

自発性立位姿勢動揺の フラクタル性に関する考察

自己相関のクロスオーバーと
遅れフィードバック制御について

藤永博

Hiroshi Fujinaga

和歌山大学 経済学部 / 准教授

重心動揺検査では安静立位時の姿勢動揺を身体重心の動揺として捉え、それを分析することによって立位姿勢の維持に関与する運動系（筋-神経系）と感覚系、およびそれらを統合する中枢神経系（本稿ではこれらをあわせて姿勢制御系と呼ぶ）の機能を検査する。実際は身体重心の動揺ではなく、足圧中心¹⁾の動揺を分析する手法が広く用いられている。この手法は臨床領域ではめまいや平衡機能障害の診断で、体育・スポーツ科学の領域では姿勢発達や運動発達、転倒予防などに関する研究で利用されている。

空間での身体位置を制御する能力、すなわち姿勢制御系の機能は、身体運動の基礎となる。あらゆる運動課題は姿勢制御の要素をもつ。その内容は運動課題と環境により変化する。個々の運動課題では、課題の内容と環境に応じた定位と安定性が要求される。このような時々刻々と変化する要求に絶えず対応しなければならない姿勢制御系の特性や機能を安静立位姿勢の維持という静的な運動課題をとおして適切に把握するのは不可能である。しかし、重心動揺検査の重要性は上記の領域では広く認識されている。なぜだろうか。

安静立位時には微小で間欠的な姿勢動揺がある。この自発性動揺には大きく分けて3つの要素が関係している[29]。身体アライメント（重力の影響）、筋緊張（筋の伸張に抗する伸張性反射）、姿勢緊張（主に抗重力姿勢筋の活動）である。自発性動揺は安静立位時の姿勢制御系の機能的状態（functional state）を反映すると考えられるが、その動的特性を明らかにすることにより動的な運動課題への対応能力を予測できるという指摘がある

1) 足底面にかかる圧力の中心、すなわち床反力の作用点を意味する。

[14, 20]。また、安静立位時の姿勢制御系の機能的状態を把握することにより、基礎的な運動能力の評価に資する情報が得られる可能性もある。姿勢制御系の発達(姿勢機能)は運動能力の発達(運動機能)の前提あるいは基盤となる[38]。立ち上がるためには座位での、歩くためには立位での姿勢制御の「成熟」が必要となるのは明らかである。この姿勢発達と運動発達の段階的相互依存関係が安静立位時の自発性姿勢動揺と基礎的な運動能力を関連づける主張の根拠である。さらに、動的な運動課題を利用した検査が実施困難な臨床領域や発育発達学など領域では、重心動揺検査から多くの重要な情報を得ることができる。これもこの検査法の重要性が広く認識されている理由の一つである。

重心動揺検査の手法を用いた研究のほとんどは、従来、足圧中心動揺の要約統計量²⁾に基づくものが多かったが、近年は先述した重心動揺検査の可能性の広がりを背景に、動揺の動的特性[2, 3, 24]に焦点をあてる研究が主流になってきている。なかでも動揺の相関構造、すなわちフラクタル性(自己相似性)を調べるフラクタル時系列解析法は、姿勢制御系のフィードバック特性や機能を定量評価する方法として期待される。

平成21-23年度科学研究費補助金・基盤研究(C)『安静立位姿勢制御のフィードバック遅れ時間の推定方法に関する比較研究』では、足圧中心動揺のフラクタル性に着目して、時系列データの自己相関が正の値から負の値に変わる時間スケール(ラグ)をフィードバック遅れ時間と捉え、それを推定する方法の比較研究を行った。フィードバック遅れ時間は姿勢制御に関与する冗長な情報を統合するための時間と解釈することができ、必ずし

も制御系の欠陥を意味するものではない。むしろ、姿勢制御系の抑制機能(微小なゆらぎに対する過剰な反応を抑制する機能)、あるいは生理的なゆらぎを許容する「機能的遊び」を反映していると考えられる³⁾。本稿では、最近の研究動向を踏まえ、フィードバック遅れ時間の解釈と適切な推定方法について考察する。特に以下の点に着目する。

- 1) 足圧中心動揺のフラクタル性
- 2) 非整数ブラウン運動と非整数ガウスノイズ
- 3) 持続性相関から反持続性相関への移行(クロスオーバー)
- 4) 自発性動揺の遅れフィードバック制御

なお、本稿では安静時足圧中心動揺を確率過程(時間とともに変動する確率変数の集合)とみなす。足圧中心動揺の時系列データはその実現値(観測値)であり、実現値の統計的性質は確率過程の性質、すなわち姿勢制御系の機能的状態の特徴を反映すると考える。

II 足圧中心動揺のフラクタル性

フラクタル性は、図形のどの部分を拡大あるいは縮小して見ても、元の図形と同形に見えるような性質をいう。このような性質は、「図形を特徴づけるスケールが存在しない」と表現することができる。確率過程に対してもフラクタル性という概念を導入することができる。確率過程 $\{X(t)\}$ が統計的なフラクタル性をもつとは、自己相似パラメータ $H(0 < H < 1)$ と時間スケール c を用いて変換された新たな時系列 $\{c^{-H}X(ct)\}$ の統計的な性質が $\{X(t)\}$ と等しくなることを意味する。フラクタル性をもつ確率過程の累積自己相関関数、あるいは観測値の平均値の分散はべき則に従い、時間スケールの

