直立時重心動揺の再現性について†

— 正常者の周波数分析 —

徳 増 厚 二・米 田 敏*・池 上 彰 博
斉 藤 彰・西 端 慎 一**

はじめに

ヒトの直立時重心動揺記録は足圧中心の動きとして身体動揺をとらえている。その波形から種々の解析パラメータが得られ、記録が容易であるため臨床で広く利用されている。しかし姿勢の肉眼観察と違い、各パラメータ測定値の再現性に問題が無い訳ではない⁽¹⁾。

正常被検者の直立時重心動揺の再現性を主として周波数領域で検討したので報告する。

対象・方法

30才代 2 名, 50才代 1 名計 3 名の健康男子に反復検査をおこない、その結果を正常者 20 名 (18~49 才男性 13 名, 女性 7 名) の測定値と比較した。反復検査は 1~2 週に 1 回, 約 3 ヶ月にわたって 9~11 回おこない、10 時間の連続記録もあわせて実施した。

靴を脱ぎ自然の体位による閉足一分間両脚直立 (ロンベルグ姿勢) を, 照明のある室内で前方約 2 m の小さい視標を固視した開眼と, 閉眼の条件でしらべた。10 分間直立は閉眼のみとした。

重心動揺記録には Static sensograph 1G01 (三栄測器) を使用し, DC レベルの調整後 Data recorder に記録した。再生波を Signal processor 7T08 (三栄測器) で解析時間 51.2 sec, サンプリング時間間隔 50 msec, 分解能 0.0195 Hz で周波数分析し, 同時に XY レコーダで重心動揺図を作成した。

FFT 方式による 10 Hz までのパワースペクトルをルート変換し周波数帯域の平均振幅比を求めた。すなわち 0.507 Hz 以下, 0.5265~0.9945 Hz, 1.014~2.0085 Hz, 2.028~3.003 Hz, 3.0225~3.9975 Hz, 4.017~4.992 Hz, 5.0015~9.945 Hz の 7 帯域に便宜的に分け, 各周波数帯域の振幅和の 9.945 Hz 以下の総振幅に対する百分率を算出した。

†Reproduceability of Frequency Analysis of Body Sway in Normal Humans While Standing

*Koji Tokumasu, Satoshi Yoneda,

**Akihiro Ikegami, Akira Saito, Shinichi Nishihata

*北里大学医学部耳鼻咽喉科

**北里大学医学部生物物理系

各周波数帯域ごとに同一被検者の反復検査の数値の平均値と標準偏差を求め, 正常被検者 20 名から得た数値と比較した。

結 果

1. 1~2 週間隔の約 3 ヶ月にわたる記録

各被検者の 9~11 回の検査記録を検討した。重心動揺図で測定した左右方向 X, 前後方向 Y の動揺最大径の変動係数 $((\text{標準偏差})/(\text{平均値}) \times 100\%)$ は各被検者で次の通りであった。

開眼 X; 9.5~18.3%, 開眼 Y; 15.5~18.7%

閉眼 X; 12.2~13.8%, 閉眼 Y; 16.5~19.7%

図 1 は各周波数帯域の振幅和の 10 Hz までの総振幅に対する百分率を同一被検者について 11 回重ね合わせた図である。0.5 Hz 以下の波が大きい振幅を示し各周波数帯域に変動がみられる。

図 2 は 3 被検者の平均値 $\pm$ SD (標準偏差) を示す。各周波数帯域に描かれた矩形は正常者 20 名の平均値 $\pm$ SD であり, 両群での変動幅はほぼ一致した。

2. 10 分間連続直立記録

閉眼 10 分間連続直立の重心動揺記録をデータレコーダから 1 分ごとに再生し同様に解析した。

図 3 は同一被検者の連続 10 分の記録を番号順に従って一分毎の重心動揺図 (上段) と, 振幅スペクトル図の最初の 1 分 (下段左) と最後の 1 分 (下段右) を示す。重心動揺図では 9, 10 で動揺範囲がやゝ増大し, 振幅スペクトル図では初回より最終回で振幅が増大した。

