

1P2-12 自然立位時身体動揺の計測と安定性の評価

Measurement of spontaneous body sway and its application of stability evaluation

○江 依法 (理化研) 長崎幸雄 (岐阜大) 木村英紀 (理化研)

YifaJiang, RIKEN, Anagahora, Shimoshidami, Moriyama-ku, Nagoya, Japan
Nagasaki Sachio, Gifu University School of Medicine, 1-1 Yanagido, Gifu, Japan
Hidenori Kimura, RIKEN, Anagahora, Shimoshidami, Moriyama-ku, Nagoya, Japan

Abstract - This paper describes a novel method to measure spontaneous body sway in static upright stance by using a CCD video camera system. Three markers were put on subjects' back and legs, and three cameras were employed to record the motion of makers, respectively. Body sway in coronal direction is optimal for stability evaluation. During a period of 30 seconds of recording time, averaged angular velocity (TSSr) of the body sway is calculated, and was used as an index for the stability evaluation. To minimize ageing and physique influences on body sway, an empirical model was established to calculate the standard value (TSSeo) of body sway in different age, weight and height (all in eye-open). An investigation on a 51 elderly females group proved that the ratio of TSSeo/TSSr is quite correlated with falls happening frequency. Further more, a PID control model was as used for balance keeping study. The results suggest valuable of this model for stability evaluation.

Key Words: Spontaneous Body Sway, Stability Evaluation, Falls, PID model

1 はじめに

人口の高齢化に伴い、高齢者の転倒、骨折の発生例が増え続けている¹⁾。高齢者の平衡機能の低下が転倒の高発生率の原因となっており、平衡能力の同定は平衡機能低下の原因究明と予防対策の効果評価の重要な手段である²⁾。

自然立位時の身体安定性がヒトの平衡能力を反映していると考えられる。これまで、立位時の床反力中心 (Center-of-pressure: COP) の軌跡偏移を利用して、偏移の速度や面積等を指標化して間接的に身体安定性の評価が行われてきた³⁾。

しかし、COP 偏移は年齢、体格等多くのファクターから影響を受けており、単に COP の偏移から身体の安定性を評価するのは被験者の実際の平衡能力と大きなずれを生じる。

本研究では、高解像度の CCD カメラを使って、立位時の身体動揺を計測し、立位時の身体安定性を評価することを目的とする。

2 方法と結果

2.1 身体動揺の測定

2.1.1 被験者

被験者は地元に住する 51 名の健常中高年女性で、年齢は 58 歳から 82 歳まで、平均 70.5 ± 6.2 歳であった。過去に脳神経と筋肉の病気にかかったことはない。測定前、十分な説明をしてから承諾を得た。

2.1.2 測定装置と測定方法

立位時の身体動揺を測定するために、多チャンネルのビデオ信号入力に対して同時にリアルタイムで分析できる身体動揺測定装置を作成した (Fig.1)。この測定装置には三つの高解像度 CCD カメラ (DSR-PD150, Sony Co. Tokyo Japan) を装着して被験者の背中と両脚に着けたマーカー (白いボール, 長径 3.0cm) の動きの撮影と画像分析を行い⁴⁾、床には一枚のフォー

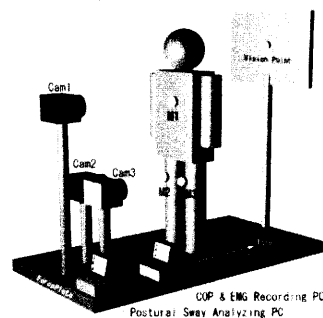


Fig. 1: The scheme of the postural sway analyzing device.

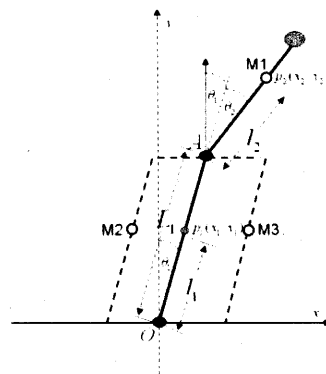


Fig. 2: Geometry of sway angles during static upright stance.

