

感覚入力の違いが健康成人の安静立位姿勢保持に及ぼす影響

—頭頂部動揺とCOP動揺の比較に着目して—

張 元
(2004年9月30日受理)

Influence of specific sensory inputs on standing balance in healthy adults:
focused on the difference between head sway and COP sway

Yuan Zhang

As different sensory inputs may lead to different balance control strategy, head sway, which closely influences the visual and vestibular sensorium, is of great significance in human postural control. In the proposed research, we evaluate the effects of sensory input disturbances in healthy adults at quiet standing by comparison between head sway and center of pressure (COP) sway.

Twenty subjects (age: 24.3 ± 3.0) without known impairments take part in the test. Head sway measured by the Computer-Aided Cephalogram (CAC) method and COP sway measured by a force plate are evaluated. Experimental conditions: eyes open and eyes closed respectively, hard support surface and soft support surface respectively.

Results show that: Compared with that under condition of less sensorium information inputs (eyes closed soft support surface), the standing posture with more sensorium information inputs (eyes open, hard support surface) has the following characteristics: (1) In addition to the ankle, other joints take more effect with the posture maintenance, and thus the body is controlled more flexibly; (2) compared with the sways in A/P direction, the sways in M/L direction which is mechanically more unstable is better controlled. (3) As a consequence of the first two control strategies, the COP and head sways turn to be more moderate with smaller sways.

Key words : balance assesment, head sway, COP sway, postural control.

キーワード：平衡機能評価, 頭頂部動揺, 足圧中心動揺, 姿勢保持

1. 緒 言

立位姿勢の保持は、数多くの身体運動に関する不可欠な条件である。立位姿勢の保持、すなわち、立位姿

本論文は、課程博士候補論文を構成する論文の一部として以下の審査委員により審査を受けた。

審査委員：渡部和彦（主任指導教員）、岩重博文、
奥田 誠、磨井祥夫、池田秀夫（国際協力
研究科）

勢のバランスを保つためには、前庭迷路系、体性感覚系及び視覚系などの器官が関与する。前庭迷路系器官は、頭部の回転運動、直線運動や重力を感知する。視覚は外部環境に対する身体のキネマティックな変量を検知する。また、体性感覚はいわゆる皮膚感覚と深部感覚（筋紡錘、腱器官、関節、靭帯の伸張受容器）である。皮膚感覚は特に足底部の触覚と圧力分布などを検知する。これら平衡機能の中心的役割を果たす感覚系からの情報によって、何らかの原因で不安定になった姿勢を感知し、伸張反射及び随意運動によって、制

御する。立位姿勢の動揺は、立位における力学的な変動に対する感知と姿勢修正のための筋収縮によって生ずる。立位姿勢における動揺の量的な評価は、これに関与する様々な器官の機能評価に相当する。

立位姿勢における身体動揺に関して、足圧中心 (Center of Pressure, COP), 身体重心 (Center of Mass, COM), 身体各部位と各関節の動きなどが指標として挙げられる。立位姿勢保持に関する研究にはフォースプレートを用いて、キネティック (動力学) な方法で前後及び左右方向におけるCOPの位置変化を計測・評価したものが多い。しかし、立位姿勢の保持には足関節、膝関節、股関節及び脊柱の関与が大きいことが指摘される^{5) 7) 18)}。すなわち、COP動揺に対するCOM動揺の大きさは単なる比例関係を示すものではないと考えられる。また、立位姿勢におけるCOP動揺はCOM動揺に対して単純な相互関係ではなく、実験条件や実験目的においては、COP動揺よりCOM動揺の方が身体動揺の指標としてよりふさわしいものであるとの指摘がある¹⁷⁾。