重心動揺図から測定した X, Y の動揺最大径の変動係数は各被検者で

閉眼 X; 11.8~17.4%, 閉眼 Y; 11.8~17.5% であった。

図 4 は各周波数帯域の振幅和の 10 Hz までの総振幅に対する百分率で, 上段は同一被検者について 10 回の検査結果を重ね合わせたもの, 下段は 2 被検者の平均値 $\pm$ SD である。各周波数帯域の矩形は正常者 20 名の平均値 $\pm$ SD であり, これと同程度以下の変動が各被検者にみられた。Y 方向 0.5 Hz 以下はいつも変動が小さい。

図1 正常者直立時重心動揺周波数分析 同一被検者の間歇的反復検査の変動

上段：開眼，下段：閉眼，左：左右方向X，右：前後方向Y。ロンベルグ姿勢1分間直立を1～2週に1回計11回の結果の重ね合せ図。パワースペクトルをルート変換し0.5 Hz 以下。0.5～1 Hz 1, 2, 3, 4 Hz, 5～10 Hz の7周波数帯域の振幅和の10 Hz までの総振幅に対する百分率を示す。

考 察

ヒトの直立姿勢は抗重筋緊張，関節の最適位保持と共に身体の僅かな傾斜をもとへ戻す立直り反射で維持される。自己受容器系，前庭系，視覚系の立直りの区別や，各反射系のニューロン結合についても多く論じられている。直立時重心動揺の軌跡は足底の限られた狭い範囲では正規的に分布する不規則波形を示している (5, 8)。ランダム (不規則) 波は a) 2乗平均値，b) 確率密度関数，c) 自己相関関係および d) パワースペクトル密度関数の四種の統計関数で基本的に記述される²⁾。この場合，波の定常性が前提となっている。直立の始めにおこる過渡的反應¹⁷⁾を除外した直立の定常状態で検討される。定常ランダム過程は平均値 $\mu x(t)$ と共分散関数 $Cx(t, t+\tau)$ がすべての時刻 t に対して同じ値 μx , $Cx(\tau)$ を示し，これをエルゴード的という²⁾。これは自己相関関数の波形と2乗平均値 ($\tau=0$ の自己相関関数) との恒常性を意味する。

図5は図3の記録を1分ごとに解析した自己相関図で

ある。一部に周期性が出現するものの各波形は2乗平均値 ($\tau=0$, 各図の左端に示す) と共に変動している。しかし全般的に広帯域のランダム波形といえよう。

1. 周波数分析

直立重心動揺の周波数分析について多くの報告がある^{1,3,4,10,11,12,13,14,15,16,19,20)}。周波数分析は今回用いられたFFT方式による統計的手法が広く用いられている。羽柴ら⁴⁾がのべているように解析法の違いのほか，重心動揺計の特性，フィルター，解析時間，サンプリング時間間隔などで得られる結果が変化する。パワースペクトルの特徴周波数の検討が最も一般的であるが，田口ら¹⁶⁾は平均周波数を，中田¹³⁾はトータルパワーをとりあげている。我々の記録解析条件ではパワーの分布は殆んどが1 Hz 以下であった。羽柴ら⁴⁾は正常者のパワースペクトルはX, Yともある周波数以上の帯域で $1/f^n$ ($n \approx 3$) の直線に沿って減少する傾向にあるとのべ，清水ら¹⁴⁾はパワースペクトルの傾きは1 Hz 以上では $1/f^3$ に近く，1 Hz 以下では $1/f$ であると報告している。

図2 正常者直立時重心動揺周波数分析 間歇的反復検査の平均値と標準偏差

上段：開眼，下段：閉眼，左：左右方向X，右：前後方向Y。ロンベルグ姿勢1分間直立を約3ヶ月にわたる9～11回の3被検者の結果。7周波数帯域の矩形は正常者20名で求めた平均値±標準偏差。数値の求め方は図1と同じ。

直立時重心動揺で問題とされている周波数範囲は現在なお定まっていないが小さいパワーの1 Hz以上の周波数を検討すべきであるとする考えからパワースペクトルのルート変換値を求めた。そして便宜的に10 Hz以下を7周波数帯域に分け、10 Hzまでの総振幅に対する各周波数帯域の振幅和の百分率を求めた。この方法^(19,20)では、パワーの絶対値の情報が失われるが、全体の周波数変動が数量的にとらえられ、ランダム波である重心動揺変化を統計的に検出出来る。米田ら⁽²⁰⁾はこの方法で正常者のロンベルグ姿勢開、閉眼の重心動揺を測定し、本研究の正常値はこの結果を利用した。