スプレート (9281C/CA, Kistler, Switzerland) を装着し、COP の偏移も同時に記録した。また、被験者の 1.5 メートル前方にボードを立て、被験者の平行視線の高さに球型の白いマーカー (直径 1.0cm) を着け、視線を集中させた。身体動揺は左右方向への揺れの角速度と定義し、その求め方は Fig.2 で示されている。

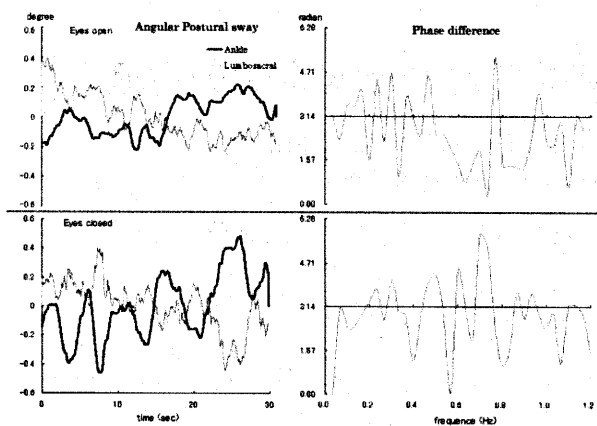


Fig. 3: An example of angular joint sway and its correspondent phase difference between ankle and lumbosacral during static upright stance in roll planes.

ポイント O は足関節，ポイント A は仙腰関節を表し，M1, M2, M3 はそれぞれ背中と両脚に付いているマーカーの座標で，その値は三つの CCD カメラによって計算される。θ₁, θ₂ はそれぞれ足関節と仙腰関節の回転角度で，θ₁ は P1 の座標から得られ，θ₂ は以下の近似式で計算される。

$$x_1 = l_1 \sin \theta_1 \quad (1)$$

$$x_2 = L_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (2)$$

立位時の身体動揺範囲は小さいから (約 2 度以内)， $\sin \theta_1 \doteq \theta_1$, $\sin(\theta_1 + \theta_2) \doteq \theta_1 + \theta_2$ の近似を用いると

$$\theta_2 \doteq \left(\frac{x_2}{L_1 + l_2} - \frac{x_1}{l_1} \right) (1 + \frac{L_1}{l_2}) \quad (3)$$

となる。

2.2 立位時の身体動揺

開眼時足関節と仙腰関節の回転運動角度範囲はそれぞれ平均 0.94 ± 0.36 度と 0.99 ± 0.41 度で，閉眼時はそれぞれ 1.35 ± 0.52 度と 1.27 ± 0.72 度であった。開眼時，閉眼時とも，足関節と仙腰関節のあいだに回転運動の角度範囲の差は認められなかった。さらに，位相差を計算すると足関節と仙腰関節回転運動の位相差はほぼ π に等しいことが示されている (Fig.3)。

2.3 転倒危険性の調査

転倒危険性はアンケート形式で調査を行った。過去 15 年間に，(1) 転倒が多発し，且つ骨折した場合は 5 点；(2) 転倒が多発し，骨折が無かった場合は 4 点；(3) 昼間出歩く時体の不安定を感じるの 3 点；(4) 夜歩く時体の不安定を感じるの 2 点；(5) 風呂場等で滑ったことあるの 1 点とし，合計 15 点。各被験者の得点から 15 で割って得られた値を D_f 値と定義した。 D_f 値の高い時は転倒がよく発生していることを表している。

2.4 身体動揺角速度の計算

自然立位時，足関節の角運動の範囲は仙腰関節の運動範囲とほぼ等しい，と同時にこの二つ関節運動の位相差は π と成っている (Fig.3) から，立位姿勢時身体構造モデル (Fig.2) 中の

$$\theta_1 = -\theta_2 \quad (4)$$

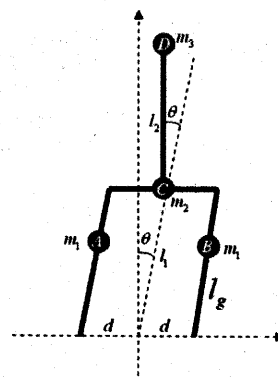


Fig. 4: Simplified pelvic structural model.

