

立位姿勢時の身体動揺制御および視覚の影響について

斯 琴¹⁾ 長崎幸雄¹⁾ 江 依 法²⁾
加藤義弘¹⁾ 古田善伯³⁾ 松岡敏男¹⁾

BODY SWAY CONTROL AND VISUAL INFLUENCE DURING QUIET UPRIGHT STANDING

SI QIN, SACHIO NAGASAKI, YIFA JIANG, YOSHIHIRO KATOH,
YOSHINORI FURUTA and TOSHIO MATSUOKA

Abstract

Keeping upright stance is important to other complex motions like locomotion and running for human beings. The mechanism of balance-keeping control in upright standing is still unknown. This study was conducted to analyze the body sway by using a simple PID (proportional, integral, derivative) control model and to investigate the influence of vision on its gains. Ten healthy subjects took part in the study. The upright body was modeled as one-link inverted pendulum model. While determining the model parameters according to subject's physical stature, the gain of PID parameters, (K_P , K_D , K_I are gains of proportion, derivative, and integral respectively.) could be estimated. Four kinds of visual patterns, (three for central visual field stimulation, one is eyes closed) were designed for visual stimulation. The results showed that the gain of K_D was decreased significantly in eyes closed (131.5 ± 37.6 Nms/rad in eyes open and 90.4 ± 26.0 Nms/rad in eyes closed, $p < 0.001$), and, K_P , K_I were not changed. The results suggested that the PID control model was a promising means for individual balance ability analysis and that the visual effect on balance-keeping control in upright standing was analogized to a damper in the mechanical system.

(Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med. 2006, 55 : 469~476)

key word : Upright stance, body sway, PID control, Vision

I. 緒 言

立位姿勢の維持は人間の進化における最初の一步であり、歩行、走等の複雑運動の基礎となっている¹⁾。ヒトの脳機能の発達、特に中枢神経の運動制御機能の進化により、立位時の身体の平衡維持が可能となった²⁾。生理学的な知見から、内耳の平衡感覚、筋、関節の固有感覚および視覚が立位姿勢の維持に重要な役割を果たしていることが明らかにされている³⁾。これらの感覚情報は中枢神経である脊髄や脳幹、小脳あるいは大脳皮質まで投射し⁴⁾、最終的に運動中枢から全身の姿勢維持に関連する筋に運動指令を送り出し、平衡を保つための較正トルク

(corrective torque)を作り⁵⁾、立位姿勢が保持される。その過程はフィードバック制御⁶⁾であるか、あるいはフィードバックとフィードフォワード制御の協同作用⁷⁾かについては色々な意見に分かれ、統一的な理解には至っていない。最近、Peterkaら⁸⁾は、自然立位姿勢時の平衡維持は主にフィードバック制御によって行われると主張している。彼らはフィードバック制御システムに150~200msまでの時間遅れを加え、正常な身体動揺あるいは病理的な身体動揺と相似する曲線をシミュレーションによって得た⁹⁾。

これらのフィードバック制御モデルではヒトの身体を一リンクの倒立振子と見なし、その入力はほと

¹⁾ 岐阜大学医学部
〒501-1194 岐阜市柳戸1の1

²⁾ 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

³⁾ 岐阜大学教育学部
〒501-1194 岐阜市柳戸1の1

Gifu University School of Medicine 1-1 Yanagito, Gifu 500-1194

Bio-Mimetic Control Research Center, RIKEN, Anagahora
2271-130, Shimoshidami, Moriyama-ku, Nagoya, 463-0003 Japan
Gifu University Faculty of Education 1-1 Yanagito, Gifu 500-1193

んど動揺角度となっている。較正トルクはその角度と比例するか(比例制御, Proportional control), 角速度と比例するか(微分制御, Derivative control), あるいは角度の累積と比例するか(積分制御, Integral control)に分かれる。一般に, 単独で制御するのは少なく, 三つの制御系が同時に働くと考えられ, それをPID制御と称する。このPID制御モデルに対して, さらにノイズを加えると自然立位時の身体動揺と類似した曲線がシミュレーションによって再現される¹⁰⁾。

ヒトの中樞神経は厳密に非線形制御によって立位時の姿勢を保持していると考えられるが, 平衡点(直立姿勢)付近で近似的にPID制御により行われるという考えは実験データから支持された¹¹⁾。内耳の平衡感覚, 筋関節の固有感覚あるいは視覚は如何にこのPID制御と対応しているのかは平衡制御機能の観点から興味ある問題である。既に, 視覚の姿勢維持における働きは外眼筋の筋感覚と網膜上の像の偏位の効果¹²⁾であることが知られている。一方, これまでの姿勢保持のPID制御モデルでは各被験者の身体の生物機構モデルがないことから定量的に分析することが出来なかった。その原因は立位時の生物機構モデル(biomechanical model)が複雑で動力学の分析が困難であることによる¹³⁾。