しかし、COM動揺は身体各部の動揺とは必ずしも一致しない。身体各部位は平衡感覚によって調節され、立位姿勢の安定を保つ。また、姿勢を維持する方策の選択は、利用可能な適切な感覚情報に依存することが指摘されている¹⁰⁾。そこで感覚系への入力情報が異なる場合、身体各部位の調節方策の変化が研究対象とされている。立位姿勢保持のために、視覚情報と床面の条件が身体各部位の動揺方策に大きく関係することが報告された^{13) 16)}。立位姿勢の保持機構の解明にとって、感覚情報の入力条件の違いに応じる身体各部位の動揺の特徴及び相互関係の分析が重要であると考えられる。

身体の質量の半分以上を占める上半身の安定は、立位姿勢の保持にとって重要な要素である。また、頭部の動揺は前庭迷路系や視覚に直接影響するため、立位姿勢の保持に関する研究では頭部動揺の研究は重要であると考えられる。しかしながら、頭部動揺の研究に関しては報告が比較的少ないのが現状である。頭部動揺の分析には、頭頂部に特殊な装置で筆を固定し、さらに頭上に設置した板面に動揺軌跡を描かせる方法 (Cephalogram法)⁸⁾ が典型的な立位姿勢の保持に関する測定方法として用いられた。この方法の記録上の制約をなくすため、コンピュータ画像解析法を応用してCAC法 (Computer-Aided Cephalogram法)²⁾ が考案された。

本研究では、各感覚器官が異なる入力情報を得た場合に、CAC法を用いた頭頂部動揺とフォースプレートを用いたCOP動揺とを比較して、健康成人における立位姿勢保持の方策を検討することを目的とする。

2. 方法

2.1 被検者

本研究の趣旨に同意し、立位姿勢保持に関する器官に障害のない健康な成人20名を被検者 (男女各10名、年齢は 24.3 ± 3.0 歳) とした。

2.2 実験方法

1) 実験条件

本研究では立位姿勢における視覚条件を開眼 (被検者に前方2mの目の高さの場所に設置されたマークに注目するように指示した) と閉眼の2条件とした。また、床条件を表面がハード (ゴム製マットがないフォースプレート表面) とソフト (ゴム製マットがある。ゴム製マット: スポンジゴムSP-12, $0.02 \times 0.3 \times 0.3$ m, 三友産業 (株), JIS-A硬度2.5) な床の2条件とした。これらを組み合わせて、合計4条件を設定した。被検者をフォースプレートの上に両足の内側縁をつけた姿勢で30秒間立たせ、開眼の場合は2m前方の視標を注視させた。実験は1条件1試行で、ランダムな順序で行った。

2) 実験機材

COP動揺はフォースプレート (Bertec社製, Type 9090) を用いて、30Hzで記録した。また、CAC法による頭頂部動揺は被検者の上方約1.5mの位置からデジタルビデオカメラを設置し、毎秒30コマで頭頂部を撮影し、画像解析ソフトWIN analyzeを用いて、2次元画像解析によった。その際、画像とフォースプレートのデータを同期させて分析を行った。

2.3 解析方法

頭頂部動揺とCOP動揺に対して共通して10Hz高域遮断フィルタを通し、動揺軌跡から30Hzのサンプリングポイントを求めた。前後、左右方向は被検者の前額面により定義した。

1) 軌跡長及び平均変動量 (Root Mean Square, RMS)

身体動揺の測定中、左右及び前後方向の変化分から動揺軌跡長を求めた。また、平均変動量、つまり動揺軌跡中心から各サンプリングまでの左右及び前後方向の平均振幅を求めた。

動揺の大きさは、一定の重心高で比較するのが妥当と考えられるので、頭頂部、足圧中心動揺ともに軌跡長及び平均変動量の身長補正は以下のように行った。

$$\text{補正值} = \text{実測値} \times \{170 / \text{身長 (cm)}\} \quad (1)$$

2) 頭頂部とCOPの動揺軌跡及び動揺速度の最大相互相関係数 (Maximum Value of Cross Correlation Coefficient, MaxCC)

隣接する二つのサンプリングポイントからサンプリングポイントの動揺速度を求めた。左右及び前後方向における頭頂部とCOPの動揺軌跡及び動揺速度の最大相互相関係数（絶対値が最も大きな相互相関係数）を求めた。