という関係が近似的に成立する。この事実によって，立位姿勢時の身体構造モデルを簡略化すると Fig.4 のような一自由度多リンク系に変換することが出来る。

この構造モデルに基づいて，得られた身体動揺の角度データ列から平均身体動揺角速度を計算することが可能となる (絶対値の平均)。6.5Hz 以上の高周波数成分はローパスフィルタによってカットした。30 秒間左右方向の平均動揺角速度 (TSSa) は前後方向の平均動揺角速度より変動が小さかったので，TSSa 値を身体安定性の評価指標として選んだ。

年齢，身長，体重により各被験者開眼時の平均動揺角速度の基準値 (TSSeo) は以下の経験式によって定める。

$$TSS_{eo} = \frac{19.86 + (\frac{y}{21} - 1)^2}{0.642 \times \sqrt{m} \times l^{0.847}} \quad (5)$$

(y は年齢 : 歳，m は体重 : Kg，l は身長 : m)

便宜上，TSSa と TSSeo は半径 1 メートルの円周運動の線速度として表している。単位は mm/s である。例として，身長 1.7m，体重 60kg，年齢 21 歳の被験者の TSSeo 値は 2.548mm/s となる。

そこで，被験者の身体安定性を表すために，

$$R_f = \frac{TSS_{eo}}{TSS_a} \quad (6)$$

を被験者の平衡能力として定義した⁴⁾。

2.5 転倒の発生と身体安定性との関係

開眼時の平均角速度は 3.89 ± 0.84 mm/s であった。過去 15 年間の転倒発生率と被験者の身体安定性との関係を単純に R_f 値と D_f 値の相関関係で表すと有意な相関は見られないが (相関指数 $r=0.13$)，51 名の内，骨折を経験した 9 名の被験者の R_f 値は皆 1.12 以下になっていた (Fig.5)。

17 名の被験者の R_f 値は 1.12 以上で，転倒経験は無かった。残る一部の被験者は身体の安定性が悪いにも拘らず転倒の発生も少ない (Fig.5 の左下部分に表示)。その原因は本人がバランス能力の低さを承知しており，日常生活の中で十分な注意をしている，あるいはその活動を控えていることがアンケートの結果から提示される。

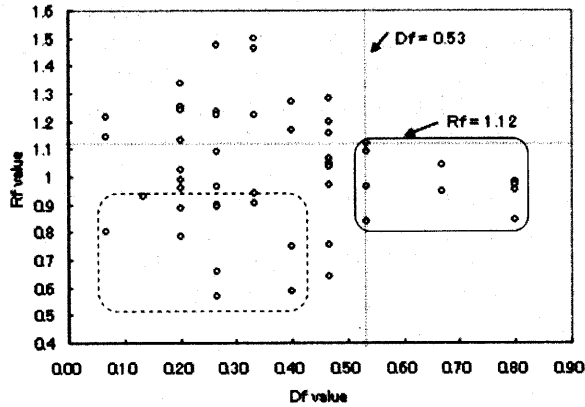


Fig. 5: The relationship between D_f and R_f values in the 51 subjects. Subjects in the window of solid line are experienced bone fractures due to falls, and subjects in the window of dotted line are with low body stability and low falls happening.