2) 足圧中心動揺の標準偏差、総軌跡長、外周面積(軌跡の包絡線で囲まれた部分の面積)など。

3) 無秩序な状態の中にあるゆらぎがポジティブ・フィードバックを引き起こしたとき、自己組織化の過程をとおして秩序ある構造が自発的に生じる場合がある。こうした視点から姿勢制御について考えることもできる。

べき関数で表される。べき指数となるのが自己相似パラメータ H で、その推定値から時系列の統計的なフラクタル性を調べることができる。一般的な言い方をすると、ある量 A とその量に関係する基本的な量 b の間に比例関係 $A \propto b^H$ があるとき、 A は b でスケールされるという。そのため自己相似パラメータ H はスケーリング指数と呼ばれることがある。自己相似パラメータ H は A と b の対数の関係から決定できる。すなわち、 $A = ab^H$ とすると、 $\log A = \log ab^H = H \log b + \log a$ であり、 H は A と b の両対数グラフの直線の傾きとなる。

確率過程 $X(t)$ がフラクタル性をもつとする。時間を $T = ct$ と変換した後、 $X(t)$ が適当な定数 L を用いて $X(T) = LX(c^{-1}T)$ に変換されたとすると、フラクタル性により、任意の t に対して $X(t) = LX((c^{-1}t))$ が成り立つ。任意の t に対してこの式が成り立つのは $X(t)$ が t のべき関数で表される場合に限られる。そこで $X(t) = at^H$ とおくと、 $X(t) = at^H = aL(c^{-1}t)^H$ であるから、 $L = c^H$ 、すなわち $H = \log L / \log c$ を得る。 $X(1) = a$ であるから、 $X(t) = t^H X(1)$ と表される。確率過程(時系列)のフラクタル性は、この式で特徴づけられる時間的な性質である。

べき則はフラクタル性の一般的な特徴であり、長期相関(長期記憶)の存在を意味する。確率過程の長期相関はフラクタル性に起因するといえる。長期相関をもつとは、長い時間スケールをとっても自己相関が残ることを意味する。長期相関が残る原因のひとつに外因性のトレンドがある。非定常な過程には様々なトレンドがあり、必然的に長期の自己相関が生じる[18]。トレンドとは通常、滑ら

かで単調な増加・減少あるいは緩やかな周期的動揺であり、その原因は外的要因である。長い時間スケールでは定常時系列⁴⁾にも長期相関は存在しうる。非定常性(外因性トレンド)以外の性質で長期相関をもたらすのがフラクタル性である。フラクタル性は拡散性の高い非定常過程だけではなく、定常過程にも存在する。本来は定常な状態に近い過程が外因性のトレンドの影響を受けている場合は、トレンドを取り除いたうえでその時系列の長期相関性(フラクタル性)を調べる必要がある。足圧中心動揺の定常性やトレンドは、適切なフラクタル時系列解析方法を選択するうえでの重要な視点となる。

安静立位時の足圧中心動揺は長期相関をもつことが知られている[5, 9, 10, 23]。この長期相関は呼吸や心拍などの周期的な変動とは無関係の姿勢制御系の自発性動揺抑制機能を反映すると考えられる。自発性動揺は安静立位時の姿勢制御系の機能的状態であり、その直接の原因は系に内在すると考えられるため、足圧中心動揺の相関構造から姿勢制御系の安定性や適応性を評価しようとする試みは合理的である。また、安静立位時の足圧中心動揺には先に述べたような持続性相関(正の自己相関)から反持続性相関(負の自己相関)へのクロスオーバーが現れる[4, 7]。クロスオーバーが起こるラグは姿勢制御のフィードバック遅れ時間とみなすことができ、姿勢制御系の機能的状態の指標となりうる。時間的なフラクタル性を生み出すメカニズム(ダイナミクス)は明らかではないが、足圧中心動揺の長期相関性はフラク

4) 通常、時系列解析で定常性という、次の弱定常性を指す[36]。

$$\langle y(t) \rangle = c_1$$

$$\text{Var}(y(t)) = \gamma(0) = c_2$$

$$\text{Cov}(y(t), y(t+k)) = \gamma(k)$$

ここで、 Var は分散、 Cov は共分散、 γ は自己相関関数、 c_1 と c_2 は定数、 $k(k \geq 1)$ はラグである。

つまり、定常な時系列とは平均値と分散は時刻によらず一定で、共分散はラグのみに依存する時系列を意味する。

5) フラクタル性は総動揺量が測定の

サンプリング・レートに依存する可能性や動揺面積には反映されない可能性を示唆する。最近の研究が重心動揺検査において足圧中心の動揺の大きさ(面積や総軌跡長)だけではなく、動揺の時間変化の特徴に焦点をあて始めた理由はこのあたりにもある。

