

自然立位姿勢時の身体動揺と重心動揺間の関係

江 依 法¹⁾ 長 崎 幸 雄²⁾ 松 岡 敏 男²⁾
古 田 善 伯³⁾ 木 村 英 紀¹⁾

THE RELATION BETWEEN TRUNK SWAY AND THE MOTION OF
CENTRE OF PRESSURE DURING QUIET STANCE

YIFA JIANG, SACHIO NAGASAKI, TOSHIO MATSUOKA, YOSHINORI FURUTA and HIDENORI KIMURA

Abstract

The purpose of this study was to identify the relationships between trunk sway (TS) and the motion of center of pressure (COP) during quiet upright stance. Eight young healthy subjects (averaged 24 ± 6.7 years) including 3 females were recruited for this study. By comparing TS with COP, we found that TS is moving in phase with COP both in lateral and sagittal plane. On the basis of observations that the COP-TS error signal is very similar to the changes of friction between the feet and floor. We also found that the friction is the impetus of trunk sway obeying the Newton's law. Then, a dynamic model between TS and COP can be identified. The results showed that TS and the motion of COP are in accordance with a specific differential equation. Supporting TS is v and COP is u , then u can be expressed as $u = \frac{-Hm}{k}v + hv$, where H , k , h are constants, m is the body mass. The simulation results fitted the experimental findings very well. The results suggested that TS instead of COP is a promising index for human standing ability assessment.

(Jpn J Phys Fitness Sports Med 2003, 52 : 533~542)

key word : Center of pressure, Upright stance, Postural stability

I. 緒 言

ヒトの平衡能力について、その定義はまだ統一されていないが、一般的に自然立位姿勢時の身体安定性はヒトの直立能力と見なされ、平衡能力を反映する指標と成っている。平衡能力の評価は高齢者の転倒防止や平衡機能を損なう疾患の診断に大変有用であり、高齢化社会の到来と共にますますその重要性を増している。平衡能力の評価手法および評価指標として、主に自然立位姿勢(自然立位)時の床反力の重心、いわゆる足底圧力中心(COP)が利用されている¹⁾。

自然立位姿勢時 COP の分布は、一般にフォースプレート²⁾あるいは重心動揺計³⁾を用いて測定

され、その評価は両足立位時の COP 移動速度および移動範囲面積によって行われている⁴⁾。自然立位時の COP 分布は身体を倒す要素と直立を保つ要素の相互作用の結果と考えられる。ほとんどの被験者において開眼時(固定像を注目する時)の COP 平均移動速度(\bar{v}_{cop})は閉眼時より低く、移動範囲面積も閉眼時より小さい⁵⁾。これは閉眼時より開眼時の方が身体直立を維持する能力、つまり平衡機能が良いことを示唆する。

一方、最近の実験から自然立位時の身体動揺(TS)もヒトの直立能力を表す有用な指標であることが報告されている⁶⁾。自然立位時、身長1メートル所の平均身体動揺速度(\bar{v}_{ts})は \bar{v}_{cop} と違いがあるにも拘らず高い相関性を持つことが判明し

¹⁾ 理化学研究所, 愛知県

〒463-0003 名古屋市守山区下志段味穴ヶ洞2271-130

²⁾ 岐阜大学医学部

〒500-8705 岐阜市司町40番地

³⁾ 岐阜大学教育学部

〒500-1193 岐阜市柳戸1番1

Bio-Mimetic Control Research Center, RIKEN, Anagahora

2271-130, Shimoshidami, Moriyama-ku, Nagoya, 463-0003 Japan

Gifu University School of Medicine 40 Tsukasa-Machi,
Gifu 500-8705Gifu University Faculty of Education, 1-1 Yanagido,
Gifu 501-1193

た⁷⁾。しかし、ほとんどの被験者において、閉眼時の \bar{v}_{ts} 値と \bar{v}_{cop} 値は開眼時より増加したが、 \bar{v}_{ts} 値の増加と同時に \bar{v}_{cop} 値が減少した例もしばしば見られる⁸⁾。また、一部の被験者、特に視力が高度に低下した者において開眼時より閉眼時の方が COP 分布は安定していた⁹⁾ (その時の \bar{v}_{ts} 変化は依然不明である)。これらの現象を解明するためには、自然立位時の TS と COP 間の動的な関係を明らかにすることが重要である。本研究では、被験者をフォースプレートの上に立たせ、身体動揺、重心動揺および左右、前後方向の摩擦力を同時に測定して、TS と COP 間の動的な関係を検討した。

II. 方 法

A. 被験者

被験者は大学医学部学生 5 人と研究室のスタッフ 3 人、合計 8 人。平均年齢は 24.0 ± 6.7 歳で、体重と身長はそれぞれ 59.4 ± 7.0 Kg, 165.9 ± 6.6 cm であった。すべて健康者であり、過去に脳神経と筋肉の病気にかかったことも無かった。測定前に実験内容を詳しく説明した上で、各被験者の承諾を得たのち測定を行った。