立位時の身体動揺を左右と前後方向に分けて検討するのは一般的である。これまでの身体動揺の研究は主に前後方向に行われ¹⁰⁾, その理由は: 1) 前後方向の身体動揺は左右方向より大きく, 動揺の測定がし易いこと, 2) これまでの倒立振子モデルは個人の体格を考慮せず理論的な検討がなされており, 方向に制限されないと考えられていることによる。しかし, 左右方向への身体動揺はよりヒトの平衡能力の指標を反映し¹⁴⁾, また, ヒトの体構造上でも左右対称なので個人ごとに動力学の分析が可能であり, ここでは身体左右方向への動揺を選んで分析する。

本研究では立位時の身体動揺の測定を行い, 立位時の生物機構モデルの構築により, PID制御モデルのパラメーターを同定し, さらに身体動揺のシミュレーションによりモデルの正当性を検証する。また, 異なる視覚刺激パターンによりPID制御モデルにおける影響を検討する。

II. 方 法

A. 身体動揺の測定

1) 被験者

被験者は10名の健常成人(男性4名, 女性6名, 平均年齢は 37.7 ± 7.21 歳)で, 体重と身長(±標準偏差)はそれぞれ 54.75 ± 9.28 kg, 161.19 ± 4.78 cmであった。被験者は脳神経と筋肉に関わる既往歴は認められなかった。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。尚, この研究は理化学研究所の倫理委員会の承認を得ている。

2) 測定装置と測定方法

立位姿勢時の身体動揺の測定は, 我々が既に報告した自作のCMOSビデオカメラ測定システムによって行われた¹⁵⁾。このシステムはCMOSカメラとノートPCから構成されている(Fig. 1)。実験前に, 被験者にフィットする服を選び, 被験者の背部の第4胸椎レベルにマーカー(黒いボール, 半径1.5 cm)を貼付し, マーカーの動きと胴体の動きを一致させ, その動きをビデオ撮影した。ビデオ信号の取り込みと画像分析はすべて一台のコンピューターによってなされた。身体動揺の軌跡と身体動揺の平均角速度(Trunk sway speed: TSS, 半径1メートルの接線速度に換算した, 単位: mm/sec)を計算, 記録した¹⁶⁾。すべての測定は前額面の動揺のみを記録した。

3) 視覚刺激

視覚の刺激部位は中心視野(左右, 上下の視角範囲が 10° 以内)を選んだ。被験者にはA, B, C, Dの四つの視覚刺激パターンを与えた(Fig. 1)。各パターンは被験者の1.0メートル先に立てたワイドスクリーンの上に張り, 中心部にマークした。中心の高さは被験者の平行視線の高さと一致させ, 被験者の視線は図案の中心に集中させた。Aは49個の四角ブロックから構成した正方形で, 各ブロックの大きさは 4.5 cm \times 4.5 cmであった。Bは大きさが 4.5 cm \times 4.5 cmの「×」標識で行った。Cはワイドスクリーンの上に標識を付けないものである。Dは閉眼で行った。

被験者一人につき, 裸足で四つの視覚刺激パターンを, それぞれ10回ずつ提示し, 合計40回の測定を行った。1回の測定時間は30秒に設定し, 測定の

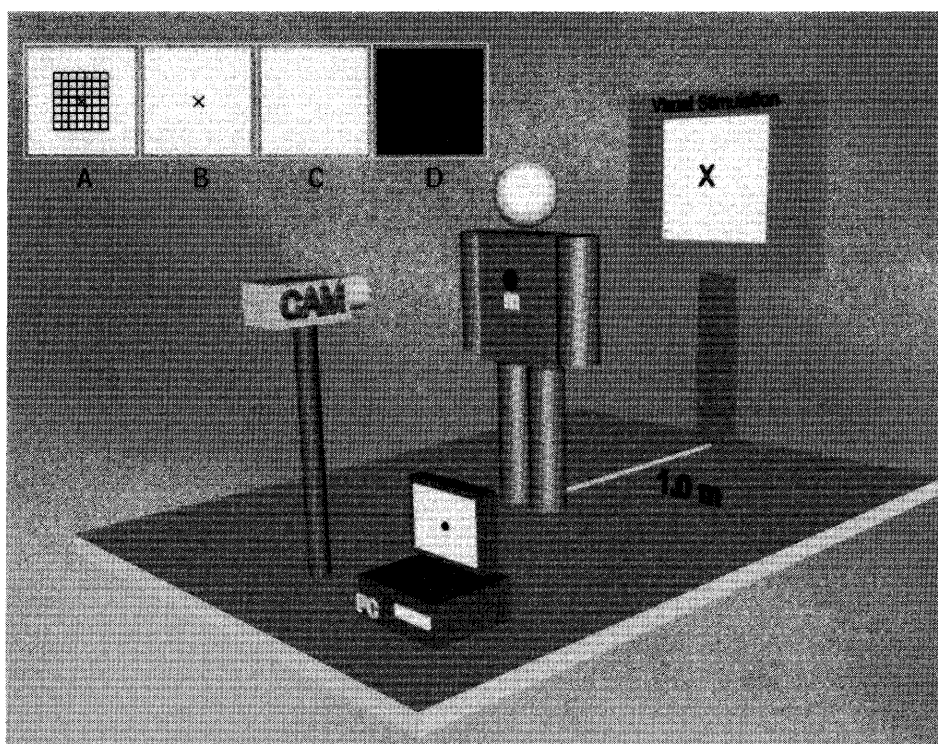


Fig. 1. The optical system for measuring postural sway was composed of a CMOS video camera, a notebook PC and software of analyzing program. Visual stimuli were put on a white board that was installed 1.0-meter ahead of the subject. Four kinds of visual stimuli were designed. A was made up by 49 square block, (4.5 cm × 4.5 cm), and a cross was put on the center as the target of vision, B was only a cross on the white background, C was the background of white board without any indicators, and D was the state of eyes closed. The background of white board extended 150° of visual field.