タル性に由来する⁵⁾。安静時足圧中心動揺の相関構造を調べるにあたっては、動揺量と時間スケールの関係の特徴づける「べき則」とそれが成り立つ時間スケールの範囲(スケーリング領域)に目を向け、これらを姿勢制御系の安定性、適応性、機能性(過度な動揺の抑制機能)と結びつけて考えることが重要である。そのためには長期相関とクロスオーバーの存在を確認し、それらの特徴づける特性量を推定するフラクタル時系列解析法が必要となる。

Delignièresら[6]は比較的短い時系列データ⁶⁾を分析するための推奨アルゴリズム(解析手順)について報告した。そこではフラクタル時系列解析法のひとつであるDetrended Fluctuation Analysis(DFA)が大きな役割を果たす。また、DFAと対比される方法として、Stabilogram Diffusion Analysis(SDA)がある。これらは安静立位時の足圧中心動揺の分析において中心的な役割を果たすと考えられる。DFAとSDAのアルゴリズムには、姿勢制御系の自発性動揺抑制の戦略や、べき則やクロスオーバーの存在を確認する方法を考察するうえで重要なポイントが潜在する。これらの方法の概要を示しながら、フラクタル時系列解析法を用いて足圧中心動揺を分析する際に考慮すべき基本的な事項と理論的背景について整理する。

6) 生理学的データのフラクタル解析では、信頼できる結果を得るのに通常、 2^{12} 以上のデータポイントが必要といわれている。このような長い時系列データのフラクタル解析については、Ekeら[11]が推奨手順を報告している。30~60秒間の重心動揺検査を簡易測定器(20Hz程度のサンプリング)で実施する場合、得られるデータは $2^9 \sim 2^{10}$ 個程度である。Delignièresら[6]が推奨したのは、心理学などの行動科学の領域で取得可能なこの程度の

III Stabilogram Diffusion Analysis(SDA)

SDAを用いた足圧中心動揺分析は、足圧中心の平均二乗変位と時間スケールの関係から姿勢制御系の自発性動揺制御戦略を捉える。平均二乗変位と時間スケールの関係はブラウン運動を次のように特徴づける。時間軸上を並進拡散するブラウン粒子の位置を $x(t)$ で表す。 $x(0)=0$ のとき、粒子の位置の時間平均値は $\langle x(t) \rangle = 0$ であるが、平均二乗変位 $\langle x(t)^2 \rangle$ は時間に関する単調増加関数となり、粒子のゆらぎの大きさを特徴づける特性量となる。時間 t と $\langle x(t)^2 \rangle$ の関係はEinsteinの関係式 $\langle x(t)^2 \rangle = 2Dt$ で表される。 D は拡散係数で、拡散の引き締め具合を示すと解釈できる。SDAはこの関係式を用いたフラクタル時系列解析法である。CollinsとDe Luca[4]が考案したSDAのアルゴリズムは次のとおりである。

<ステップ1>

$\{x(t)\}$ をデータ数が N の時系列とする。まず、最初のデータ $x(1)$ とある時間間隔 Δt 離れた m 番目のデータの差 $\Delta x_m(1) = x(1) - x(m)$ を計算する。次に2番目のデータと同じ時間間隔 Δt 離れた $m+1$ 番目のデータの差 $\Delta x_m(2) = x(2) - x(m+1)$ を計算する。以下、順に $\Delta x_m(N-m)$ まで求める。

<ステップ2>

$\{\Delta x_m(n)\} (n=1, 2, \dots, N-m)$ の平均二乗変位、すなわち

$$\langle \Delta x^2 \rangle_m = \frac{1}{N-m} \left(\sum_{i=1}^{N-m} (\Delta x_m(i))^2 \right)$$

数のデータから信頼できる結果を得るための解析手順である。

の値を計算する。

<ステップ3>

同じ計算を異なる時間間隔を用いて繰り返し行い、平均二乗変位と時間間隔の関係を調べる。時系列 $\{x(t)\}$ がブラウン運動のように変化するとき、平均二乗変位と時間間隔の関係はEinsteinの関係式で表される。拡散係数 D は回帰直線の傾きから推定することができる。

安静立位時の足圧中心動揺については、時間間隔が短いとき $\langle \Delta x^2 \rangle$ と Δt の関係は、傾きが異なる2本の直線で特徴づけられる(図1)。2本の直線がクロスオーバーする点はクリティカル・ポイント(critical point)あるいはクロスオーバー・ポイント(crossover point)と呼ばれる。時間間隔領域はクリティカル・ポイント Δt_{CP} によってふたつの領域に区分される。 $\Delta t < \Delta t_{CP}$ となる短時間(short-term)領域では、拡散係数 D (直線の傾き $2D$) は $2D > 1$ となる。つまり開ループ(open-loop)系が優位で、足圧中心の動きはランダムな傾向が強い。一方、 $\Delta t > \Delta t_{CP}$ となる長時間(long-term)領域では、直線の傾き $2D$ は $2D < 1$ となり、閉ループ(closed-loop)系による負のフィードバック制御が優位になる[3, 4]。