B. 測定方法

測定装置と方法は Fig. 1 のように設置した。被験者には白い服を着せ、肩のところに直径 32 mm の黒い標識 (Marker) を付けた。衣服と身体のをなくすため、衣服の大きさはなるべく被験者の体型と合うように選んだ。開眼検査時、被験者は前方 1.5 メートルの所に設置したスクリーン上の一点を注視して、視線を水平に保つ。真上に CCD カメラを装着して、肩の標識を連続撮影して身体動揺を記録した。また、床にはフォースプレート (9281C/CA, Kistler, Switzerland) を敷いて COP と各方向の摩擦力を同時に記録した。CCD カメラとフォースプレートはそれぞれのコンピュータと接続して機械の制御とデータの記録を行った。すべてのソフトウェアは本研究室で作成し、ソフトウェアの使用前に十分な較正と確認を行った。二台のコンピュータを LAN 接続し、同期とサン

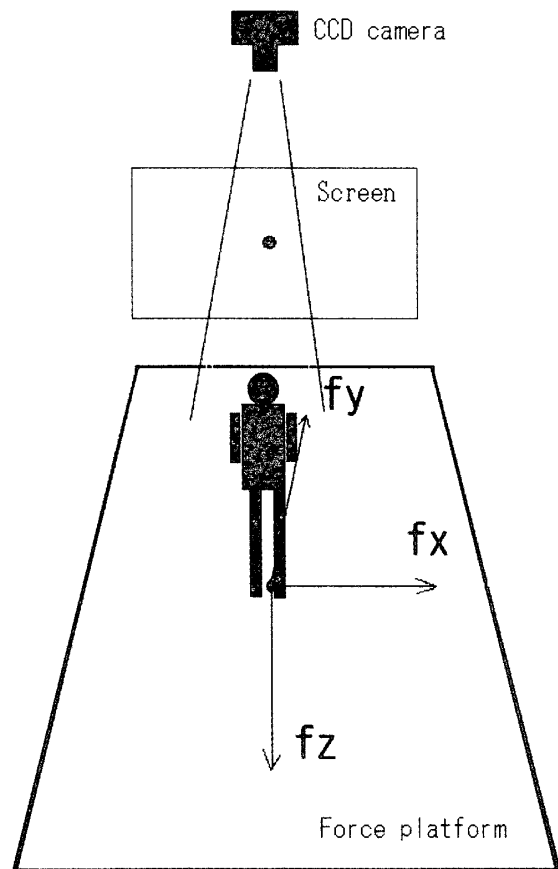


Fig. 1 Diagram depicting the experimental setup. Subjects stand on the force platform with a CCD video camera setting the ceiling. The forces in x, y and z directions and the trunk sway were recorded simultaneously.

プリング速度および記録時間を設定した。

各被験者に、開眼時の測定を先に、開眼と閉眼を交互に 5 回の測定を実施した (Fig. 2)。測定時間は 60 秒に、CCD カメラとフォースプレートのサンプリング速度は 86 Hz に設定した。

1) 身体動揺計測¹⁰⁾：自然立位時の身体動揺幅は標識の高さにより決定されることから、今回の身体動揺計測結果はすべて基準点を身長 1 メートルのところに較正したものである。左右方向の身体動揺は TS_x 、前後方向は TS_y と定義した。振幅の単位は mm である。 \bar{v}_{ts} 値は単位時間の身体動揺軌跡長を意味する。 \bar{v}_{ts_x} 、 \bar{v}_{ts_y} はそれぞれ水平方向と前後方向の身体動揺速度を表す (Fig. 3)。 \bar{v}_{ts_x} は \bar{v}_{ts_y} と比べより安定した結果が得られることから、ヒトの直立能力の評価として使用した。

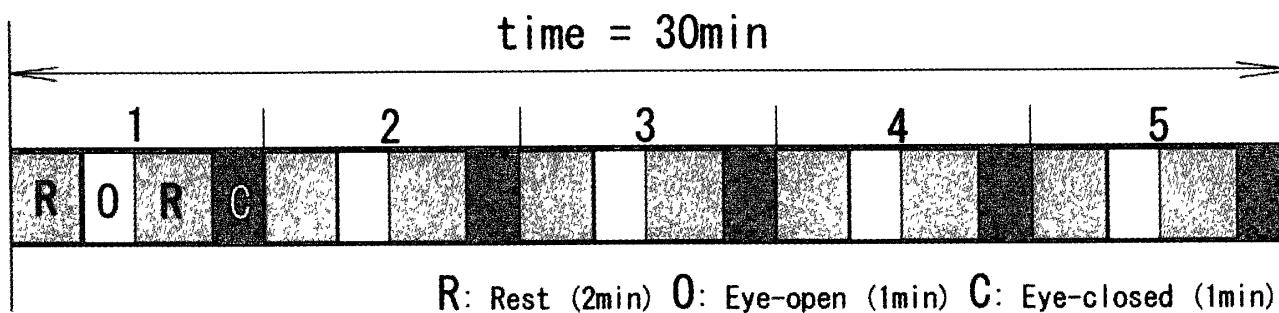


Fig. 2. Experimental arrangement in the 30 minutes of measurement Rest (R : 2 minutes), eye-open (O : 1 minute) and eye-closed (C : 1 minute) were repeated for 5 serials