3) 動揺軌跡の水平面における分布

動揺の中心点を原点とし、被検者の水平面を30度1区画で12区画に分割した（図1）。区画12, 1, 2及び区画6, 7, 8がそれぞれ左・右方向に位置する区画であり、区画3, 4, 5及び区画9, 10, 11がそれぞれ前・後方向に位置する区画である。各区画におけるサンプリングポイントの数（Number of Sampling Points, NSP）を計算した。また、隣接する二つのサンプリングポイントからベクトルを求め、ベクトルの起点を原点に置き換え、各区画におけるベクトルの数（Number of Velocity Vectors, NVV）を計算した。

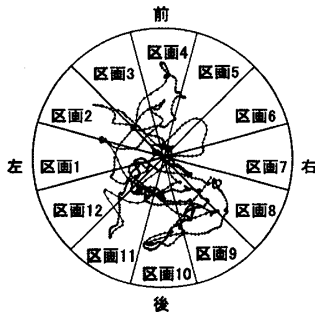


図1 動揺の中心点を原点とし、被検者の水平面を30度1区画で12区画に分割した

2.4 統計処理

各実験条件における各変数の差を検討するために、二元分散分析を行った。独立変数は各実験条件であり、従属変数は頭頂部とCOP動揺の軌跡長及び平均変動量、頭頂部とCOP動揺の軌跡、速度と加速度の最大相互相関係数である。分散分析で有意差が認められた場合には、Fisherの検定を用いて、各実験条件内における差の検定を行った。また、Friedmanの検定を用いて、12区画におけるNSP及びNVVの差の検定を行った。

いずれも有意水準は危険率を5%未満とした。

3. 結果

3.1 頭頂部及びCOP動揺の大きさ

表1に示したように、軌跡長と平均変動量の条件間の差を比較した。軌跡長においては、左右、前後方向の頭頂部とCOP動揺では、開眼<閉眼、床のハード面<ソフト面という有意差（ $P<0.0001$ ）が認められ

た。また、軌跡長には、左右方向のCOP動揺を除いて、床面条件と視覚条件（COP：前後方向、 $P<0.01$ 。頭頂部： $P<0.05$ ）の交互作用が認められた。開眼時と比べると、閉眼時に床条件が頭頂部及びCOP動揺の値に及ぼす影響がより大きいことが認められた。平均変動量においては、前後方向の頭頂部動揺を除いて、左右、前後方向のCOP動揺と左右方向の頭頂部動揺では、開眼<閉眼（ $P<0.01$ ）、床のハード面<ソフト面という有意差（ $P<0.0001$ ）が認められた。

表1 各感覚入力条件における動揺の軌跡長及び平均変動量の差の比較

測定項目		視覚条件	床条件	交互作用 (視覚×床)	
軌跡長	頭頂部	左右	****	****	n.s.
		前後	****	****	*
	COP	左右	****	****	n.s.
		前後	****	****	***
平均変動量	頭頂部	左右	**	****	n.s.
		前後	n.s.	n.s.	n.s.
	COP	左右	****	****	n.s.
		前後	***	****	n.s.

(****: $P<0.0001$, ***: $P<0.001$, **: $P<0.01$, *: $P<0.05$)

3.2 頭頂部とCOP動揺の波形の関係

頭頂部とCOPの動揺軌跡のMaxCCについて、各感覚入力条件の間に有意差が認められなかった。しかし、図2に示すように、頭頂部とCOP動揺の速度及び加速度のMaxCCについて、有意差が認められた。

前後方向の速度のMaxCCでは、開眼<閉眼（ $P<0.0001$ ）という有意差が認められ、左右及び前後方向の加速度のMaxCCでは、開眼<閉眼、床のハード面<ソフト面（ $P<0.01$ ）という有意差が認められた。図3に、前後方向における頭頂部とCOP動揺の速度の波形の1例を挙げた。