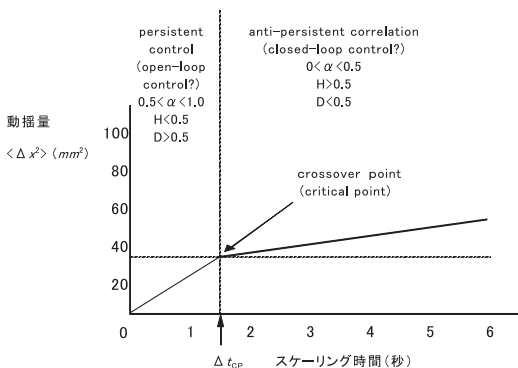


図1 持続性相関から反持続性相関へのクロスオーバー

7) $B(t)$ を非整数ブラウン運動とすると、 $B(t) = t^H B(1)$ と表される。
 $t \rightarrow \infty$ のとすると、 $H > 0$ のとき $|B(t)| \rightarrow \infty$ となる。

8) $B(t)$ を非整数ブラウン運動とすると、対応する非整数ガウスノイズは $B(t)$ の

IV 非整数ブラウン運動と非整数ガウスノイズ

Mandelbrotとvan Ness [22] は非整数ブラウン運動という概念を導入し、Einsteinの関係式を $\text{Var}(\Delta x) \propto \Delta t^{2H}$ に一般化した。ここで H ($0 < H < 1$) は自己相似パラメータ(ハースト数)で、 Var は分散、 \propto は両辺の比例関係を表す。この関係(非整数ブラウン運動の特徴)を利用する時系列解析法では、分析する時系列データが非整数ブラウン運動かどうかをあらかじめ見極める必要があるが、実際は容易ではない。足圧中心動揺に限らず、安静時に観察される多くの生体リズムが非整数ブラウン運動と非整数ガウスノイズの中間的な性質を有する。非整数ブラウン運動と対応する非整数ガウスノイズに関する理論[8,35,36]はフラクタル時系列解析の基礎となる。

自己相似パラメータ H をもつフラクタル過程 $\{B_H(t)\}$ が定常増分過程をもつとき、 $\{B_H(t)\}$ を非整数ブラウン運動と呼ぶ。定常増分過程 $\{X(t)\}$ は任意の整数 d に対して $\{X(t+d) - X(t+d+1)\} \approx \{X(t+1) - X(t)\}$ を満たす。ここで \approx は統計的な性質が同じことを意味する。非整数ブラウン運動の定常増分時系列をその非整数ブラウン運動に対応する非整数ガウスノイズと呼ぶ。

非整数ブラウン運動と非整数ガウスノイズは次の性質をもつ。

- (1) 非整数ブラウン運動は非定常である⁷⁾。
- (2) 非整数ブラウン運動と対応する非整数ガウスノイズは同じ自己相似パラメータをもつ⁸⁾。
- (3) 非整数ブラウン運動 $\{Y(t)\}$ の自己共分散関数 γ_Y と非整数ガウスノイズ $\{X(t)\} = \{Y(t+1) - Y(t)\}$ の自己共分散関数 γ_X は、それぞれ次

定常増分時系列であるから、

$B(t)$ のフラクタル性 $B(t) = c^H B((c^{-1}t))$ から

$$\{B(c^{-1}(t+d)) - B(c^{-1}(t+d-1))\} \approx c^{-H} \{B(t+1) - B(t)\}$$

となるので、 $B(t)$ に対応する非整数ガウスノイズは

フラクタル性を持ち、自己相似パラメータは H である。

のように表される[35]。

$$\begin{aligned} \gamma_Y(t,s) &= Cov(Y(t), Y(s)) \\ &= \frac{1}{2} \sigma^2 (|t|^{2H} - 2|t-s|^{2H} + |s|^{2H}), \\ \sigma^2 &= E(Y(1)^2) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \gamma_X(t,s) &= Cov(X(t), X(s)) \\ &= \frac{1}{2} \sigma^2 (|k+1|^{2H} - 2|k|^{2H} + |k-1|^{2H}), \\ k &= t-s \end{aligned}$$

非整数ガウスノイズの自己共分散関数 γ_X はラグ k のみの関数になるので定常である。よって自己相関関数 ρ_X は $k \geq 1$ では $\rho_X(k) = (k+1)^{2H} - k^{2H} + (k-1)^{2H}$ と表せる。 k が大きい場合は $\rho_X(k) \approx H(2H-1)k^{2H-2}$ となる。したがって、非整数ガウスノイズ $X(t)$ の H の値によって次のようになる[28, 35]。

(1) $0 < H < 0.5$ のとき

$-2 < 2H - 2 < -1$ となるため、自己相関関数 $\rho_X(k) < 0$ となる。また、累積自己相関関数はラグ $k \rightarrow \infty$ で有限となり、 $X(t)$ は短期相関過程となる。

(2) $H = 0.5$ のとき

$\rho_X(k) = 0$ となるので白色ガウスノイズである。

(3) $0.5 < H < 1$ のとき

$-1 < 2H - 2 < 0$ となるため、自己相関関数 $\rho_X(k) > 0$ となる。累積自己相関関数 $S(k)$ はべき則に従い、 $X(t)$ は長期相関過程となる。

V Detrended Fluctuation Analysis(DFA)