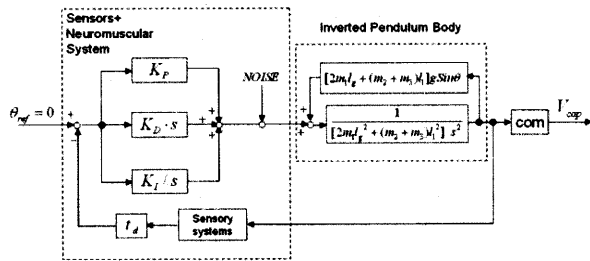


Fig. 6: A block diagram of humans' static upright stance control.

2.6 動力学的な解析

ラグランジュ法によって Fig.4 に示した一自由度多リンク系の運動方程式を求めると式 (7) となる。

$$\tau = [2m_1 l_g^2 + (m_2 + m_3) l_1^2] \ddot{\theta} - [2m_1 l_g + (m_2 + m_3) l_1] g \sin \theta \quad (7)$$

(τ : 駆動トルク)

2.7 中枢神経系のバランス制御とパラメーター同定

中枢神経は内耳前庭の平衡感覚受容器, 視覚と全身の筋と骨膜に分布している固有感覚受容器等の入力によって関係する筋への神経出力信号を決定し, 立位時の姿勢を維持することを實現する。この過程はフィードバック制御であり, そのブロック線図は Fig.6 のように表せる。

中枢神経は体の揺れの誤差信号を検出し, 出力トルクを制御する。もし, Fig.4 のモデル, に $|V_{cop}| \leq d$ という条件が成立すればヒトの立位状態は維持される。PID 制御方式で平衡維持に関連する筋群を制御していると仮定した。式 (9) は Fig.6 のブロック線図に基づき, PID 制御の具体的なアルゴリズムを表している。

$$e(t) = r(t) - \theta(t) \quad (r(t) = 0) \quad (8)$$

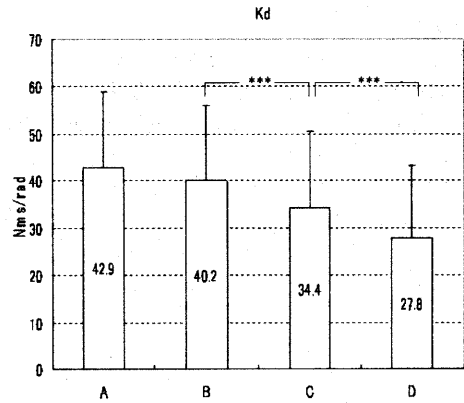


Fig. 7: The K_D values in four different visual stimulation patterns, ***: $P < 0.001$.

$$\tau(t) = \begin{cases} K_p e(t - t_d) + K_I \int_0^t e(t - t_d) dt + K_D \frac{de(t - t_d)}{dt} & (|e(t - t_d)| > \zeta) \\ 0 & (|e(t - t_d)| \leq \zeta) \end{cases} \quad (9)$$

式 (9) の $\tau(t)$ は筋群の収縮により作り出すトルクであり, t_d は時間遅れ, ζ は誤差信号の閾値である。 t_d, ζ の値をゼロにすると, 式 (5,6,7) から式 (10) が求められる。

$$\begin{aligned} & -K_p \theta(t) - K_I \int_0^t \theta(t) dt - K_D \dot{\theta}(t) \\ & = [2m_1 l_g^2 + (m_2 + m_3) l_1^2] \ddot{\theta} \\ & \quad - [2m_1 l_g + (m_2 + m_3) l_1] g \sin \theta \quad (10) \end{aligned}$$

式 (9) 中の K_p, K_I, K_D は最小二乗法を使って同定する。便宜上, ζ はゼロに ($\zeta = 0$), t_d は一定値 ($t_d = 0.24s$) にする。

2.8 開眼と閉眼時の PID パラメーターの比較

閉眼時, 立位時の身体安定性が低下するのはよく知られている。閉眼時, 左右方向の身体動揺角速度は開眼時より平均 1.3~1.4 倍程度増加する^{3, 4, 5}。そこで, 視覚による PID 制御モデルのパラメーターに対して如何なる影響を及ぼすかを検討した。