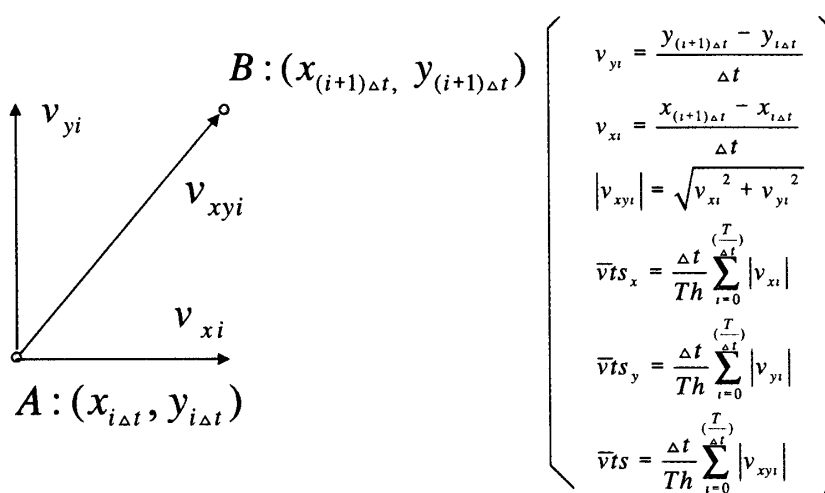
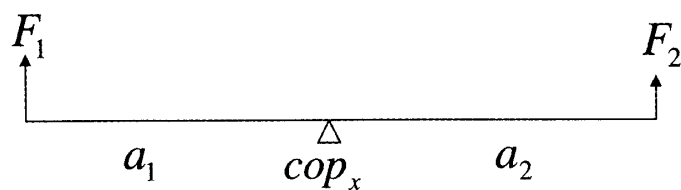


Fig. 3 The mathematic procedure for reckoning out $\bar{v}ts$. The recorded point is moving from A to B in Δt interval during a defined recording period of T . h represents the height of the point.



$$\begin{aligned}
 a_1 + a_2 &= L_x \\
 F_1 + F_2 &= Mg \\
 a_1 F_1 &= a_2 F_2 \\
 a_1 &= \left(1 - \frac{F_1}{Mg}\right) L_x
 \end{aligned}$$

Fig. 4 Method for determining the coordinates of the COP point. The diagram shows how to calculate the coordinates of the COP point in X direction, and same in Y direction

2) 重心動揺計測: COP の計算は鉛直方向の床反力により計算した (Fig. 4). 左右方向の COP 移動は cop_x , 前後方向は cop_y と定義した. COP の振幅の単位も mm である. 単位時間の平均重心動揺軌跡長を $\bar{v}cop$ と表す.

3) 左右方向と前後方向の摩擦力計測: 今回使用されたフォースプレートは左右, 前後方向も測定できるようになっている. ヒト自然立位時フォースプレートの左右, 前後方向は足裏と床の摩擦力に相当した. 左右方向の摩擦力を f_x , 前後方向を f_y と定義した. f_x と f_y の単位はニュートン (N) である.

Ⅲ. 結 果

A. 開眼と閉眼時の TS, COP および摩擦力測定

結果を Fig. 5 に示した. 開眼時の $\bar{v}ts_x$ 値は 3.37 ± 0.42 mm/s で, 閉眼時の $\bar{v}ts_x$ 値は

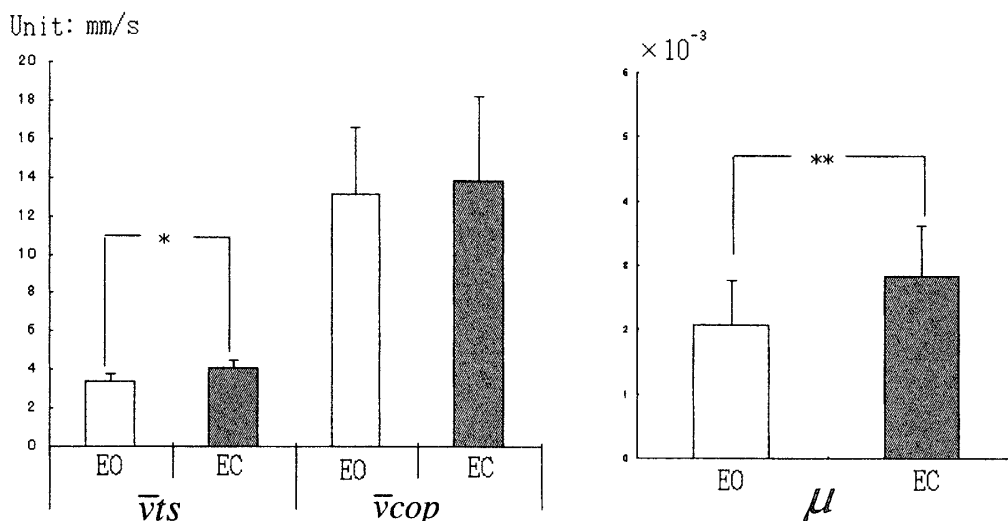


Fig 5 Values of \bar{v}_{cop} , \bar{v}_{ts} and μ are all increased during eyes closed. However, no significant difference was seen between eye-open and eye-closed in \bar{v}_{cop} because two of them increased their \bar{v}_{cop} values during eyes open. * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$.