Pengら[25]によって考案されたDFAはMandelbrotとvan Nessの関係式を利用した方法である。DFAのアルゴリズムは次のとおりである。

<ステップ1>

分析の対象となる時系列 $\{x(t)\}$ を平均値で標準化する。標準化された時系列を積算し、 m 番目のデータが次のようになる時系列 $\{y(t)\}$ をつくる。

$$y(m) = \sum_{i=1}^m (x(i) - \bar{x})$$

ここで \bar{x} は元の時系列データの平均値である。

<ステップ2>

次に、 $\{y(t)\}$ を重複しない n 個のデータからなる p 個のブロックに分割する。 $\{x(t)\}$ の総データ数が N 個の場合、通常、 n は10から $N/2$ とする。

<ステップ3>

それぞれのブロックについて最小二乗法を用いて近似式を求め、これを‘トレンド’と考える。 m 番目のデータに対応する近似式の値を $y_n(m)$ と表す。近似式は各ブロックのデータの変動状況により一次式から多項式を使い分ける。

<ステップ4>

$y(t)$ のトレンドからの平均二乗偏差を求め、その平方根

$$F_n = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (y(t) - y_n(i))^2}$$

を計算する。これをDFA動揺量と呼ぶ。

<ステップ5>

ステップ4の計算を様々な大きさ n のボックスで

繰り返し行い、DFA動揺量 F_n とボックスサイズ n の関係を得る。 $\log F_n$ と $\log n$ が直線関係を示せばべき則の存在を示唆する。一次近似式から求められる直線の傾き α がスケーリング指数となる。短時間スケールと長時間スケールでは、異なるべき則に従うことがある。SDAの $\log\langle\Delta x^2\rangle$ と $\log\langle\Delta t\rangle$ の関係と同様、 $\log F_n$ と $\log n$ の関係も異なる2本の直線で特徴づけられる(図1)。

DFAのスケーリング指数 α は次のように解釈される[27]。

- (1) $0 < \alpha < 0.5$ のとき、 $y(t)$ は反持続性相関をもつ。負の自己相関をもつため、過去に起きた変動とは逆向きの変動が未来で起こる可能性が高くなる。
- (2) $\alpha = 0.5$ のとき、 $y(t)$ には自己相関はなく、ホワイトノイズである。

- (3) $0.5 < \alpha < 1.0$ のとき、 $y(t)$ は持続性相関をもつ。正の自己相関をもつため、過去に起きた変動と同じ向きの変動が未来で起こる可能性が高くなる。
- (4) $\alpha = 1.0$ のとき、 $y(t)$ は $1/f$ のゆらぎ(ピンクノイズ)となる。
- (5) $\alpha > 1.0$ のとき、 $y(t)$ には自己相関性はあるが、 α 値の増大とともにフラクタル性は消失する。
- (6) $\alpha = 1.5$ のとき、 $y(t)$ はブラウン運動(ブラウンノイズ)である。

Delignièresら[7]は以下の関係を指摘している。

- (1) $0 < a < 1$ のとき $\{y(t)\}$ は非整数ガウスノイズで、 $H = a$ である。
- (2) $1 < a < 2$ のとき $\{y(t)\}$ は非整数ブラウン運動で、 $H = a - 1$ である。

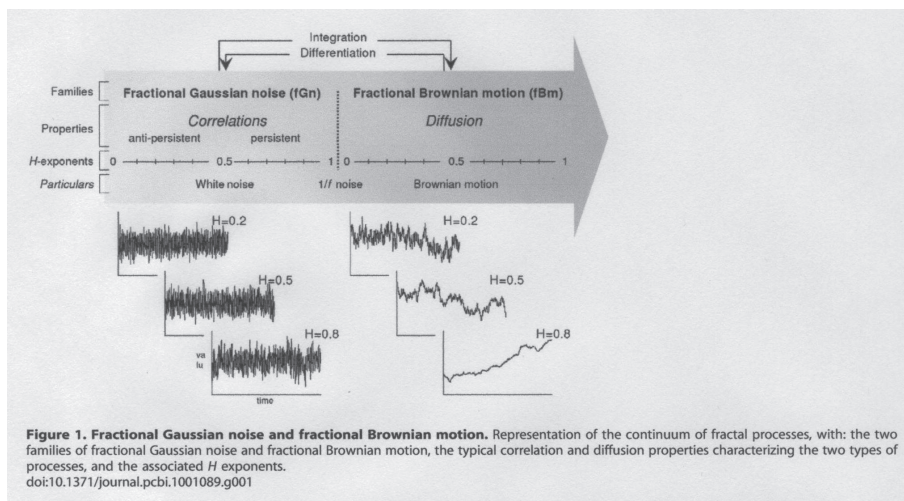


図2 非整数ブラウン運動と非整数ガウスノイズ

Delignières, D., Torre, K., and Bernard, P. (2011), Transition from persistent and anti-persistent correlations in postural sway indicates velocity-based control. *PLoS Computational Biology*, 7(2): 1-10 (published online)から引用。

