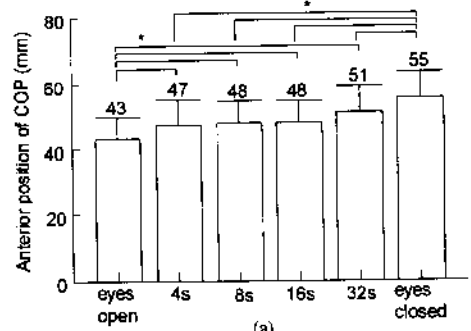
4.3 注視点付き視覚刺激時の重心動揺軌跡長

第4図と同一被験者群における、各視覚条件ごとの静止立位時の重心動揺軌跡長の平均値を第5図に示す。開眼に対して閉眼時の軌跡長は1.2倍で、視覚刺激を与えた場合は、スティフネスと同様に開眼と閉眼の中間的な値で、周期の増大と共に増加する傾向を示した。軌跡長も個人差が大きいため、対応付きt検定を行うと、開眼、閉眼の両者に対して、各視覚刺激ともに危険率1%で有意差があった。

すなわち、HMDを用いた注視点付き視覚刺激時は、閉眼よりも安定性が高い、という結果が重心動揺軌跡長からも示された。

4.4 注視点付き視覚刺激時の重心位置

各視覚条件でのスティフネス計測装置を用いた場合

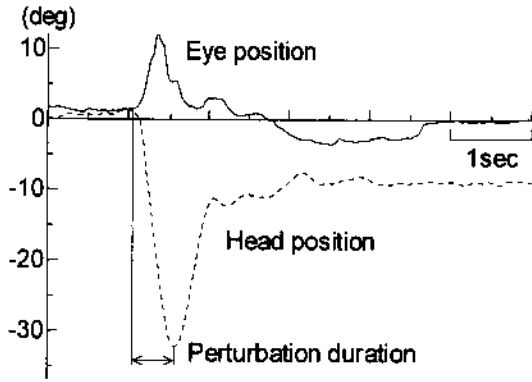


第6図 重心前後位置
 (a) スティフネス計測時, (b) 重心動揺軌跡計測時 ($n = 9$)
 Fig. 6 Anterior position of center-of-pressure relative to ankle position during (a) the stiffness measurement and (b) the COP fluctuation trajectory measurement (* $p < 0.01$, $n = 9$).

の重心位置と床反力計を用いた場合の重心位置を第6図に示す。この値は、足関節位置から床反力作用点までの前後方向距離であり、姿勢の前傾を反映している。開眼と閉眼の比は、スティフネス計測装置を用いた実験で1.3倍、床反力計で1.2倍であった。スティフネス計測装置を用いたときの重心位置は、開眼よりも視覚刺激、さらに閉眼、と前傾する傾向を示した。対して床反力計を用いたときの重心位置は標準偏差が大きく、視覚条件による差が小さかった。

4.5 HMD装着時の前庭動眼反射

第7図は頭部に前傾外乱を加えたときの頭部傾斜角度と、頭部に対する眼球角度の時間波形の例である。注視点を注視している間は、眼球角度はほぼ一定であるが、頭部に外乱を与えると共に眼球角度は反対方向に変化している。注視点はHMD上の一定位置に表示しているため、頭部運動に誘発される前庭動眼反射によって、実際に注視している点が提示注視点からずれることになる。被験者5名に対して計測したところ、第1表のように平均で振幅23度、外乱幅0.5秒



第7図 HMD装着条件下での外乱印加時の頭部運動と眼球運動

Fig. 7 Head and eye movement induced by head perturbation under head-mounted display environment

第1表 HMD装着条件下での外乱印加時の頭部運動と眼球運動 ($n=5$)

Table 1 Average of head and eye movement induced by head perturbation under head-mounted display environment ($n=5$)

	Head	Eye
Amplitude (deg)	23.6	5.72
Duration (s)	0.52	

の外乱に対して、約5.7度の前庭動眼反射による眼球運動が観察された。

5. 検 討

5.1 視覚刺激の振動周期の影響

各視覚刺激で比較してみると、映像の速度が遅くなるにしたがって、わずかにスティフネスおよび軌跡長が増加する傾向があった。広視野ディスプレイを用いて前額面での回転視覚刺激を与えた実験では、数十秒と比較的長い周期で刺激に同期した動揺成分が見られる、との報告があり¹⁰⁾、被験者が知覚可能な速度や加速度の閾値との関連などが考えられる。今回は、画像の運動周期のみを変化させ振幅一定で実験を行ったので、長周期で大振幅の刺激と短周期で小振幅の刺激で実験を行うなど、画像の運動速度を考慮した実験によって関連が明確になるものと思われる。

5.2 2つの被験者群の相違

第3図と第4図の被験者群を比較すると、閉眼時のスティフネスは同程度であるが、第4図の被験者群は視覚刺激時及び開眼時のスティフネスが小さいため、視覚条件による変化幅が大きい。Collinsらは、重心