4.07 ± 0.37 mm/sであった。全員、開眼時の \bar{v}_{ts_x} 値は閉眼より小さかった。Student-t 検定の結果、閉眼により \bar{v}_{ts_x} 値は有意に増加した ($P < 0.05$)。一方、COP は、通常の \bar{v}_{cop} 値を用いた結果、開

眼時は 13.13 ± 3.44 mm/s であり、閉眼時は 13.83 ± 4.37 mm/s であった。二人の被験者は開眼時の \bar{v}_{cop} 値が閉眼時より大きかったため開眼時と閉眼時の有意差は無かった (Fig. 5)。

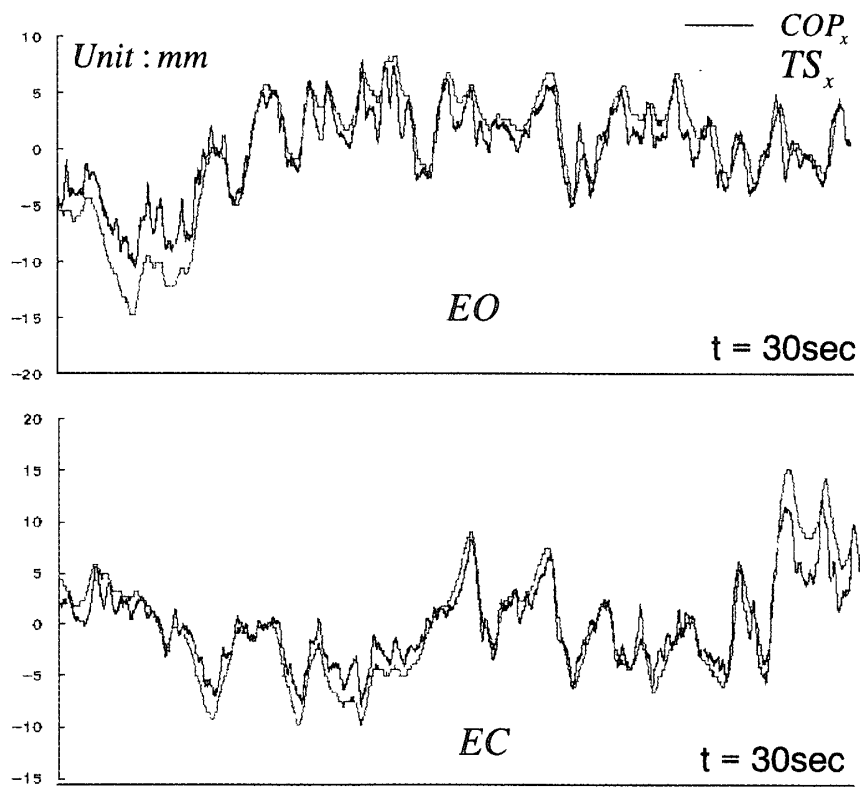


Fig 6 A typical changes in TS_x and COP_x during the 60s' recording time from one subject (eye-open). TS_x tracks the COP_x almost in phase and to be oscillating either side of the COP_x .

足裏と地面間の摩擦力は被験者による差が大き
く、一般に ± 2 N以下に変動した。摩擦係数 μ

$$\left(\mu = \frac{\Delta t}{T} \sum_{i=0}^{\left(\frac{T}{\Delta t}\right)} \frac{\sqrt{f_{xi}^2 + f_{yi}^2}}{mg}, \quad mg \text{ は体重, } T \text{ は記録時}\right.$$

間)で表した場合、開眼時の μ 値は平均 2.08 ± 0.68
($\times 10^{-3}$)で、閉眼時の μ 値は 2.83 ± 0.80 ($\times 10^{-3}$)
であった。Student-t 検定の結果、閉眼により μ
値は有意に増加した ($P < 0.01$, Fig 5)。

B. TS と COP との関係

Fig. 6 で示したように、開眼、閉眼とも X, Y
方向の TS と COP の変化はよく一致した。TS
と COP を比較すると、最も顕著な差は振幅であ
る。これにより、以下のような数式を立てた。

$$cop_x = h_x TS_x + v_x \dots\dots\dots (1)$$

$$cop_y = h_y TS_y + v_y \dots\dots\dots (2)$$

h_x, h_y は係数であり、 v_x, v_y は誤差と定義した。
式(3)(4)(5)は h_x, h_y, v_x, v_y を求める方法を示
した。

$$E_x = \sum_{i=0}^I (cop_{xi}(t) - L_x TS_{xi}(t))^2 \dots\dots\dots (3)$$

$$E_y = \sum_{i=0}^I (cop_{yi}(t) - L_y TS_{yi}(t))^2 \dots\dots\dots (4)$$

$$\frac{\partial E_x}{\partial E_x} = 0; \quad \frac{\partial E_y}{\partial E_y} = 0 \dots\dots\dots (5)$$

L_x, L_y は変数と見なし、 h_x, h_y の値は式(5)成
立時の L_x, L_y 値であるように設定した。その結果、
 h_x は 0.75 ± 0.05 (開眼時)と 0.73 ± 0.07 (閉眼時)
であり、 h_y は 0.66 ± 0.08 (開眼時)と 0.67 ± 0.04
(閉眼時)であった。開眼と閉眼のあいだに有意差
はなかった。