非整数ブラウン運動と非整数ガウスノイズは統計的なフラクタル性を有し、同じハースト数をもつ。非整数ブラウン運動は非定常で拡散性をもち、動揺量はべき則に従う。一方、非整数ガウスノイズは定常で、拡散性はない。フラクタル時系列解析の方法には非整数ガウスノイズにのみ適用可能な方法もあれば、非整数ブラウン運動のみに適用可能な方法もある[6, 11, 13]。分析の際は時系列の性質に合った適切な方法を利用する必要がある。後で述べるように、安静立位時の足圧中心動揺(自発性動揺)は統計的な性質が非整数ブラウン運動と非整数ガウスノイズの境界(図2)にあるといえる。実験で得られた足圧中心動揺の時系列データが非整数ガウスノイズであるか、非整数ブラウン運動であるかをパワースペクトル密度関数だけで正確に判定することは困難であり、フーリエ解析とフラクタル時系列解析の併用が推奨されている[11]。DFAは非整数ブラウン運動と非整数ガウスノイズのどちらにも適用可能で、足圧中心動揺のフラクタル解析には適しているといえる。足圧中心動揺の分析に利用されているフラクタル時系列解析法は数多く、それらの妥当性、適用可能性、メリット・デメリットについて、十分な検証が必要である[6, 11]。利用にあたっては、解析方法の基盤となっている基本的な理論を理解したうえで、目的に応じた適切な解析方法を選択する必要がある。

VI 持続性相関から 反持続性相関への移行 (クロスオーバー)

SDAとDFAは、ともに足圧中心の動揺量と時

間スケールの関係から足圧中心動揺のフラクタル性を調べるが、SDAは足圧中心の平均二乗変位を、SDAは積分時系列⁹⁾の局所トレンドからの平均二乗偏差の平方根を動揺量として用いる。DFAがトレンドを除いた総動揺量を分析するのに対して、SDAはある時間間隔で測定される足圧中心変位(移動距離)、すなわち動揺の速さを分析する。

Delignièresら[7]は26名の男性(19.3±2.1歳)の安静立位時の足圧中心動揺をSDAとDFAを用いて分析した。彼らの報告によると、足圧中心位置の時系列データをSDAで分析するとクロスオーバーが現れたが、DFAを用いて分析すると全時間スケール領域で $1 \leq \alpha \leq 1.5$ となり、クロスオーバーは現れなかった。また、足圧中心動揺の階差時系列データ(速度データ)をDFAで分析するとクロスオーバーが現れた。前後方向の速度データでは短時間スケールの α 値は1.00(SD=0.17)、長時間スケール領域の α 値は0.43(SD=0.12)、左右方向の速度データでは、短時間スケール領域の α 値は1.17(SD=0.12)、長時間スケールの α 値は0.23(SD=0.12)であった。これらの結果から、足圧中心動揺は長期相関(持続性相関)の弱い非整数ブラウン運動であるのに対して、足圧中心変位(動揺速度)は非整数ガウスノイズで、持続性相関から反持続性相関へクロスオーバーする時間スケールが存在すると考えられる。Delignièresら[7]は、安静時の立位姿勢は足圧中心の位置ではなく、速度の情報に基づいて制御されていると主張している。立位姿勢制御における速度情報の重要性は他の研究報告でも指摘されている[16, 19]。

MinamisawaとYamaguchi [23]は、DFAを利用して7名のパーキンソン病患者と10名の同じ年齢層の健常者の足圧中心動揺を分析し、 α 値を

⁹⁾ 各データの平均値からの偏差を時系列順に積算してつくられる時系列。

推定した。彼らの報告によると、両被験者群とも全時間スケール領域では α 値は約1.3(前後・左右方向とも)、短時間スケール領域では約1.5(前後・左右方向とも)、長時間スケール領域では約1.0(前後・左右方向とも)であった。この α 値の変化¹⁰⁾が現れた時間スケールは患者群のほうが健康者群よりも有意に長く、患者群では平均で2.27秒(前後方向)、4.05秒(左右方向)、健康者では平均で3.89秒(前後方向)、3.70秒(左右方向)であった。彼らは患者群と健康者群では立位姿勢動揺の制御特性には顕著な差は認められないと報告した。

本稿では持続性相関から反持続性相関への移行をクロスオーバーと定義している。この定義に基づけば、MinamisawaとYamaguchi [23]が報告した α 値の変化はクロスオーバーとはみなされず、報告された足圧中心動揺は持続性相関をもつ非整数ブラウン運動(短時間スケール領域ではブラウン運動($\alpha=1.5$)に近く、長時間スケール領域では $1/f$ ($\alpha=1$)に近い¹¹⁾と識別される。

VII 自発性動揺の遅れ フィードバック制御

Delignièresら[7]の報告によると、前後方向の位置データでは短時間スケール領域の α 値は1.65(SD=0.08)、長時間スケール領域の α 値1.22(SD=0.22)、左右方向の位置データでは、短時間スケール領域の α 値は1.70(SD=0.07)、長時間スケール領域の α 値は1.00(SD=0.29)であった。筆者ら[31]がMinamisawaとYamaguchi[23]らと同じ条件(サンプリング・レート20Hz等)で測定した高齢の太極拳実践者(指導者)のデータでは