四つの視覚刺激パターン: A) 中心視野範囲に格子状の図案の中心に「十字」の視標, B) 白い背景の上に「十字」の視標, C) 白い背景のみ, D) 閉眼を選んだ。その結果, K_p 値は平均それぞれ $415.4 \pm 76.6 Nm/rad, 418.2 \pm 79.3 Nm/rad, 419.8 \pm 82.8 Nm/rad, 423.6 \pm 88.2 Nm/rad$ であった。 K_p 値が増加の傾向を示しているが各組み間に有意差はなかった。 K_D 値の平均値はそれぞれ $42.9 \pm 15.8 Nms/rad, 40.1 \pm 15.7 Nms/rad, 34.4 \pm 16.0 Nms/rad, 27.7 \pm 15.4 Nms/rad$ であった。Repeated measures ANOVA により検定すると A と B の間には有意な差がないが, B と C と D の間には有意な差を示している ($P < 0.001$)。Fig.7 は視覚による K_D 値が増加することを示している。

3 検討

本研究はヒト立位時の身体動揺を測定し、足関節と仙腰関節の揺れを二自由度の倒立振子モデルとして解析した。左右方向への揺れは、足関節と仙腰関節ともほぼ同じ角度範囲内に動揺していることが判明した。また、この二つの関節運動の位相差は1.2Hzより低周波数では近似的に π と成っており、足関節と仙腰関節の運動は逆方向で、自然立位時の胴体部分は常に鉛直方向に保持されていることが示された (Fig.4)。

立位時の身体安定性を評価するために左右方向の身体動揺の平均角速度を指標として51人の中高年者の転倒発生状況と身体の安定性との関係を検討した。その結果、立位時の身体安定性が高い時、転倒は発生しにくく、転倒がよく発生するのは平均値より低いグループであった。一方、身体安定性が極端に低い被験者は転倒発生が少なかった。その理由として、自分のバランス能力をきちんと承知しており、日常生活の中で十分な転倒防止措置を採っているからと考えられる。この結果から、転倒を予防するには個人の平衡保持能力を正しく認識させることが重要である。そこで、自ら転倒予防措置を取ることが出来ると考えられる。

立位時、足関節と仙腰関節の左右方向への揺れは解剖学上から大腰筋と中臀筋の収縮が大きな要因であると考えられる。何故ならば、大腰筋は腰椎と大腿骨の小転子、中臀筋は腸骨と大腿骨の大転子と繋がっていることから、この二つの筋の協調収縮で足関節と仙腰関節を動かすことが可能である。自然立位時の胴体部分が常に鉛直方向に保持されていることは、右の中臀筋と左の大腰筋、または左の中臀筋と右の大腰筋が同時に収縮していることと、この二組の筋は交互に収縮していることを示唆している。実際の姿勢維持には骨盤の周りの多く筋群が立位姿勢の維持に関連していると考えられる。

立位時の身体安定性の定義について今まで明確にされていないが、自然立位時の制御目標は「まっすぐに立つこと」であれば、身体動揺の平均角速度で身体の安定性を表示するのは合理的であろうと考えられている。この研究はそういう出発点から行われている。しかし、身体動揺は年齢、体格、床との接触面積等の影響を受けているので、単に平均角速度でヒトの平衡の能力を表示するのは不十分である。本研究では、年齢、身長、体重からヒトの標準的な平均角速度をモデル化して (式5)、実際の測定値とその標準値の比例によってヒトの身体安定性の指標として使用した (式6)。

その考え方の理由は、立位時の身体動揺は二つの要素から決定されると考えている。一つは体の構造と床との接触面積である。もう一つは脳のバランス制御能力と関連している。体格と床の状況がヒトの身体動揺に影響していることは大量の文献から報告されており^{3, 5, 7)}、身体物理的な安定性は

$$P_s = mgh/\sqrt{s} \quad (11)$$

(P_s : 物理安定性, m : 体質量, g : 重量加速度, h : 重心の高度, s : 床との接触面積)