C. v_x, v_y と f_x, f_y との関係

式(1)と式(2)で計算した v_x, v_y と f_x, f_y をそ
れぞれ比較して見ると Fig. 7 のような結果が得
られ、 v と f の関係も振幅で差があることが示さ
れた。それにより、 v と f の関係を以下の式で表
現した。

$$f_x = k_x v_x + B_x \dots\dots\dots (6)$$

$$f_y = k_y v_y + B_y \dots\dots\dots (7)$$

B_x, B_y は同じく誤差と定義した。 k_x, k_y は係
数である。式(3)(4)(5)を参考にして k_x, k_y が求

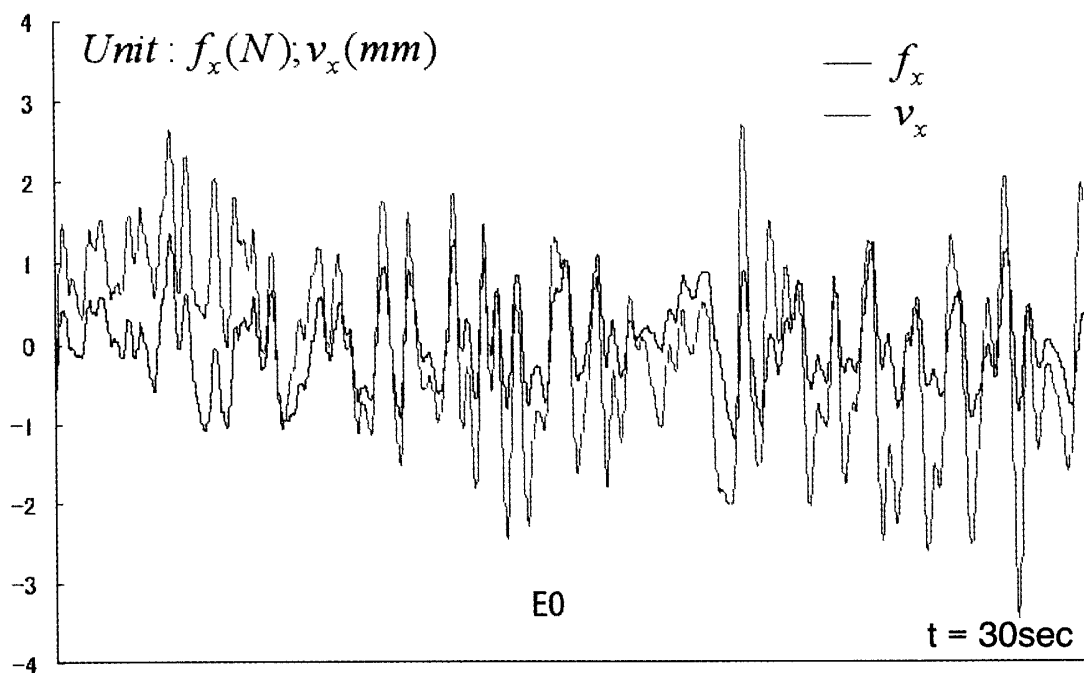
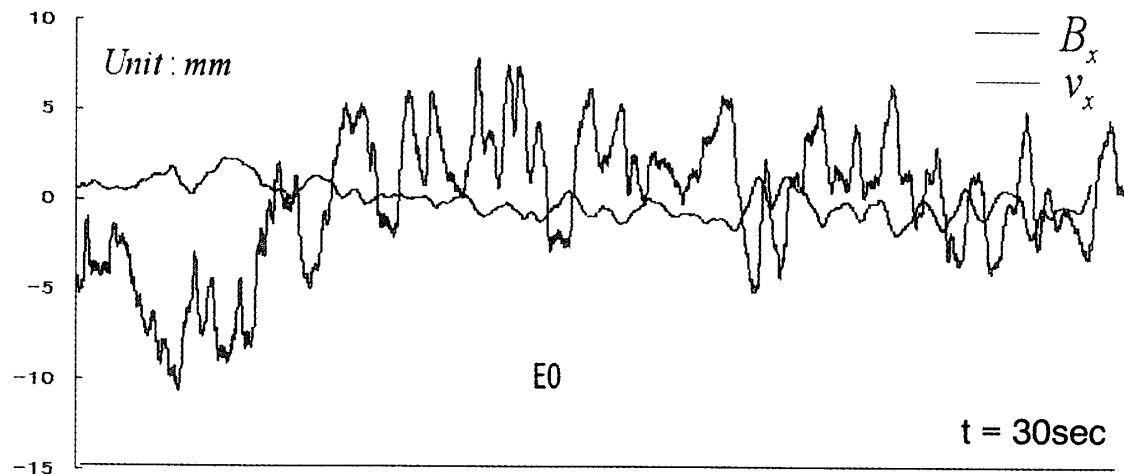


Fig 7 The relationship between f_x and v_x ($COP_x - h_x TS_x$) during eyes open The figure shows they are in same phase

Fig 8 Comparing to v_x , B_x is relatively smaller in its oscillation

められる. その結果, k_x は $0.63 \pm 0.04 \text{ N/mm}$ (開眼時) と $0.663 \pm 0.05 \text{ N/mm}$ (閉眼時) であった. B_x , B_y と v_x , v_y を比較すると, 前者の振幅は相当小さいことが判明した (Fig 8).