間隔時間を2分とし、その間被験者を静かに座らせた。立位時はRomberg姿勢を保持し、同一条件とするため、心理的な影響を抑え、測定中被験者は黙って一分間60回数を数えるように指示した¹⁷⁾。

B. 立位時の身体の生物機構モデル

立位姿勢時の足関節と腰関節の回転はほぼ同じ振幅、逆位相で運動することは既に報告されている¹¹⁾。すなわち、立位姿勢時ヒトの上半身は鉛直方向に保持していることを示した。その知見に基づき、立位姿勢の多リンク系倒立振子生物機構モデルを構築した(Fig. 2, A)。各リンクの重心位置と重さは標準的な日本人の体格モデル¹⁸⁾に基づいて、被験者の体重(M)と身長(L)から求められる。ラグランジュ法によって運動方程式を求めると式(1)となる。その駆動トルクは主に大腰筋と中殿筋の収縮によって作り出され、平衡を保つための較正トルクである¹¹⁾。式(1)は一リンク倒立振子と等価であることが示されている。

$$\tau = [2m_1 l_g^2 + (m_2 + m_3) l_1^2] \ddot{\theta} - [2m_1 l_g + (m_2 + m_3) l_1] g \sin \theta \quad (1)$$

(τ: 駆動トルク)

C. 立位姿勢のPID制御モデルのパラメータの同定

立位姿勢時のPID制御モデルは身体動揺の角度を誤差信号と見なし、中枢神経はPID制御方式で平衡維持に関連する筋群を制御し、較正トルクを作り出す。そのブロック線図はFig. 2, Cで示した。式(2), (3)はその制御アルゴリズムである。線形化するため、制御不感帯(dead zone)は考慮しなかった。

$$e(t) = r(t) - \theta(t); \quad (r(t) = 0) \quad (2)$$

$$\tau(t) = K_p e(t - t_d) + K_I \int_0^t e(t - t_d) dt + K_D \frac{de(t - t_d)}{dt} \quad (3)$$

式(3)のτ(t)は筋群の収縮によって作り出されるトルクであり、t_dは時間遅れ(Time lag)である。立位姿勢時の中枢神経の制御は感覚信号入力の時遅れt_dが考慮される。式(1), (3)から式(4)が求められ

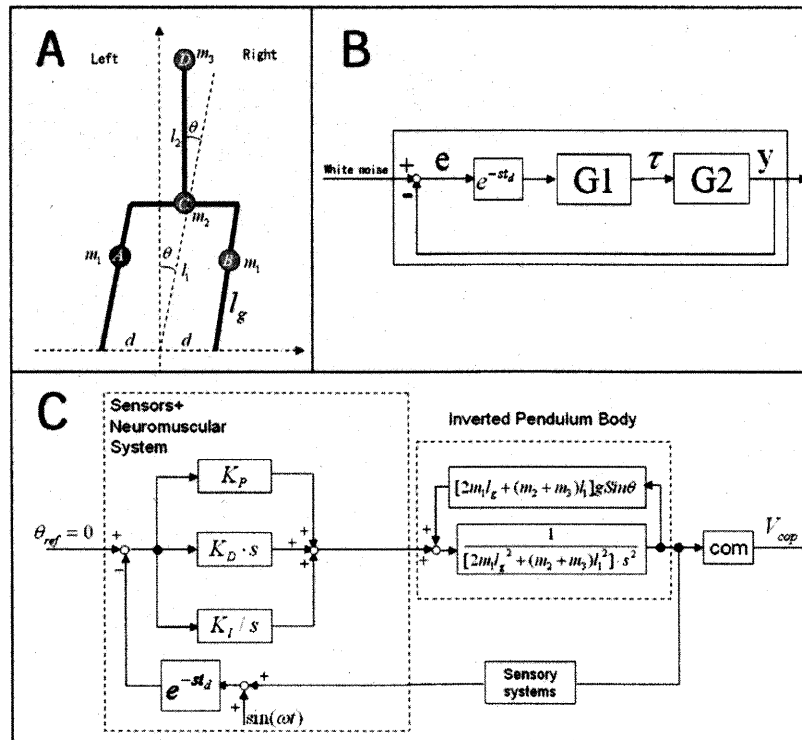


Fig. 2. A shows a simplified body biomechanics structural model during static upright stance. ①, ② are the masses of leg, ③ is the mass of pelvic and ④ is the mass of upper trunk. Because the lumbosacral always sways in inverse direction of the ankle joint with the same value of θ , the upper trunk is kept perpendicular to the horizon. B is the block diagram of humans' static upright stance control. Because the aim of the static upright standing is to keep the body upright, the reference value of postural sway angle is set to zero. The central nervous system detects the error signals and sends output signals to muscles to keep the body upright, a state of equilibrium. C shows a simplified block diagram of upright stance control. Here, the sense noise, $(\sin(\omega t))$ is looked as an input, and the output is y , the deviation of the body's center-of-mass. G1 is the transfer function of PID controller, and G2 is the transfer function of inverted pendulum model.