2. 直立時重心動揺の定常性

Taguchi et al⁽¹⁷⁾は正常者の直立時重心動揺の10秒ごとの軌跡長を120秒まで求め、最初の10秒までは軌跡長が大きい、あとはほぼ一定値を示したと報告した。三好ら⁽¹¹⁾は正常者の重心動揺をスペクトルパワーアレイ法で、経時的に調べ、時間経過とともに低周波域特に0.3 Hz付近でパワーの増大と高周波成分の出現が認められたが、パワーの経時的変動が大で一定の周波数帯に定常

的なパワーを認め難いと報告した。しかしSoamesら⁽¹⁵⁾は正常者の4分間の重心動揺記録を1分ごとに解析し、各周波数エネルギーは可成り変動するが、周波数パターンはほぼ一定であるとのべている。羽柴ら⁽⁴⁾は正常者で3分間直立を5回実施し、15秒づつづらして約1分間づつ解析し、8.3 Hzまでの各周波数のパワー比をPower-ratio-spectrum法で経時的に検討した。そして3分までは特徴的な変動が認められないと結論した。

我々は正常者で連続的に、また間歇的に10 Hzまでの7周波数帯域の振幅和の総振幅に対する百分率を求めた。同一被検者で約3ヶ月にわたる間歇的記録でも、10分間の連続的記録でも振幅比に変動がみられた。そしてその変動は先に正常者20名で求めた重心動揺の周波数変動とはほぼ同様であった。

直立時身体動揺の日内変動や、精神的因子、疲労などによる変動が指摘されている。しかしこれらの日常の僅かな心身の状態を考慮に入れずに測定して得た重心動揺の周波数変動が、正常者で測定した変動とはほぼ同程度であると考えられた。

図3 正常者直立時重心動揺図と振幅スペクトル，同一被検者の連続的反復検査の変動
 上段；重心動揺図。閉眼ロンベルグ姿勢10分間直立を番号に従って1分間づつに分けた。校正5 Nm。
 下段；振幅スペクトル左は最初の1分。右は最後の1分の解析。X；左右方向，Y；前後方向。

3. 姿勢保持の神経系ニューロン結合

Somes¹⁵⁾は直立時重心動揺のパワー変化はdiffuseな神経制御の変化を反映するとのべている。直立姿勢で重要な役割をもつ自己受容器系に筋紡錘の核袋線維(Bd, Bs)と核鎖線維(C)ならびに、それらを支配する γ 運動神経と求心性Ia線維がある。 γ 運動神経は動的Bdを支配する γ_d と、静的BsとCを支配する γ_s に区別される。Iaに対して γ_s は持続発射し、 γ_d は相動性発射をおこす。 γ_s は数百Hzの高頻度刺激にも追従し、Bs, Cを収縮させIaに数百Hzのインパルス発射を送る(以上本間⁷⁾)。

この機構が直立時身体動揺の高周波成分を受けもつと推定される。Aggashyan, Gurfinkelら¹⁾がmuscle afferentsの慢性障害や一次的にmuscle afferentsを遮断した正常者で閉眼時に、0.7~1.2 Hzが増加するとのべていることと関係がある。上位中枢支配による一定の抗重筋緊張は $\alpha\gamma$ 連合でおこし、 α 運動ニューロン活動に先行する γ ニューロン活動は筋紡錘と筋の長さが同じになるとIa発射が停止し、サーボ機構による調節

がおこなわれる(本間⁷⁾)。

前庭系、視覚系は直立時身体動揺に伴う頭部動揺で影響されるとともに、前庭系の自发放電は同側脊髄前索を下降するダイテルス脊髄路の伸筋促進、屈筋抑制をもたらし、姿勢維持に関係している。本郷⁹⁾は、この反応はIa維持のものと類似し、伸筋ニューロンに対して単シナプス性興奮、屈筋ニューロンに対しては2シナプス性抑制であると報告している。また内縦束、網様体を介する多シナプス性前庭脊髄路の存在も考えられている。松岡¹⁰⁾が、末梢性前庭障害患者の重心動揺は閉眼で、左右方向に0.2~0.5 Hzの平均振幅が多いと報告していることから迷路性姿勢制御の特徴はこの周波数範囲にあると推定される。