D. TS と摩擦力 (f_x , f_y) との関係

最後に TS_x , TS_y と f_x , f_y の関係を調べた (Fig 9). TS と f_x , f_y は以下の力学関係のあることが解った.

$$V_x(t) = TS_x(t) \quad \dots\dots\dots (8)$$

$$V_y(t) = TS_y(t) \quad \dots\dots\dots (9)$$

$$f_x = -H_x m V_x \quad \dots\dots\dots (10)$$

$$f_y = -H_y m V_y \quad \dots\dots\dots (11)$$

式(8), (9)は定義で, 式(10), (11)はニュートン定理から得られた. H は係数であり, その値は0.8から0.97のあいだで変動した.

E. 結 論

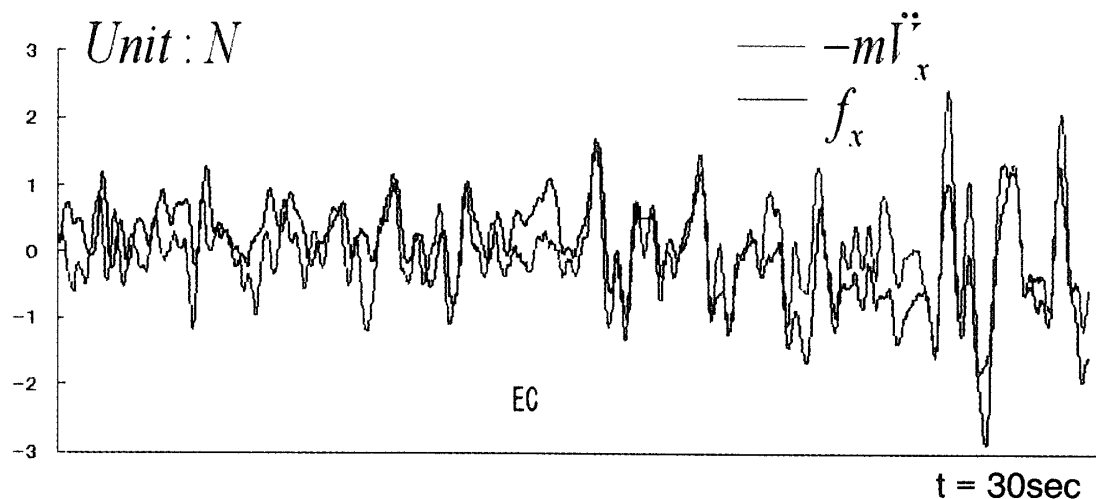
まず, 以下の定義をする.

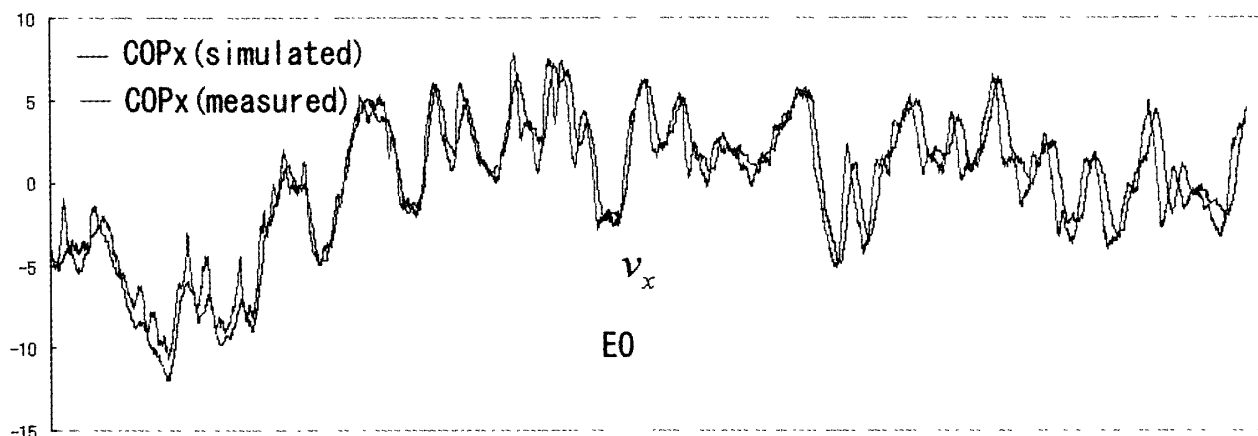
$$U_x(t) = \text{cop}_x(t) \quad \dots\dots\dots (12)$$

$$U_y(t) = \text{cop}_y(t) \quad \dots\dots\dots (13)$$

これと式(1)(2)(6)(7)(10)(11)を合わせると以下の数式が得られた.

$$U = \frac{-Hm}{k} V + hV - \frac{B}{k} \quad \dots\dots\dots (14)$$

Fig 9 The locus of f_x is oscillating in same phase with $-mv_x$, but different with its amplitude



$$B = 0; h = 0.74; H = 0.85; m = 61.5 \text{ Kg}; k = 0.64 \text{ N/mm},$$

Fig. 10 A simulation result of COP_x by using its TS_x . The consistency is quite satisfactory

$$\dot{U} = -\frac{Hm}{k}V + h\dot{V} - \frac{B}{k} \dots\dots\dots (15)$$

$B=0$ に置くと

$$\dot{U} = -\frac{Hm}{k}V + h\dot{V} \dots\dots\dots (16)$$

F. シミュレーション

式(16)は身体動揺(V)と重心動揺(U)との関係を表している。身体動揺により重心動揺を求めるのは可能である。ここで一例を挙げ、結果は Fig. 10 に示した。実際の COP 変動とシミュレーションした様子がよく一致することが解った。