動揺の分散分析から、閉眼時には同一の傾向を示す被験者群を、開眼時にスティフネスを減少させるスティフネス調節群と、開眼時にフィードバックゲインを減少させるフィードバックゲイン調節群、の2群に分類した⁹⁾。この分類に従うと、第4図の被験者群にはスティフネス調節型の被験者が多く、第3図の被験者群にフィードバックゲイン調節型の被験者が多かったものと推察される。

5.3 視覚条件と前傾量

第6図では、スティフネス計測装置を用いたときの重心位置は、開眼よりも視覚刺激、さらに閉眼、と前傾する傾向を示し、床反力計を用いたときの重心位置は分散が大きく、視覚条件による差が小さかった。スティフネス計測装置では10秒ごとに外乱が加えられるので、重心位置計測直前に積極的な最適位置への姿勢制御が行われる。この外乱に誘発された姿勢制御が、床反力計使用時には不明瞭であった各視覚刺激条件での重心位置の相違を顕在化させた一因と考えられる。

ここでスティフネス計測装置使用時の各視覚条件での前傾量を比較すると、開眼、視覚刺激時、閉眼の順に増加するという傾向があった。前傾が増大すると、足関節まわりのモーメントが増大するため、より大きな下腿三頭筋の活動が必要になり、下腿三頭筋による足関節スティフネスが増大する。よって、実験で得られたスティフネスの増大は、前傾の結果と考えることができる。

すなわち、前傾した姿勢を維持すれば、拮抗筋の同時活動を行わなくても、立位時の足関節スティフネスを増大させることが可能である。以上の点から、Ishidaらが報告したように⁷⁾、閉眼による姿勢安定性の低下を検出した上位中枢が、前傾することで足関節スティフネスを増大させて、姿勢安定性の低下を補償したと推論される。今回、視覚刺激時にも閉眼時と同様に前傾量が増大していたことから、HMDを用いた視覚刺激時にも、同様のスティフネス調節が働いていたと考えられる。

5.4 足関節スティフネスによる安定性補償

前節では、足関節スティフネスの増大は、視覚による位置情報の欠落に起因する姿勢安定性の低下を補償する、という相補的制御の結果として解釈した。第4図のスティフネスの開閉眼比は1.5倍であり、第5図の動揺軌跡長の開閉眼比は1.2倍であった。スティフネスの増大により完全に不安定性が補償されているのならば、開閉眼で軌跡長は同一になるはずであるが、若干の安定性低下が見られた。すなわち、視覚情報が

欠落して安定性が低下すると、その低下を補償するように足関節スティフネスが調節されるが、その補償は閉眼での姿勢の不安定性を完全に補うものではなく、部分的な補償機構といえる。補償率の定量化など、さらに詳細な解析によって、姿勢制御機構の各要素の機能的関連が明らかになるものと期待される。

5.5 視覚刺激時の姿勢検出機構

今回の実験で特徴的な、視覚刺激時に閉眼よりも姿勢安定性が大となる機構について検討する。振動する映像を用いて視覚刺激を与えた場合は、閉眼と同様に位置情報が得られないのに加えて位置情報を混乱させることになる。このため、姿勢は閉眼よりもさらに不安定になり、それを補うために足関節スティフネスも閉眼時よりも高くなるように調節される、と予想された。しかし注視点付き視覚刺激時には、スティフネスも動揺軌跡長も、視覚刺激時の方が閉眼時よりも姿勢の安定性が高い、という結果を示した。このことは、実験後の被験者の感想とも一致する。

HMDの画像は頭部の運動に連動するため、閉眼同様、視覚から外界を基準とする空間情報は得られない。しかし、注視点付き視覚刺激実験では、閉眼に比較して姿勢安定性が向上していた。これは、何らかの形で閉眼時以上の姿勢情報が得られた結果として安定性が向上したものと考えられる。

一点を注視しているときに人間の頭部が運動すると、眼球は頭部の運動と逆方向に、注視点を見続けるように運動する。これを前庭動眼反射と呼ぶ。HMD装着時に姿勢が変化して頭部が運動すれば、前庭動眼反射が発生して、眼球は逆方向に運動するものと予想される。しかしHMD上の注視点は頭部に連動して運動するため、提示注視点と実際に注視している点の間にずれが生じる。このずれは姿勢変化に起因するものなので、姿勢変化を検出できた一要因と考えられる。前庭動眼反射は前庭感覚にもとづく機構で、前庭感覚は常に知覚されているので情報の総量は増加しないが、前庭情報を、前庭動眼反射により視覚系を介して知覚する形になったため、認識される姿勢変化情報が増加したものと考えられる。

ここで、前章の実験結果で示した、HMD装着時の前庭動眼反射の存在は、上記の「提示注視点と実際の注視点の前庭動眼反射によるずれ」から姿勢を検出するという仮説を間接的に支持する。また、前庭動眼反射は前庭感覚によって誘発され、前庭感覚は加速度すなわち位置の二階微分であるため、高周波成分での感度が高い。これは、映像が運動したときに、それが身体運動に起因するものか、映像のみの運動なのか、の