3.3 水平面における頭頂部とCOP動揺の方向

図4に示したように、閉眼かつ床のソフト面条件では、左右と前後方向の頭頂部動揺の平均変動量の間には有意差が認められなかった。ほかの条件において、前後方向の動揺軌跡長及び平均変動量の値が左右方向より大きいことが認められた（ $P<0.05$ ）。しかし、COP動揺では、開眼の条件で、左右方向の動揺軌跡長が前後方向より長いことが認められ（ $P<0.05$ ）、閉眼かつ床のソフト面条件で、左右方向の平均変動量が前後方向より大きいことが認められ、ほかの条件で左右方向と前後方向の有意差が認められなかった。

また、NSP及びNVVの水平面の12区画における分布の方向性を検討した（表2）。NSPについて、頭頂

部動揺では前後方向の区画に多く分布される（閉眼かつ床のソフト面の条件： $P<0.05$ ，ほかの条件： $P<0.0001$ ）ことが認められた。図5に示したように，COP動揺では閉眼かつ床のソフト面条件で左右方向の区画にNSPが多く分布され（ $P<0.001$ ），他の条件では前後方向の区画に多く分布されるか方向性が不明であることが認められた。NVVについて，頭頂部動揺では閉眼かつ床のソフト面の条件で方向性が認められず，他の条件では前後方向の区画に多く分布される（ $P<0.0001$ ）ことが認められた。COP動揺ではいずれの条件で左右方向の区画にNVVが多く分布される（開眼条件： $P<0.0001$ ，閉眼条件： $P<0.05$ ）ことが認められた。

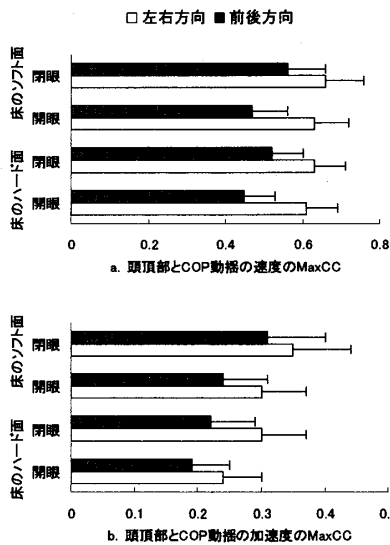


図2 各感覚入力条件における頭頂部とCOP動揺の速度のMaxCC(最大相互相関係数) (図a) 及び加速度のMaxCC (図b).

速度のMaxCC: 前後方向では，開眼<閉眼 ($P<0.001$).
 加速度のMaxCC: 左右及び前後方向では，開眼<閉眼 ($P<0.0001$), 床のハード面<ソフト面 ($P<0.01$).

4. 考察

4.1 感覚入力の違いが頭頂部及びCOP動揺の大きさへの影響

本研究では基本的な立位条件を開眼，床のハード面とし，さらに，視覚情報を遮断する閉眼条件，足底の触覚及び足関節の受容器の作用を減少させる床のソフト面の条件を設けた。成人では視覚情報及び足部の体性感覚系からの入力が立位姿勢の保持に重要であることが示唆されている⁴⁾。例えば，左右及び前後方向におけるCOMの加速度は視覚条件，床条件によって影響されるという報告がある¹²⁾。身体の動揺速度は閉眼か狭い両足幅の際に増加する。また，狭い両足幅の際，閉眼時と比べると，開眼時では動揺速度の大きな

減少が見られる³⁾という報告がある。本研究では，頭頂部動揺とCOP動揺において，左右及び前後方向の動揺軌跡長及び平均変動量が感覚入力条件の違いを示すことができた (表1)。つまり，閉眼条件及び床のソフト面の条件では，頭頂部とCOPにおける左右及び前後方向の動揺がより大きいと認められ，先行研究と一致する結果が得られた。