クロスオーバーは現れず、前後方向動揺データの α 値は平均で1.43(片足立では1.06)、左右方向動揺データの α 値は平均で1.29(片足立では0.98)であった。長時間スケール領域では安静立位時の足圧中心動揺の α 値は1.0に近い値をとることが多い[5, 9, 10, 34]。

$1/f$ のゆらぎは非整数ブラウン運動の特殊な例(非整数ブラウン運動と非整数ガウスノイズの境界)であり(図2)、生体のリズムによく見られる。例えば、歩行時の歩幅の変動にも通常 $1/f$ のゆらぎが見られる[15]。しかし、高齢になると $\alpha < 1$ となり、歩幅の変動は不規則さを失う。また、ハンチングトン舞踏病患者の歩幅では $\alpha > 1$ となり、変動はよりランダムになる。 $1/f$ のゆらぎは人間にとって心地よい生体リズムであり[37]、生体内の系の機能的状態(安定性と適応可能性)を示すと考えられている[12, 26, 30]。

$1/f$ のゆらぎは、そのパワースペクトルが周波数の逆数に比例し、ある時間スケールで見られる変動と別の時間スケールで見られる変動の相関は緩やかである。短時間スケールで観察される動揺は長時間スケールで観察される動揺に大きな影響を及ぼさない。すなわち、現在起こっている変化の影響はある程度の時間が経つと消失し、長時間持続することはない。 $1/f$ のゆらぎは変動の原因となる内的あるいは外的要因に対して適応可能な状態を示していると推察される[30]。

$1/f$ のゆらぎは自己組織的臨界状態を表すという仮説もある。多数の構成要素が相互作用している系は、自ら臨界状態に遷移することがある。その例として、「パー・バックの砂山」はよく知られている[32]。砂山の上から少しずつ砂を落とすと、山の傾斜が緩やかなときは、砂は積みあがり、山は高く

10) 彼らはこの α 値の変化をクロスオーバーと呼んでいる。

11) 実際のブラウン運動の観察においても平均二乗変位と時間間隔の直線関係は時間スケール全域では成り立たない。短時間スケール領域の直線の傾きは

長時間スケール領域の直線の傾きよりも大きい[39]。理論的には、短時間極限ではブラウン粒子は自由粒子として直進し、平均二乗変位は時間間隔に比例する。一方、長時間極限ではランダムな動きをし、時間間隔の平方根に比例する[33]。より客観的に直線の傾きを推定するために、

なる。山がある程度高くなると雪崩が起きて、山は低くなる。これを繰り返し、砂山は高さや傾斜はほぼ一定の範囲で保たれる。このとき、砂山は「自己組織的臨界状態」にあるという。雪崩の規模と頻度が臨界状態を特徴づける。雪崩の規模は砂どうしの相互作用によって決まる。砂が斜面を転がる程度であれば小規模な雪崩であるが、連鎖的に多くの砂を巻き込めば大きな雪崩になる。雪崩の規模と頻度はべき則に従う¹²⁾。自己組織的臨界状態は、相互作用をする多数の要素からなる系の動的平衡状態といえる。

脊柱起立筋などの体幹筋(姿勢筋)や上肢や下肢の関節運動に関与する筋は、様々な運動課題で要求される姿勢制御のために協調的に活動する。安静立位時の足圧中心動揺は姿勢維持に関与する筋全体の活動を反映する。立位姿勢の維持を妨げる外的な要因がない場合、足圧中心動揺の原因は内的な要因(自発性動揺)に限られる。安静状態においても筋が発揮している張力は一定ではなく、個々の筋のレベルで揺らいでいる。また、姿勢制御系は多関節構造をもつ身体を重力下で直立に保つために、個々の筋の活動を他の筋の活動との関係の中で調節し、各関節に作用するトルクを制御している。安静立位時の足圧中心に見られる $1/f$ のゆらぎに近い自発性動揺の原因は、個々の筋の活動のゆらぎと立位姿勢の制御に関与する筋の活動の複合性にある。

この筋活動の複合性について説明するために、 $1/f$ のゆらぎに関係する複合的緩和過程[37]について取り上げる。ある系の平衡状態からの偏差を表す量を $x(t)$ とする。 $x(t)$ を解消する速さが $x(t)$ に比例する単純緩和過程を考える。これは簡単な微分方程式 $dx/dt = (-1/\tau)x$ で表される。ここで τ

は緩和時間である。この微分方程式の解は $x(t) = x(0) \exp(-t/\tau)$ で与えられる。このような単純緩和過程では目標とする平衡状態は一定であり、平衡状態からの「ずれ」 x は時間とともに急速に減少する。この過程が多数組み合わせられた複合的緩和過程においては、相互作用によりそれぞれの過程の目標平衡状態が他の多数の緩和過程に引きずられて変化するとき、ランダムな外力に対する複合的緩和過程の応答は $1/f$ のゆらぎとなる[37]。 $1/f$ のゆらぎをもつ系は多数の要素で構成され、要素間の相互作用によっては動的な平衡状態を示す。立位姿勢の維持に関与する筋の活動は安静立位時において動的平衡状態にあり、足圧中心の動揺に影響を及ぼしている。