る. 式(4)における未知のパラメーターは K_P, K_D, K_I と t_d である.

$$K_P e(t-t_d) + K_I \int_0^t e(t-t_d) dt + K_D \frac{de(t-t_d)}{dt} + \sigma(t) \quad (4)$$

$$= [2m_1l_g^2 + (m_2 + m_3)l_1^2] \ddot{\theta} - [2m_1l_g + (m_2 + m_3)l_1] g \sin\theta$$

式(4)を

$$\bar{y} = \Omega \bar{a} + \bar{\sigma}, \quad (y = [2m_1l_g^2 + (m_2 + m_3)l_1^2] \ddot{\theta} - [2m_1l_g + (m_2 + m_3)l_1] g \theta, \quad \theta = \sin\theta)$$

に書き変えると, \bar{y} と $\bar{\sigma}$ は m 次のベクトルで, $\bar{a} = [K_P, K_I, K_D]^T$, Ω は $m \times 3$ の行列である ($m \geq 3$). 最小二乗法¹⁹⁾により \bar{a} を求める式(5).

$$\begin{bmatrix} K_P \\ K_I \\ K_D \end{bmatrix} = (\Omega^T \Omega)^{-1} \begin{bmatrix} (y(t), f_1(t)) \\ (y(t), f_2(t)) \\ (y(t), f_3(t)) \end{bmatrix} \quad (5)$$

その時, $\Psi(t_d) = \bar{\sigma}^T \bar{\sigma}$ とすると $\Psi(t_d)$ は t_d の関数で,

$$\frac{\partial \Psi}{\partial t_d} = 0 \quad (6)$$

が成立する. 最小二乗法¹⁹⁾を用いて各被験者のパラメーター (K_P, K_D, K_I) を求めた.

III. 結 果

A. 身体動揺の平均角速度 (TSS)

被験者ごとに, 視覚刺激における身体前額面の TSS 値の変化を Fig. 3 に示した. A, B, C, D 順(視覚刺激)に身体動揺の角速度は増加の傾向を示し, TSS 値の平均 ± 標準偏差はそれぞれ 3.02 ± 0.71 mm/sec, 3.09 ± 0.73 mm/sec, 4.01 ± 1.02 mm/sec と 5.03 ± 1.45 mm/sec であった. 分散分析 (Repeated Measure ANOVA) の結果: A と B との間

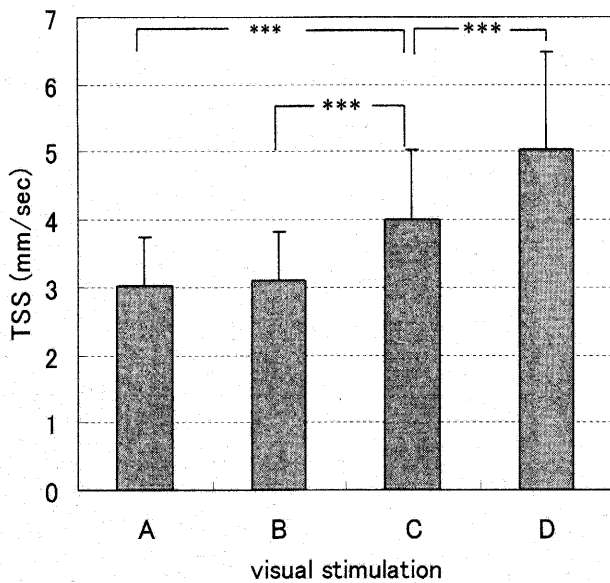


Fig. 3. Averaged values of the TSS in different visual stimulations are increased from A to D. However, no significant difference was found between A and B. ***: $p < 0.001$.

は有意差がみられなかった($p = 0.49$)。しかし、AとC、Dとの間には有意な差が見られた($p < 0.0001$)。加えて、BとC、CとD間にも有意な差が見られた($p < 0.0001$)。

B. PID 制御モデルのパラメーター

1) K_D 値の変化

Fig. 4 に示したように各被験者の K_D 値の変化は A, B, C, D 順(視覚刺激)に減少する傾向を示している。 K_D 値の平均±標準偏差はそれぞれ $43.45 \pm 16.33 \text{ Nm}\cdot\text{s}/\text{rad}$, $39.66 \pm 16.13 \text{ Nm}\cdot\text{s}/\text{rad}$, $33.45 \pm 15.78 \text{ Nm}\cdot\text{s}/\text{rad}$ と $27.03 \pm 15.06 \text{ Nm}\cdot\text{s}/\text{rad}$ であった。分散分析の結果、AとB間には有意差が無かった($p = 0.057$)。しかし、AとC、D ($p < 0.001$) ならびにBとC、CとD間にも有意差が見られた($p < 0.001$)。