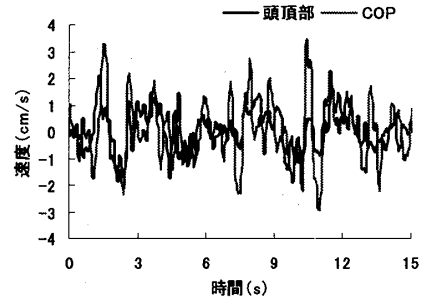


図3 前後方向における頭頂部とCOPの動揺速度の波形の1例

(閉眼，床のハード面条件.15秒間.MaxCC=0.536)

4.2 感覚入力の違いが頭頂部とCOP動揺の関係への影響

COPは垂直地面反力の合力ベクトルの作用点の位置である。しかし，COPでは，正確な評価が難しい実験条件として，支持面が狭い立位条件及び健康成人の閉眼立位条件など¹¹⁾が指摘されている。COPだけでは平衡機能の評価，特に足関節以外の関節の関与が大きい立位条件の評価には不十分であると考えられる。

高齢者と若者では，足関節-股関節-頭部軸の柔軟性が異なり，高齢者の方が硬直した立位姿勢である¹⁾。足関節の動きは狭い両足幅の時だけ左右方向の動きに支配的であり，他の状況では体幹部と足部との間にある多くの関節が関与する³⁾。左右方向の腰部と股関節の動きの相関は支持面と視覚の交互作用を受けることによって，股関節-足関節の調和は身体の力学的な機構を現すだけでなく，体重の再配置に関連する感覚と関係するという指摘がある⁶⁾。このような身体の調整力が立位姿勢保持の評価に敏感かつ重要な指標であると考えられる。

本研究では，頭頂部とCOP動揺のMaxCCについて調べた結果，前後方向の速度のMaxCCで開眼<閉眼という有意差が認められ，左右方向と前後方向の加速度のMaxCCで開眼<閉眼，床のハード面<ソフト面という有意差が認められた (図2)。被検者に立位姿勢において腰関節で前傾する動作を行わせると比べると，足関節で前傾する動作を行かせた際，頭頂部とCOP動揺のMaxCCがより大きい²⁾。本研究の結果によると，視覚条件及び床条件の違いが頭頂部とCOP

動揺の一致性 (MaxCC) への影響が認められ、視覚情報の遮断及び体性感覚の場合では、より一致し、足関節を除いた関節の関与が少なく、身体の硬直性が高いと考えられる。すなわち、身体の調整力が低下して、立位姿勢が不安定であると考えられる。立位姿勢の調節機構を保持するには、単一の末梢性器官入力よりも複数の感覚入力の中枢性統御が重要であるという指摘がある¹⁴⁾。このように、各感覚の入力情報が正常に統合されることは立位姿勢を柔軟に維持する要因であることが裏付けられる。

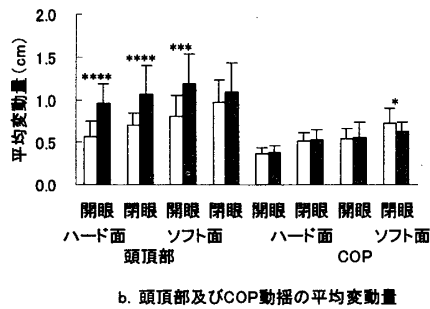
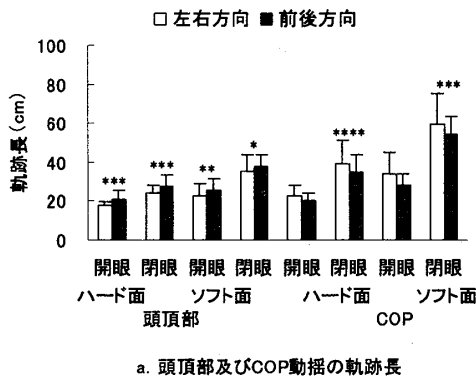


図4 各感覚入力条件における頭頂部及びCOP動揺の軌跡長 (図a) と平均変動量 (図b).