視覚系姿勢制御の特徴は視覚障害者や、開閉眼差で検討される。中田¹³⁾は視覚障害者では正常者に比して直立時重心動揺の0.5 Hzのパワーが増大すると報告した。森戸ら¹²⁾は正常者で、開眼固視に比して閉眼でパワーが増大し、特に0.2~0.5 Hzの範囲でXよりYに著しいとのべている。そしてこの調節には特に周辺視野が関係し

図4 正常者直立時重心動揺周波数分析 連続的反復検査の同一被検者の変動
上段；同一被検者の10回の結果の重ね合せ図。下段；2被検者の10回の検査の平均値と標準偏差。7周波数帯域の矩形は正常者20名で求めた平均値±標準偏差。
閉眼ロンベルグ姿勢10分間直立を1分ごとに分けて解析した。解析方法は図1と同じ。

ていると報告した。眼運動系と同じように姿勢制御にも前庭系を介する視覚の役割⁹⁾も今後検討しなければならない。

姿勢調節に關与する感覚系，中枢神経系と重心動揺の周波数成分との關係についてさらに今後の研究が待たれる。

4. 直立時重心動揺のシュミレーション

高田ら¹⁸⁾は直立時重心動揺の成分はランダム成分ばかりではないと報告している。呼吸や心拍ならびに視覚系，前庭系，自己受容器系の周波数成分が推定される。しかし正常者の波形をみると低周波域のランダム波形と類似している。単なる類似に過ぎないが正常者の振幅スペクトルを $K_0 \cdot e^{-\frac{f}{K_1}}$ (K_0, K_1 は常数， f は周波数) と仮定しマイコンを使用して図6を作成した。この波形に有意の周波数成分を加えることにより重心動揺波を作成する試みは今後の課題であろう。

ランダム波の数式 (図6)

$$X(t, n) = A_1 \cdot e^{(-f_1 \cdot n / A_2)} \cdot \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot n \cdot t - \psi a)$$

$$Y(t, n) = B_1 \cdot e^{(-f_2 \cdot n / B_2)} \cdot \cos(2\pi \cdot f_2 \cdot n \cdot t - \psi b)$$

t は1～50秒， n は1～15， f_1, f_2 は0.2 Hz

A_1, A_2, B_1, B_2 は常数

$\psi a, \psi b$ は $-2\pi \sim 2\pi$ までのランダム数 $[2\pi \cdot (2\text{RND}-1)]$

A ；時刻歴 B_1 ；確率密度曲線 B_2 ；平均値とSD

C_1 ；XYパターンと2SD楕円， C_2 ；1秒ごとの点集合， D ；振幅スペクトル図 E ；自己相関図

X, Y はそれぞれ左右方向と前後方向

ま と め

正常同一被検者の直立時重心動揺を1～2週に1回，9～11回を反復記録し，また連続10分間直立を1分ごとに記録し，それぞれ周波数領域の変動を調べた。その結果正常被検者20名における変動幅といづれもほぼ同じ変動幅が認められた。

(本研究は第42回日本平衡神経科学会で発表した。)

図5 正常者直立時重心動揺の自己相関図 同一被検者の連続的反復検査の変動

閉眼ロンベルグ姿勢10分間直立を番号に従って1分毎に解析した。X；左右方向，Y；前後方向。各図の左側は $\tau=0$ の2乗平均値。下図は上段左より下段右へそれぞれの重心動揺図を示す。