2) K_P と K_I 値の変化

A, B, C, D の提示による K_P 値の変化は見られなかった($p > 0.05$)。 K_P 値の平均±標準偏差はそれぞれ $416.23 \pm 80.21 \text{ Nm}/\text{rad}$, $418.54 \pm 83.03 \text{ Nm}/\text{rad}$, $421.19 \pm 86.62 \text{ Nm}/\text{rad}$ と $425.94 \pm 92.16 \text{ Nm}/\text{rad}$ であった(Fig. 5)。

A, B, C, D の提示による K_I 値の変化は見られなかった。 K_I 値の平均±標準偏差はそれぞれ $2.53 \pm 3.21 \text{ Nm}/\text{rad}\cdot\text{sec}$, $2.36 \pm 2.47 \text{ Nm}/\text{rad}\cdot\text{sec}$,

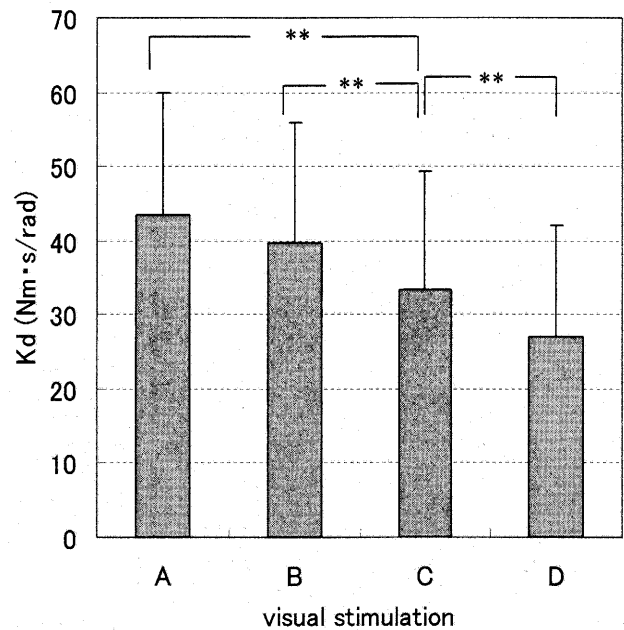


Fig. 4. Averaged K_D values of the 10-subject decreased from A to D. No significant differences were found between A and B, however, others investigated values showed significant differences. **: $p < 0.01$.

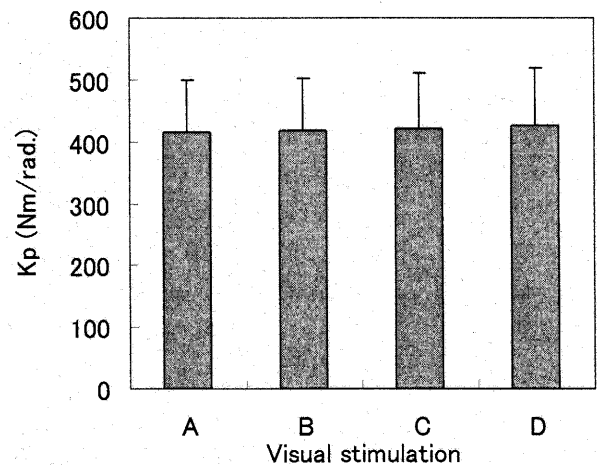


Fig. 5. Showing K_P values in each subject. No significant differences existed between the four visual stimulations.

$2.54 \pm 3.15 \text{ Nm}/\text{rad}\cdot\text{sec}$ と $2.47 \pm 1.94 \text{ Nm}/\text{rad}\cdot\text{sec}$ であった(Fig. 6)。各条件間に有意差は無かった($p > 0.05$)。

C. PID 制御モデルによる身体動揺のシミュレーション

立位時、体の構造モデルと神経系の制御モデルの正当性を検証するために身体動揺のシミュレーションを行った。Fig. 2C の制御ブロック線図と等価な

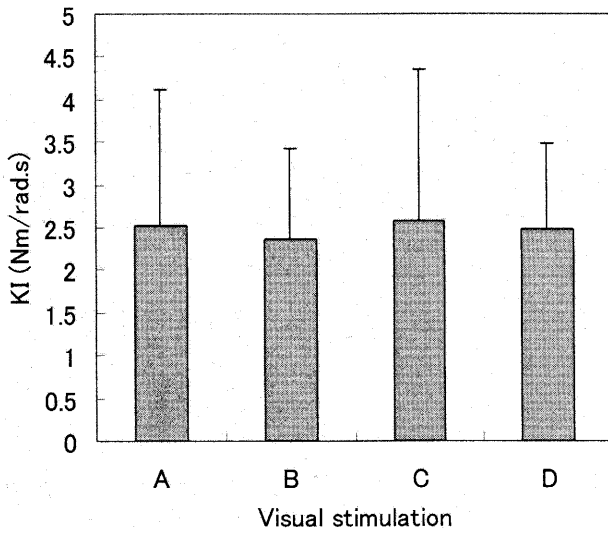


Fig. 6. K_I also shows no significant differences between the four visual stimulations in each subject.