IV. 考 察

A. 身体動揺と平衡能力について

ヒトが直立姿勢を保つ時には身体質量中心 (center of mass : COM) はある範囲内に動いているという事実から直立は特別な運動として認識されている¹¹⁾。COM の動揺範囲 (面積) および COM 動揺の速さ (速度) はヒトの直立姿勢を維持する能力と関連し、平衡能力を表す理想的な指標であると考えられる。しかし、自然立位時の COM を求めるには相当複雑な計算が必要となる¹²⁾。一般的な方法として、身体各部の重さと重心を測ってから COM を求めるが、モデルの精確さや被験者の体型の違いや、あるいは自然立位

時内臓の動き等の原因で本当の重心が求められるかどうかは依然として疑問である。自然立位時の COP を求めることは容易にできるから COM の代わりに COP がヒトの平衡能力の評価によく使用されてきた。このような研究^{1~5)}は数多くの論文で発表されているが、COP がヒトの平衡機能を評価する指標になると同時に弱点も呈している。それは指標の安定性の問題である、すなわち、同じ被験者に多次の測定でも v_{cop} 値のばらつきが大きい²⁾。COP から COM を求めることができるかどうかは興味深い問題である。そのために COP と COM とのダイナミックな関係を明らかにしなければならない。今回の実験では背中にある一点の動きを近似的に身体の重心の動きと見なしている。何故ならば、自然立位時の身体の重心は腰の上に位置するから、背中のある点の動きは重心の動きと同期しているはずである。それによって得られたダイナミックな関係は実際の COP と COM との関係に非常に近いと考えられる。

B. COP と COM とのダイナミックな関係

(16) 式は実際に COP と TS とのダイナミックな関係を表している。もし、項 $-\frac{Hm}{k}V$ を無視すれば $\dot{U} = h\dot{V}$ となり、つまり COP と TS が同じである。今回の結果では係数 h の値は開眼時 0.75 ± 0.05 、閉眼時 0.73 ± 0.07 で、眼の開閉による有意差は無かった。TS の測定は身長 1 メートルの

ところに調整してあるので, 自然立位時の COP の動揺は身長0.75メートルのところ(ちょうど股関節のところ)の身体動揺と一致する. 項 $-\frac{Hm}{k}V$ は COP と TS との違いを示したものであり, 身体動揺の慣性を表していると考えればよい. 足裏と床の摩擦力(f)はこの点の加速度(Hv)と体重(mg)の掛け算と等しい(式(11), 式(12)を参考)から, 係数 H は COM の高さを表していると考えられる. 今回の測定結果では係数 H の値は0.8から0.97の間に変動したことが分かった. この高さは被験者の腰の高さに相当し, これまで確認した COM の高さとはほぼ一致している¹²⁾.

もし, 自然立位時の身体を鋼体と見なせば h と H は相等するはずであるが, h と H に差があることから自然立位時の身体は鋼体であるという論点は支持されていない. すでに振幅の大きい身体動揺は股関節を中心として行われていることが知られている^{13~15)}が, 自然立位時の身体動揺もリンク系に違いない.

C. 神経システムによる直立制御の目標について

古典的な姿勢理論は Magnus¹⁶⁾ と De Kleijn¹⁷⁾ により確立され, 姿勢制御の目的は環境との適応であり, 動物の姿勢は筋張力と反射により維持されると主張してきた. それによると, ヒトが自然立位を保つ時, 脳脊髄がコントローラの役目を果たしている. ヒト自然立位時中枢神経システムの制御目標についてよく議論される. COP の安定性を保つという認識が一般的な考え方かもしれない¹⁸⁾. そうすると, 開眼時の COP 移動指標が開眼時より大きくなるという現象(約10%の被験者)から, 閉眼時の直立能力が開眼時より良い結果になる. しかし, 身体動揺検査結果ではすべての被験者で開眼時の v_{ts} 値は閉眼時より小さかった⁸⁾. また, 本研究の結果 (Fig 6) では足裏と接触面との摩擦力係数 μ 値も全被験者で開眼時のほうが閉眼時より小さかった. これらの事実から, ヒト自然立位時の制御目標は COP を安定させることではなく, COP を動かして COM の安定性を保つという説が支持される¹⁹⁾.

式(16)で項 $-\frac{Hm}{k}V$ は三つの係数が含まれている. もし, $-\frac{Hm}{k}$ の値が大きくなれば (k が小さく, Hm が大きい) COP と TS とのずれも大きくなる. COP の測定結果と TS の測定結果の差は $-\frac{Hm}{k}V$ 項が原因であると考えられる.

D. 身体動揺による平衡能力評価の可能性

これまで, 数多くのモデルを提出してヒト自然立位時の制御機構が研究されてきた²⁰⁾. Winter¹⁹⁾ らは倒立振り子モデル (inverted pendulum model) を使って身体の重心 (Center of mass COM) と COP との関係を検討し, COM と COP の追従性を明らかにしてきたが, COM と COP との差 (COM-COP) を雑音として認識しており, 最終的に COM と COP とのダイナミックな関係をも明らかにすることはできなかった. この原因は COM-COP と足裏の摩擦力との関係を検討しなかったことによるものである.