決定される⁶⁾。また、老化、神経と筋の疾患等の原因で立位時の平衡制御能力が低下すると身体の揺れも大きくなる。

これまで、ヒトの平衡障害については視覚性⁷⁾、固有感覚性⁸⁾、内耳の前庭感覚性⁹⁾あるいは中枢性¹⁰⁾等の分類法があった。ヒトの中枢神経はどのように我々の身体を支配して立位時の平衡状態を保持しているかはまだ明らかにされていないが、PID制御方式で筋群をコントロールし、 K_P, K_I と K_D の調節によって立位時の平衡姿勢を保持しているということが多くの実験によって支持されている^{3, 7, 12)}。従って、本研究のように立位姿勢をPID制御方式で行われると仮定し、大脳の制御機構を探ることが現実的な手段であると考えられる。この考え方によってシミュレーションすると実際の測定データと類似した結果を得た。視覚の影響は主に K_D に影響していることをこの研究の結果から示される。これは視覚による身体安定作用のRetinal slip説と一致する。バランス制御の観点からヒトの身体安定性を議論するのはこれからの研究テーマである。

ヒト立位時、種々の雑音が入力となっていると考えられる⁷⁾。Fig.7のモデルで、雑音の入力は制御器のところに入れていが、実際のシミュレーションでは考慮していない。もし、雑音を入力すると、さらに不規則な身体動揺波形が得られる。直立時の雑音に関して不明なところがまだ多く残っており、今後の課題であると考えられる。

4 むすび

本研究ではヒトの身体安定性を計測することを目的とし、左右方向の身体動揺角速度とPID制御モデルのパラメーター同定によって身体安定性の計測を行った。

1) 自然立位時の仙腰関節と足関節の運動を計測した結果、立位時の上半身が常に重力線と一致していることを解明した。2) 自然立位時、左右方向の平均動揺角速度は身体の安定性を表す有用な指標である。3) ヒトの身体安定性を計測する時、年齢、体重、身長等の影響要素を考慮する必要がある。4) 身体立位時のPID制御モデルはヒトの安定性を評価する有望なツールである。

参考文献

- 1) P.Kannus, S.Niemi, and M.Palvanen, *et. al.*, Bone, 29, 419/423 (2001)
- 2) J.A. Raymakers, M.M. Samson, and H.J.J. Verhaar, *Gait & Posture*, 21, 48/58 (2005)
- 3) R.J. Peterka, *Biol. Cybern.*, 82, 335/343 (2000)
- 4) S. Nagasaki, Y. Jiang, Y. Furuta and H. Kimura, *et. al. J.Educ. Health Sci.*, 48, 353/358 (2003)
- 5) Y. Jiang, S. Nagasaki, and H. Kimura, *Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med.*, 52, 533/542 (2003)
- 6) Y. Jiang, S. Nagasaki, Y. Furuta and H. Kimura, *et. al. J.Educ. Health Sci.*, 50, 190/198 (2005)
- 7) C. Maurer, R.J. Peterka, *J. Neurophysiol.*, 93, 189/200 (2005)
- 8) E. Ravaioli, K.S. Oie, T. Kiemel, L. Chiari, and J.J. Jeka, *Exp Brain Res.*, 160, 450/459 (2005)
- 9) G.C. Gauchard, P. Gangloff, C. Jeandel, and P.P. Perin, *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.*, 58, M846/850 (2003)
- 10) R.C. Fitzpatrick, B.L. Day, *J Appl Physiol.*, 96, 2301/2316 (2004)
- 11) L. Rocchi, L. Chiari, and F.B. Horak, *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 73, 267/74 (2002)
- 12) R. Fitzpatrick, D. burke, and S.C. Gandevia, *J. Neurophysiol.* 76, 3994/4008 (1996)