図を Fig. 2B に示した. θ_{ref} を入力と見なせば y は出力であり, その伝達関数は式(5)となる. ある被験者の体重は 60 kg, 身長 1.64 m で, 開眼時 K_P , K_D , K_I の値はそれぞれ 452.9 Nm/rad, 61.6 Nm.s/rad, 1.9 Nm/rad.sec であり, 閉眼時 K_P , K_D , K_I の値はそれぞれ 466.7 Nm/rad, 50.0 Nm.s/rad, 1.8 Nm/rad.sec であった. t_d 値は 120 ms に設定し, 適当なサイン波の初期関数を選んで, 式(4)と式(7)により身体動揺をシミュレーションすることが出来る. 床圧力中心(center of pressure : COP)の偏移は Fig. 7 に示され, 開眼時の身体動揺の周波数は 0.09 Hz で, 閉眼時の身体動揺の周波数は 0.15 Hz であった. 閉眼により身体動揺の周波数は高くなる事が示された.

$$T(s) = \frac{G_1 G_2 e^{-s t_d}}{G_1 G_2 e^{-s t_d} + 1} = \frac{K_D s^2 + K_P s + K_I}{I e^{s t_d} s^3 + K_D s^2 + (K_P + G e^{s t_d}) s + K_I} \quad (7)$$

$$(I = 2m_1 l_g^2 + (m_2 + m_3) l_1^2; G = -[2m_1 l_g + (m_2 + m_3) l_1] g)$$

IV. 討 論

本研究は四つの異なる視覚刺激の条件下でヒト立位時の身体動揺を計測した. 閉眼と比べ開眼時の身体動揺は小さく, 10人の被験者に対して閉眼時の TSS 値は平均 5.03 ± 1.45 mm/s で, 開眼時の 3.02 ± 0.71 mm/s より有意に増加したことを明らかにした. さらに, 開眼時の中心視野の視覚刺激内容によっても立位姿勢の制御に影響していることが判明した. 刺激Aの場合, 49個の四角ブロックの図案を中

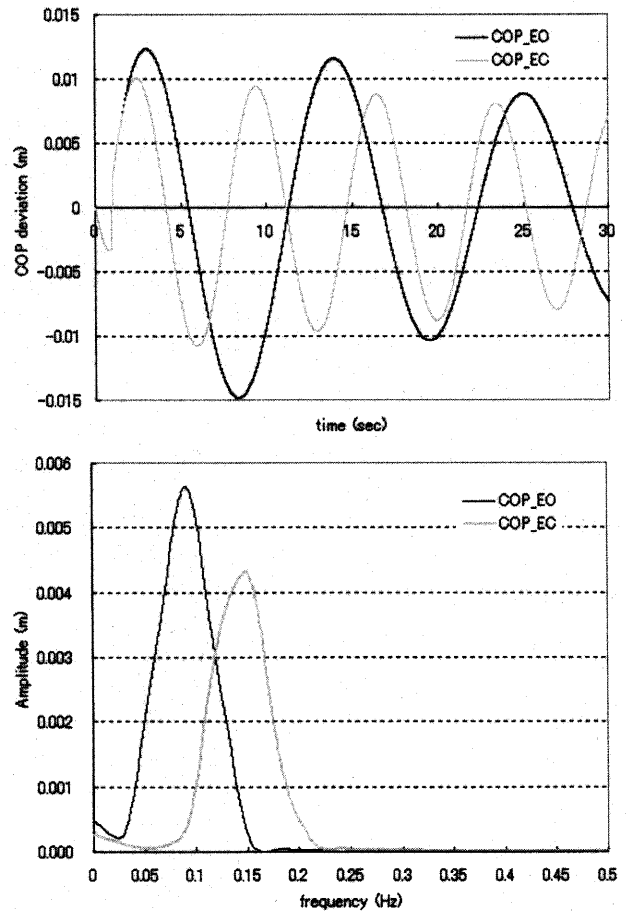


Fig. 7. The upper figure shows simulation results of postural sway in eye-open, ($K_P=452.9$ Nm/rad, $K_D=61.6$ Nm.s/rad, $K_I=1.9$ Nm/rad.sec) and in eye-closed, ($K_P=466.7$ Nm/rad, $K_D=50.0$ Nm.s/rad, $K_I=1.8$ Nm/rad.sec). In this case, the body weight was set to 60 kg, and the height is 1.64 m. The lower figure shows the spectral characteristics of the body sways with a peak of amplitude around 0.09 Hz in eye-open, 0.15 Hz in eye-closed. As shown body sway frequency was increased when eyes closed.

心視野に与えると, 刺激Bの時 (3.09 ± 0.73 mm/s) より TSS 値が小さかったが, 両者間に有意差は無かった. しかし, 白いワイドスクリーンの上に図案がない場合(刺激C), TSS 値が 4.01 ± 1.02 mm/s まで増加した. 刺激AとBの中心視野にイメージを有する刺激(Fig. 1 のA)は明らかに立位時の姿勢制御において重要な役割を果たしていることを示した.