頭頂部及びCOP動揺において、同じ条件での左右方向と前後方向の軌跡長及び平均変動量の比較。****: $P < 0.0001$, ***: $P < 0.001$, **: $P < 0.01$, *: $P < 0.05$

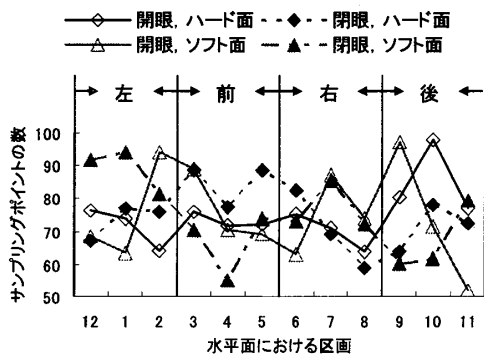


図5 水平面の12区画におけるCOP動揺のNSP (Number of Sampling Points, サンプリングポイントの数)

体性感覚が鈍くなり下腿からの入力情報を遮断しない大幅に減弱させる立位条件では、閉眼時のヒラメ筋活動は頭部速度変化によく一致して増減し、その潜時などから前庭迷路系の耳石器の関与が推測される¹⁵⁾という指摘がある。本研究の床のソフト面の条件で、頭頂部とCOP動揺の速度及び加速度の変化がより一致する (MaxCCがより大きい) ことは、前庭器官の作用が増大して体性感覚の代わりに作用すると考えられる。

若者及び高齢者とも閉眼時において前後方向では立位姿勢の硬直性が増加するという報告がある¹⁾。閉眼時、腓腹筋のEMGとCOP, COMの各動揺の相関が高くなるため、閉眼時の足関節の作用が増大するとの報告がある³⁾。本研究の閉眼条件では、同じく頭頂部とCOP動揺の一致性が大きいことが認められた。これは、視覚情報の欠如に前庭感覚が代わりに作用する可能性があるとして推測される。

外乱のある立位姿勢では、前後方向の姿勢保持は、より小さい外乱では足関節方策、より大きい外乱では腰関節方策と検証された^{6) 16)}が、安静立位姿勢の保持方策は床支持面積や感覚入力条件によって異なる⁶⁾。しかし、立位姿勢保持の方策が感覚情報によっていかに変化するかを検証するために、本研究の頭頂部動揺とCOP動揺だけでは不十分で、他の部位の動揺特徴及び筋電図などの検討も必要であると考えられる。

4.3 身体動揺の方向性

本研究のCOP動揺では、開眼の条件で、左右方向の動揺軌跡長が前後方向より長いと認められ、閉眼かつ床のソフト面の条件で、左右方向の平均変動量が前後方向より大きいことが認められた (図4a)。足を揃える立位姿勢ではCOP動揺の左右方向は前後方向より安定性が低いことが報告され⁹⁾、狭い支持面の立位姿勢では、力学的構造から左右方向の安定性が低いが、感覚入力条件によって異なる場合もあると考えられる。

表2 前後方向の区画と左右方向の区画に分布されるNSPの比較及びNVVの比較

測定項目	実験条件	頭頂部動揺		COP動揺				
		前後	P値	左右	前後	P値	左右	
NSP	開眼	ハード面	596.8	****	303.2	475.4	*	424.6
		ソフト面	565.3	****	334.7	449.6	n.s.	450.4
	閉眼	ハード面	588.7	****	311.3	409.1	**	430.9
		ソフト面	480.5	*	419.5	401.4	***	498.6
NVV	開眼	ハード面	499.2	****	399.8	422.4	****	475.5
		ソフト面	488.7	****	410.3	424.7	****	474.7
	閉眼	ハード面	475.7	****	423.3	410.5	*	498.5
		ソフト面	480.9	n.s.	418.1	439.5	*	459.5

(****: $P < 0.0001$, ***: $P < 0.001$, **: $P < 0.01$, *: $P < 0.05$, 灰色の背景: 大きい方向)

(数字は前後の区画と左右の区画に分布されるサンプリングの数を示す)