参考文献

- 1) Aggashyan, R. V., Gurfinkel, V. S., Mamasakhlisov, G. V. and Elner, A. M.: Changes in spectral and correlation characteristics of human stabilograms at muscle afferentiation disturbance. *Agressologie* 14D: 5-9, 1973.
- 2) ペンダッド, J. S., ピアソル, A. G. (徳丸英勝他5名共訳): ランダムデータの統計的処理. 培風館, 東京 p. 1-34, p. 55-94, 1971.
- 3) 藤原勝夫, 小山吉明, 池上晴夫, 岡田守彦: 立位姿勢における身体動揺の分析. *姿勢研究* 2(1): 1-8, 1982.
- 4) 羽柴基之, 向井 研, 三宅彰英, 林 良一, 渡辺 悟: 人の立位重心動揺のパワースペクトルの定常性についての検討. *Equilibrium Res* 41(1): 83-89, 1982.
- 5) Hirawasa, Y.: Study of human standing ability. 静岡大学教養部研究報告 9: 35-47, 1973.
- 6) 本郷利憲: 前庭脊髄路の役割. *神経進歩*, 11(3): 458-464, 1967.
- 7) 本間三郎: ガンマ運動神経と伸張反射. *日本生理誌* 44: 652-655, 1982.
- 8) 稲村欣作: One foot test と重心図分析方法の再検討. *姿勢研究* 2(1): 49-57, 1982.
- 9) Maekawa, K. and Simpson, J. I.: Climbing fiber responses evoked in vestibulocerebellum of rabbit from visual system. *J. Neurophysiol* 36: 649-665, 1973.
- 10) 松岡豊彦: 起立時身体動揺の定量的解析. *耳鼻臨床* 70(増2): 1191-1280, 1977.
- 11) 三好豊二, 白戸 勝, 樋渡章三: 重心動揺の経時的分析. *Equilibrium Res.* 36: 57-58, 1977.
- 12) 森戸貞良, 羽柴基之, 林良 一, 三宅彰英, 渡辺 悟: 重心動揺よりみた Romberg 姿勢および Mann 姿勢. *姿勢研究* 1(1): 13-19, 1981.
- 13) 中田英雄: 重心動揺からみた視覚障害者の直立姿勢保持能力. *姿勢研究* 2(1): 41-48, 1982.
- 14) 清水史郎, 藤木広嗣: 基本動的姿勢における重心動揺と身体動揺の3次元分析. *姿勢研究* 3(2): 59-

図6 周波数成分を固定したランダム波形

振幅を $K_0 \cdot e\left(-\frac{f}{K_1}\right)$ と仮定した (K_0, K_1 は常数) ランダム波形の作図。X を左右方向, Y を前後方向とした重心動揺図との類似性が注目される (本文参照)

A; 時刻歴 B₁; 確率密度を示すヒストグラム, B₂; 平均値と標準偏差, C₁; XY パターンと 2SD 楕円, C₂; 単位時間ごとの点集合と 2SD 楕円, D; 振幅スペクトル図, E; 自互相関図。

64, 1983.

- 15) Soames, R. W., Atha, J. and Harding, R. H.: Temporal changes in the pattern of sway as reflected in power spectral density analysis. *Aggressologie* 17B: 15-20, 1976.

- 16) 田口喜一郎, 飯島美千穂, 滝沢正臣: 重心動揺の周波数分析—周波数スペクトルと平均周波数—. *耳鼻臨床* 70(9): 825-831, 1977.

- 17) Taguchi, K., Iijima, M. and Suzuki, T.: Computer calculation of movement of body's center of gravity. *Acta otolaryngol.* 85: 420-425, 1978.

- 18) 高田和之, 渡辺真作, 掛布英長, 竹内伸也: 直立姿勢における重心動揺の呼吸と自己回帰モデル. *姿勢研究* 2(2): 65-72, 1982

- 19) Tokumasu, K., Ikegami, A., Tashiro, N., Bré, M. and Yoneda, S.: Frequency analysis of the body sway in different standing postures. *Aggressologie* 24(2): 89-90, 1983.

- 20) 米田 敏, 徳増厚二: 正常人の直立時重心動揺の周波数分析(1)—視覚, 足底支持面の影響. *Equilibrium Res.* 41(1): 55-60, 1982.

Abstract

Frequency-components of body sway while standing upright usually show some minor changes in normal individuals.

The human standing posture depends on righting reflexes controlled by the multi-channel sensori-neuro-muscular system and several other factors, such as biorhythms of the body, the mental state, etc. However, we simply accept fluctuation of the data without considering the characteristic frequency patterns of body sway in both normal and ataxic patients.

The reproduceability and steadiness of the data of frequency analysis of the movement of the center of gravity were investigated repeatedly in three nor-

mal subjects standing erect on different occasions. The results were compared with the one-time data from 20 normal subjects. The three subjects stood for one minute with eyes open and for one minute with eyes closed nine to 11 times every one or two weeks. The same subjects stood for ten minutes with eyes closed and ten data of every one minute in each case were also investigated. The percentages

of the sums of the amplitude in seven frequency ranges, decided arbitrarily, to the total amplitude under 10 Hz were calculated.

It was found that the degree of fluctuation in the frequency pattern of body sway during repetitive standing, either continuously or at long intervals, remains within the limit of fluctuation observed in 20 normal subjects.