立位時の姿勢制御における視覚的作用についての研究は長く, 閉眼時の身体動揺は肉眼で判断しても揺れが明らかに大きくなる場合には Romberg 徴候²⁰⁾と言われ, その原因を深部固有感覚障害とされた. しかし, 重心動揺計を用いて立位時の重心動

揺を測定すると、ほとんどの被験者において閉眼時の身体動揺が開眼時より大きく、COP 偏移の平均速度が開眼時より約2倍まで高くなる²¹⁾。立位時の姿勢制御に対する視覚の働きに関する研究はまだ少ない。一般的にはVR (Virtual Reality) 技術を用い、周辺視野に刺激を与えて重心動揺の偏移を計測し²²⁾、周辺視野の刺激がヒトの立位時の COP 偏移に強く影響を与えることが明らかにされた。

一方、中心視野の視覚刺激が立位姿勢制御にもたらす影響についての研究はまだ報告されていない。その理由は中心視野の刺激により COP 偏移の変化は微弱で重心動揺計で検出することは困難であることによると思われる。本研究では高い解像度(分解能 0.2 mm 以上)の光学ビデオを用いて異なる中心視野の刺激の条件下で、身体動揺に有意な差があることを実証した。健常被験者において中心視野に固定したイメージを有する (Fig. 1 の A) が重要であり、そのイメージの内容に依らない (A と B の間に有意差がない)。しかし、単なる開眼で、白いワイドスクリーンだけを見る (C の場合) のはイメージを有する時と明らかに異なり、TSS 値が A, B の場合より約30%高くなる。この時でも閉眼の TSS 値より小さく、立位時の姿勢制御に効果があることを示した。

視覚による立位姿勢を安定させる効果のメカニズムについては二つの説が存在する。それぞれ外眼筋の筋感覚²³⁾と、視覚イメージ像と網膜間に生じる微小な偏移 (retinal slip 説) のフィードバック効果である¹²⁾。本研究では立位時の姿勢は中枢神経の PID 制御により行われるという仮定のもとで立位時の身体動揺を分析した。PID 制御のパラメーターを同定した結果、閉眼によって K_D 値が有意に減少することが明らかになった。四つの視覚刺激 (A, B, C, D) 順に K_D 値が減少したが、A と B との間に有意差は見られなかった (Fig. 4)。 K_D 値は身体動揺の速度と比例するゲインで、ダンパー係数と類似しているパラメーターである。開眼より、閉眼時の K_D 値が下がったことから、視覚の身体安定作用は網膜上のイメージと網膜間に生じた微小な偏移が原因であることを支持した。閉眼時の K_P, K_I 値は開眼と比較して変化はなかったが、 K_P 値は高くなる傾向を示した (開眼時: 416.23 ± 80.21 Nm/rad, 閉眼時: 425.94 ± 92.16 Nm/rad)。 K_P と K_I 値は被験

者の体格、年齢、性別等要素の影響を受け、その変化を調べるためにはより厳密な実験を要すると考えられる。

開眼時と閉眼時の身体重心動揺の周波数特徴に関して多くの異なる研究結果が報告されている^{24,25)}。一般に、低周波 (>0.2 Hz)、高周波 (1-3 Hz) と中周波、(0.2-1.0 Hz) との三つの成分に分かれる²⁶⁾。視覚に関連している周波数成分は 0.03-0.3 Hz であることが知られている²⁷⁾。これは我々の結果と一致している²⁸⁾。本研究では、ある被験者から同定した K_P, K_D, K_I の値を Fig. 2, B で示した入出力関係で身体動揺をシミュレーションした結果、開眼時の振動周波数は 0.09 Hz で、閉眼時は 0.15 Hz となった。これは実際測定した結果 (閉眼時、0.03-0.3 Hz の周波数成分が増加する) とほぼ一致した。同時に、立位時の姿勢制御は PID 制御モデルで記述されることを支持した。

本研究はヒトの立位姿勢を一つの制御システムと見なして、PID 制御モデルを用いてその制御機構を分析した。その応用についてはこれからの研究課題であろう。

V. ま と め

本研究では四つ視覚刺激パターンを選んで、10人の健常者に対して立位時の身体動揺をビデオシステムにより計測した。身体動揺の平均角速度と PID 制御モデルのパラメーターの変化を検討し、開眼と閉眼時の身体動揺をシミュレーションした結果：

- 1) 開眼に比して、閉眼時の TSS 値が高く、身体動揺が大きかった。
- 2) 中心視野にイメージがあった時、身体動揺が小さかった。
- 3) 開眼時と比して、閉眼時に K_D 値が減少した。
- 4) 中心視野にイメージがあった時は K_D 値が高かった。
- 5) PID 制御モデルから身体動揺をシミュレーションすることが出来た。

以上の結果から、PID 制御モデルは身体動揺の解析に有用なツールになることが示唆された。

(受理日 平成18年7月6日)