また、本研究の頭頂部動揺では、閉眼かつソフト条件を除いて、ほかの感覚入力条件において、前後方向の動揺軌跡長及び平均変動量が左右方向より大きいと認められ、身体各部の動揺の方向性が異なると考えられる(図4b)。閉眼時に床のソフト面条件を除いて、ほかの感覚入力条件において、頭頂部動揺のNSP及びNVVの値が前後方向の区画に大きいことが認められた。立位姿勢の保持には、左右方向と前後方向の保持機構が異なり、下肢の動揺が前後方向では脊柱で増大されたのに対し、左右動揺では緩和されたものと考察した報告がある⁵⁾。また、立位姿勢の保持に重要であると思われる足関節、股関節及び脊椎などの自由度は前後方向が左右方向より大きいことが原因の一つであると考えられる。

本研究のCOP動揺において、COP動揺では閉眼かつ床のソフト面の条件で左右方向の区画にNSPが多く分布され($P<0.001$)、他の条件では前後方向の区画に多く分布されるか方向性が不明であることが認められた(図5)。動揺軌跡の分布を表すNSPは感覚情報が最も少ない閉眼かつ床のソフト面条件で左右方向の区画に多く分布される。COP動揺のNVVについて、いずれの条件でも左右方向の区画に多く分布されるが、開眼条件では、 $P<0.0001$ であり、閉眼条件の $P<0.05$ と比べると、分布の方向性がより明確に現れると考えられる(表2)。すなわち、より豊富な感覚情報によって、COP動揺が前後方向の区画でより多く発生し(NSPが多い)、左右方向の区画で細かい調節を行う(NVVが多い)特徴があると考えられる。前後方向の区画(区画3, 4, 5, 9, 10, 11)では足底部の接地面積が広い、左右方向の区画(区画12, 1, 2, 6, 7, 8)では接地面積が狭いと考えられる。また、前後方向の区画では足指の働きも大きく関与すると推測される。より多くの体性感覚情報を得て、より細かい調節を行うために、前後方向の区画で姿勢を調節する方策が有利であると考えられる。より多くの感覚情報によって、このような方策を得られたのではないかと推測される。

また、閉眼かつ床のソフト面条件では、頭頂部動揺のNSP及びNVVの分布の方向性についてP値がより大きい($P<0.05$)または有意差がない($P>0.05$)ことが認められた。他の条件では、頭頂部動揺のNSP及びNVVが前後方向に多く分布される($P<0.0001$)。すなわち、狭い支持面による身体の左右方向の区画の動揺は、より豊富な感覚情報によって抑えられるものと考えられる。前述の感覚情報がCOP動揺の方向性への影響と合せて考えると、身体動揺の方向性が感覚入力条件に影響され、感覚情報が欠ける条件では、頭頂

部とCOP動揺が左右方向の区画に移行する傾向があると考えられる。

このように、立位姿勢において身体動揺の方向性は身体の力学的構造を表すだけでなく、感覚の要因が内在していることが考えられる。

5. まとめ

本研究では足を揃える立位姿勢条件とした。頭頂部及びCOP動揺の差異を比較し、視覚系及び体性感覚の入力情報が健康成人における立位姿勢の保持にどのように影響するかについてその特徴を検討することを目的とした。以下の結果が得られた。

- 1) 左右及び前後方向において、感覚情報が少ない条件である閉眼及び床のソフト面条件では、動揺軌跡長と平均変動量が増加し、立位姿勢が不安定であることが認められた。
- 2) 頭頂部とCOP動揺のMaxCCについて、前後方向の速度のMaxCCでは、開眼<閉眼という有意差が認められ、左右及び前後方向の加速度のMaxCCでは、開眼<閉眼、床のハード面<ソフト面という有意差が認められた。すなわち、感覚情報が少ない条件では、身体の硬直性が増大する場合があるものと考えられる。
- 3) 頭頂部では前後方向が不安定であり、COPでは左右方向が不安定であることが多いことが認められた。身体動揺の方向性が感覚入力条件に影響され、感覚情報が少ない条件では、頭頂部とCOP動揺が左右方向の区画に移行する傾向があると考えられる。