今回の結果で, 身体動揺と重心動揺が式(15)の微分関数式を持つことが解かった. このことにより, もし身体動揺を決定すれば重心動揺も決定されるが, 逆に COP の移動を決定しても TS の動揺は決定されない. この結果から, 身体動揺による平衡能力の評価は COP の移動よりも合理的であると考えられる. 実際の検査から, v_{ts} によりヒトの平衡能力を評価すると COP よりも精確な結果が得られた²¹⁾. また, 本研究のシミュレーションのように TS を利用して COP の移動の推測も可能であり, シミュレーションの結果と実際の検査結果とよく一致することが立証された.

E. 今後の課題

今後の課題として, TS による COP 移動の予測結果と実際測定結果間の関係に十分な検討を加えることが必要である. また, TS による各接触面条件下の平衡能力の評価が可能になったことで, 今後のヒトの平衡制御の研究に対して大いに貢献できるものと考えられる.

V. 要 約

- 1) 自然直立姿勢時, 身体動揺と重心動揺の関係を検討した.
- 2) COP の移動は TS の動揺とダイナミックな関係を持つことが解かった.
- 3) このダイナミックな関係は数式で表すことが可能になった.
- 4) TS による COP の移動を求める方法を提示した.
- 5) TS はヒト自然立位時の平衡能力を評価する有用な指標である.

(受理日 平成15年6月30日)

文 献

- 1) Le Clair, K and Riach, C, Postural stability measures what to measure and for how long Clin Biomech, (1996), **11**, 176-178
- 2) Furman, J M, Posturography. uses and limitations Baillieres Clin Neurol., (1994), **3**, 501-513
- 3) 今岡 薫, 村瀬 仁, 福原美穂. 重心動揺検査における健常者データの集計. Equilibrium Res Suppl., (1997), **12**, 1-84
- 4) 大川 剛, 時田 喬, 柴田康成, 小川徹也, 官田英雄. 重心動揺検査—単位面積軌跡長の意義—健常者における検討. Equilibrium Res, (1996), **55**, 283-293
- 5) Duarte, M and Zatsiorsky, V M, Effect of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance Exp Brain Res, (2002), **146**, 60-69.
- 6) Allum, J H, Adkin, A L, Carpenter, M G, Held-Ziolkowska, M., Honegger F and Pierchala K, Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of a unilateral vestibular deficit. Gait Posture, (2001), **14**, 227-237
- 7) 江 依法, 長崎幸雄. 高齢者の健康評価技術—自然立位時身体動揺測定法と平衡能力の評価. 非破壊検査, (2002), **51**, 567-572.
- 8) Jiang, Y, Nagasaki, S and Kimura, H Postural sway depends on aging and physique during standing on upright in normals J Educ Health Sci (2002), **48**, 233-238
- 9) 伊藤祐之, 仲 泊聡, 国見ゆみ子他. 高度視覚障害者の重心動揺検査. Equilibrium Res., (2002), **61**, 349
- 10) 長崎幸雄, 江 依法, 早川麻理子, 古田善伯, 小栗和雄, 江川秀文, 宮本 敬, ミルボド・セイド・モハマド, 加藤義弘, 松岡敏男. 両足自然立位時の身体動揺における低強度運動の影響: CCD ビデオカメラによる測定. 教育医学, (2002), **47**, 280-286
- 11) Bronstein, A M, Brandt, T and Woollacott, M, Clinical disorders of balance posture and gait London, (1996), ARNOLD
- 12) 江原義弘, 山本澄子. 立ち上がり動作の分析, 初版, 2.2身体の重心, 医歯薬出版株式会社, 東京, (2001), 11-15
- 13) Speers, R A, Shepard, N T and Kuo, A D, Equi Test modification with shank and hip angle measurements differences with age among normal subjects J Vestib Res., (1999), **9**, 435-444
- 14) Nicholas, S C, Doxey-Gasway, D D and Paloski, W H, A link-segment model of upright human posture for analysis of head-trunk coordination. J Vestib Res, (1998), **8**, 187-200
- 15) Runge, C F, Shupert, C L, Horak, F B and Zajac, E, Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. (1999) Gait & Posture, **10**, 161-170
- 16) Magnus, R korperstellung Berlin, (1924), Springer
- 17) De Kleijn, A Experimental physiology of the labyrinth J Laryngol Otol, (1923), **38**, 646-663
- 18) Gatev, P, Thomas, S, Kepple, T and Hallett, M Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults J. Physiol, (1999), **514**, 915-928
- 19) Winter, D A, Patla, A. E, Prince, F, Ishac, M and Gielo-Periczak, K Stiffness control of balance in quiet standing. J. Neurophysiol, (1998), **80**, 1211-1221
- 20) Peterka, R J Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis Biol Cybern, (2000), **82**, 335-343
- 21) Nagasaki, S, Jiang, Y, Furuda, Y, Mirbod, S. M., Matsuoka, T and Kimura, H Fall risk prediction in old women evaluated by trunk sway tests in static upright stance J Educ Health Sci, (2003), **48**, 353-358