参 考 文 献

- 1) Shepard, N. T. and Solomon, D., Functional operation of the balance system in daily activities. *Otolaryngol. Clin., North, Am.*, (2000), **33**, 455-469.
- 2) Thach, W. T. and Bastian, A. J. Role of the cerebellum in the control and adaptation of gait in health and disease. *Prog. Brain Res.*, (2004), **143**, 353-366.
- 3) Maurer, C., Mergner, T., Bolha, B. and Hlavacka, F. Vestibular, visual, and somatosensory contributions to human control of upright stance. *Neurosci. Lett.*, (2000), **281**, 99-102.
- 4) Geurts, A. C., de Haart, M., van Nes, I. J. and Duysens J. A review of standing balance recovery from stroke., *Gait & Posture*, (2005), **22**, 267-281.
- 5) Winter D. A., Patla A. E., Prince F., Ishac M. and Gielo-Perczak K. Stiffness control of balance in quiet standing., *J. Neurophysiol.*, (1998), **80**, 1211-1221.
- 6) Maurer, C. and Peterka, R. J., A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control., *J. Neurophysiol.*, (2005), **93**, 189-200.
- 7) Fitzpatrick, R., Burke, D. and Gandevia, S. C. Loop gain of reflexes controlling human standing measured with the use of postural and vestibular disturbances., *J. Neurophysiol.*, (1996), **76**, 3994-4008.
- 8) Peterka, R. J. and Loughlin, P. J. Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. *J. Neurophysiol.*, (2004), **91**, 410-423.
- 9) Johansson R., Magnusson M. and Akesson M. Identification of human postural dynamics. *IEEE, Trans. Biomed. Eng.*, (1988), **35**, 858-869.
- 10) Bottaro A., Casadio M., Morasso, P. G. and Sanguineti, V. Body sway during quiet standing: Is it the residual chattering of an intermittent stabilization process? *Hum. Mov. Sci.*, (2005), **24**, 588-615.
- 11) 長崎幸雄, 江 依法, 斯 琴, 木村英紀, ミルボド・セイド・モハマド, 加藤義弘, 松岡敏男, 古田善伯, 骨盤の動力学モデルに基づくヒト自然立位時身体動揺の解析, *教育医学*, (2006), **51**, 242-252.
- 12) Glasauer, S., Schneider, E., Jahn K., Strupp, M. and Brandt, T. How the eyes move the body, *Neurology*, (2005), **65**, 1291-1293.
- 13) Day, B. L., Steiger, M. J., Thompson P. D. and Marsden, C. D. Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway, *J. Physiol.*, (1993), **469**, 479-499.
- 14) Raymakers, J. A., Samson, M. M. and Verhaar, H. J., The assessment of body sway and the choice of the stability parameter, (s). *Gait & Posture*, (2005), **21**, 48-58.
- 15) Jiang, Y., Nagasaki, S. and Kimura, H., The Relation between trunk sway and the motion of centre of pressure during quiet stance., *Jpn. J. Phs. Fitness Sports Med.*, (2003), **52**, 533-542.
- 16) Jiang, Y., Nagasaki, S. and Kimura, H. Falls risk prediction in old women: evaluated by trunk sway test in static upright stance., *J. Educ. Health, Sci.*, (2003), **48**, 353-358.
- 17) Woollacott, M. and Shumway-Cook, A., Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait & Posture*, (2002), **16**, 1-14.
- 18) 宮畑虎彦, 高木公三郎, 熊本水頼. 身体運動学, 第二版, 学芸出版社, 京都, (1971), 273.
- 19) 相良節夫, 秋月影雄, 中溝高好, 片山 徹. システム同定, 第三版, コロナ社, 東京, (1995), 77-87.
- 20) Pearce, J. M. Romberg and his sign., *Eur. Neurol.*, (2005), **53**, 210-213.
- 21) 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.*, **12**, (1997), 1-84, (in Japanese).
- 22) Akizuki, H., Uno A., Arai, K. Effects of immersion in virtual reality on postural control. *Neurosci. Lett.*, (2005), **379**, 23-26.
- 23) Baron, J. B., Ushio N. and Tangapregassom, M. J. Orthostatic postural activity disorders recorded by statokinesimeter in post-concussional syndromes: oculomotor aspect. *Clin. Otolaryngol. Allied Sci.*, (1979), **4**, 169-174.
- 24) Mergner, T., Schweigart, G., Maurer, C. and Blumle, A. Human postural responses to motion of real and virtual visual environments under different support base conditions. *Exp. Brain Res.*, (2005), **18**, 1-22.
- 25) Rougier, P. Optimizing the visual feedback technique for improving upright stance maintenance by delaying its display : behavioral effects on healthy adults. *Gait & Posture*, (2004), **19**, 154-163.
- 26) Diener, H. C., Dichgans, J., Guschlbauer, B. and Bacher, M. Role of visual and static vestibular influences on dynamic posture control. *Hum Neurobiol.*, (1986), **5**, 105-113.
- 27) Diener, H. C., Dichgans, J., Bruzek, W. and Selinka, H. Stabilization of human posture during induced oscillations of the body. *Exp. Brain Res.* (1982), **45**, 126-132.
- 28) 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, 両足直立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.