識別能力が早い映像で高いことを意味する。今回の実験結果は、早い視覚刺激の方が姿勢安定性が高いという傾向を示しており、この点も実験結果と定性的に合致する。また、遅い映像の方が、映像の運動を身体運動と混同しやすいという被験者の内省とも一致することから、前庭系が関与していた可能性は大であると考えられる。

6. ま と め

開眼、閉眼及びHMDを用いて注視点付き視覚刺激を与えた場合の、足関節スティフネス及び重心動揺の計測を行った。当初、閉眼に比べ、視覚情報を混乱させる視覚刺激時で姿勢安定性が低下し、足関節スティフネスが閉眼よりも大きく調節されていると予想されたが、注視点がある場合には、逆に閉眼よりも視覚刺激時で小さい値を示した。重心動揺軌跡長も、この注視点付き視覚刺激時に閉眼より姿勢安定性が高いという結果を支持した。姿勢安定性向上の原因となった姿勢検出機構には、前庭動眼反射など、前庭系の関与の可能性が考えられた。

提示する刺激の周期と安定性の関連、また今回は一定条件下で行った視野角の影響など、まだ多くの研究課題が残されている。

本研究は、文部省科学研究費奨励研究(A)の援助を得た。ここに記して感謝する。

文 献

- 1) M. P. Murray, A. A. Seireg & S. B. Sepic: Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment, *J. Bone. Joint. Surg. Am.*, 57-4, 510/516 (1975)
- 2) 藤田欣也, 鈴木 郁: インパルス状外乱を用いた姿勢制御系の非線形特性の解析. *医用電子と生体工学*, 7-1, 1/6 (1993)
- 3) L. Yardley, H. Lerwill, M. Hall & M. Gresty: Visual destabilisation of posture in normal subjects, *Acta Otolaryngol. (Stockh)*, 112-1, 14/21 (1992)
- 4) F. H. Previc, R. V. Kenyon, E. R. Boer & B. H. Johnson: The effect of background visual roll stimulation on postural and manual control and self-motion perception, *Perception & Psychophysics*, 54-1, 93/107 (1993)
- 5) 佐藤秀樹, 藤田欣也: 足関節粘弾性の直立姿勢維持における機能分型. *バイオメカニズム*, 14, 49/58 (1998)
- 6) J. J. Collins & C. J. DeLuca: The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Exp. Brain Res.*, 103-1, 151/163 (1995)
- 7) A. Ishida, J. Hozumi, S. Imai, S. Ryumae & M. Shimizu: Measurement of visco-elastic properties of muscles around the ankle during standing, *Frontiers Med. Biol. Eng.*, 7-1, 35/43 (1995)
- 8) 清水俊宏, 三橋吾雄: 広視野立体画像の提示画角と姿勢制御系における空間認知機構の関係, *電子情報通信学会論文*

- 誌 A, J80A 6, 1014/1021 (1997)
- 9) 吉澤 誠, 竹田 宏, 小澤政広: 変更された視覚情報が姿勢制御に及ぼす影響, バイオメカニズム学会誌, 15-2, 65/71 (1991)
- 10) 高橋 誠, 荒井健一, 山本克文: 4面ヘッド・マウンテッド・ディスプレイによる視覚刺激と姿勢制御, 第11回生体生理工学シンポジウム論文集, 325/328 (1996)
- 11) 竹田 仰, 泉清司郎: HMDによる頭部動揺および重心動揺の計測, 第10回生体生理工学シンポジウム論文集, 429/432 (1995)
- 12) P. L. Weiss, I. W. Hunter & R. E. Kearney: Human ankle joint stiffness over the full range of muscle activation levels, J. Biomech., 21-7, 539/544 (1988)

Effect of Visual Stimulation Using Head-Mounted Display on Postural Stability and Ankle Joint Stiffness*

Kinya FUJITA,** Hideki SATO**

Ankle joint stiffness was measured while visual stimulation was applied to quietly standing ten healthy subjects using head-mounted display (HMD). The presented image consists of eight horizontal stripes moving up and down in 8 and 32 seconds cycle, with and without a fixed (non-moving) point display. The measured ankle joint stiffness during the visual stimulation with a fixed point showed the intermediate value between the eyes-open and the eyes-closed conditions, while the visual stimulation without a fixed point induced the larger stiffness as expected. The less stiffness due to the fixed point than eyes-closed condition was confirmed in other nine healthy subjects with the same visual stimulation protocol but at 4, 8, 16 and 32 seconds cycle. The trajectory length of the center-of-pressure was also measured on the same subjects. The better postural stability than eyes-closed condition was confirmed in the both methods. It was hypothesized that the position error between the actual gaze point and the presented fixed point was induced by vestibular reflex, and the subject detected the postural information from that error. The head position and electro-oculogram was measured in five subjects wearing HMD and vestibular reflex was observed. It was revealed that gazing a point improves the postural stability presumably by contribution of vestibular reflex, even in a case gazing point does not provide position information such as HMD environment.

* Received on July 24th 1998, Revised on January 16th 1999

** Faculty of Engineering, Iwate University