立位姿勢において、感覚情報が少ない条件と比べると、感覚情報が豊富な条件では、足関節以外の関節の関与が大きく作用し、身体が柔軟に調整される。また、広い足底部の設置面積及び足指を有する前後方向の区画に動揺が集中し、より豊富な体性感覚が得られると考えられる。これらの調整によって、動揺をより小さく収め、立位姿勢が維持されると考えられる。このような特徴には、立位姿勢の随意的調節も大きく関与していることが推測されるが、更に詳しく検討する必要がある。

【引用文献】

- 1) Accornero, N., Capozza, M., Rinalduzzi, S. and Manfredi, G.W. (1997): Clinical multi-segmental posturography: age-related changes

- in stance control. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* **105**: 213-219.
- 2) 張元・渡部和彦 (2002): コンピュータの活用によるCephalogram法の改良と姿勢保持研究への応用. *体育測定評価研究* **2**: 49-55.
 - 3) Day, B. L., Steiger, M. J., Thompson, P. D., and Marsden, C. D. (1993): Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. *The Journal of Physiology* **469**: 479-499.
 - 4) Diener, H. C., Dichgans, J., Guschlbauer, B. and Mau, H. (1984): The significance of Proprioception on posture stabilization as assessed by ischemia. *Brain Research* **296**: 103-109.
 - 5) 藤原勝夫・小山吉明・池上晴夫・岡田守彦 (1982): 立位姿勢における身体動揺の分析. *姿勢研究* **2**(1): 1-8.
 - 6) Gatev, P., Thomas, S., Kepple, T. and Hallett, M. (1999): Feedforward and ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *Journal of Physiology* **514**(3): 915-928.
 - 7) Horak, F. B. and Nashner, L. M. (1986): Central programming of postural movements: adaptation to altered support surface configurations. *J. Neurophysiol* **55**: 1369-1381.
 - 8) 猪飼道夫 (1944): 直立姿勢の研究. *日本生理学雑誌* **9**: 197-222.
 - 9) Letz, R. and Gerr, F. (1995): Standing Steadiness Measurements: Empirical Selection of Testing Protocol and Outcome Measures. *Neurotoxicology and Teratology* **17**(6): 611-616.
 - 10) Nashner, L. M., Shupert, C. L., Horak, F. B. and Black, F. O. (1989): Organization of posture controls: an analysis of sensory and mechanical constraints. *Progress in Brain Research* **80**: 411-418.
 - 11) Nichols, D.S., Glenn, T.M. and Hutchinson, K.J. (1995): Changes in the mean center of balance during balance testing in young-adults. *Phys.* **75**: 699-706.
 - 12) Nilssen, R. M. and Helbostad, J. L. (2002): Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing. *Gait and Posture* **16**: 60-68.
 - 13) Serge, M., Bernard, A. and Jacques, C. (1997): Effect of physical training on head-hip coordinated movements during unperturbed stance. *NeuroReport* **8**(16): 3507-3512.
 - 14) 田中秀幸・植竹照雄 (2000): 立位姿勢調節系における視覚情報の役割—仮説モデル—. *体力科学* **49**(6): 688.
 - 15) 時々輪浩穂・川口崇子・渡辺悟 (1992): 立位姿勢の制御機構—シーソー台による検討—. *脳波と筋電図* **20**(2): 229.
 - 16) 渡部和彦 (1975): 直立姿勢の研究—姿勢制御時間に関して—. *体力科学* **24**: 118-123.
 - 17) Winter, D. A. (1995): A.B.C. (Anatomy, biomechanics, control) of balance during standing and walking. Waterloo, Ontario: Waterloo Biomechanics.
 - 18) Woollacott, M. H., Shumway, C. A. and Nashner, L. M. (1986): Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. *Int. J. Aging Hum. Devel.* **23**: 97-114.

(主任指導教員 渡部和彦)