最後に、フィードバック遅れ時間について考察するために、もう一度次元のブラウン運動を取り上げる。質量 m の粒子が無相関でランダムな力と速度に比例する「粘性抵抗力」の影響を受けながら運動しているとする。この運動はランジュバン方程式 $m dv/dt = -\gamma v + F(t)$ で与えられる[21]。 γ は粘性係数(摩擦係数)、 $-\gamma v$ は粘性抵抗力 $F(t)$ はランダムな力である。両辺を m で割ると $dv/dt = (-\gamma/m)v + (F(t)/m) = dv/dt = (-1/\tau)v + P(t)$ となる。 $\tau = m/\gamma$ は緩和時間で、 $P(t)$ は $P(t) = F(t)/m$ である。ランダムな力 $P(t)$ が粒子に作用しなければ、前述の単純緩和過程の同様、速度はすぐに減速する(粒子はブラウン運動をしない)。ランダムな力が作用する場合、粒子はブラウン運動をする。計算は省略するが、上記のランジュバン方程式の初期値問題を解いて一般解 $v(t)$ を求め、緩和時間より十分長い時間で与えられる $v(t)$ を積分して粒子の位置 $x(t)$ を求めると、その分散は $\langle (\Delta x)^2 \rangle = \langle (x(t) - x(0))^2 \rangle = 2km^2\gamma^{-2}t$ とな

短い時間スケールで現れる α の“バイアス”を解消するための補正関数が提案されている[17]。

12) この例は $1/f$ ではなく $1/f^2$ のゆらぎを示す。

る[39]。ここで k は粒子に作用するランダム力のゆらぎの大きさを規定する量で、 $\langle P(t_1)P(t_2) \rangle = 2k\delta(t_1 - t_2)$ である。Einsteinの関係式 $\langle (\Delta x)^2 \rangle = 2Dt$ と比較すると $\varepsilon = D\gamma^2/m^2$ となる。これはブラウン運動の力学的性質を特徴づける量とゆらぎを特徴づける量の関係を示すもので、Einsteinの関係式の本質的な部分である。 $k = D\gamma^2/m^2 = D(1/\tau)^2$ であるから、拡散係数 D は $D = km^2/\gamma^2$ で与えられる。

SDFやDFAで計算される足圧中心動揺の拡散係数 D や自己相似パラメータ H あるいはDFAの α は、足圧中心に作用するランダムな力(ゆらぎ力)、身体重心の慣性、粘弾性抵抗(速度に比例する抵抗力)によって決定される。ゆらぎ力は立位姿勢の維持に関与する筋の活動のゆらぎに由来し、慣性は身体重心あるいは足圧中心の慣性、粘弾性抵抗は立位姿勢の維持に関与する筋腱複合体の粘弾性抵抗あるいは動揺の速度情報に基づく負のフィードバック制御と考えられる。

足圧中心動揺は立位姿勢の維持に関与するあらゆる筋の活動の「総和」であるから、動揺のダイナミクスを理解するためには個々の筋の活動状態や他の筋との相互作用を考慮しなければならない。立位姿勢が維持されている状態では、四肢や体幹の固有感覚系、前庭迷路系、視覚系からの情報は上位中枢で機能的に統合されるが、運動系(筋—神経系)の働きは下位中枢で統合される。重力以外の大きな外力がない場合、健常者にとって両足での立位姿勢の維持は運動課題としては容易で、自発性動揺の原因となるのは姿勢制御系(運動系)の構成要素の生理学的特性である。安静立位時の姿勢制御系の機能的状態は姿勢筋あるいは立位姿勢の維持に関わる下肢の筋が発揮

する張力のゆらぎ、筋と腱(筋腱複合体)の粘弾性、およびそれらの相互作用を反映すると考えられる。安静立位時には大きな反射を引き起こすような筋の伸張が起こることはなく、筋線維の長さの変化(伸張の程度)を検知する筋紡錘などの固有受容器が自発性動揺の抑制において中心的な役割を果たしているとは考えられない。フィードバック遅れ時間をそのような固有受容器の感度や性能と結びつけることは適当ではない。フィードバック遅れ時間は短時間スケールで見たときに初めて明らかになる個々の筋の活動のゆらぎと相互作用、および筋腱複体の粘弾性を反映していると考えべきである。これらは足圧中心の位置ではなく、動揺の速さに関係する。姿勢制御系は内発的なゆらぎ力の影響を受ける複合的緩和過程であり、フィードバック遅れ時間は安静立位時の姿勢制御系の機能的状態(自発性動揺)を特徴づける指標となる。

VIII | 今後の課題

安静立位時の足圧中心動揺は、適当な時間スケール領域では非整数ブラウン運動となる。健全な成人では $1/f$ のゆらぎ($\alpha=1$)に近いが、立ち方、年齢、健康状態、トレーニング、身体の不活動化などの影響により拡散性や相関構造は変化する。こうした変化は、SDAの拡散係数やDFAのスケーリング指数 α (自己相似パラメータ H)、あるいは持続性相関から反持続性相関へ移行するクロスオーバー・ポイント(フィードバック遅れ時間)などに反映されると考えられる。フィードバック遅れ時間は、適切に管理された条件下で測定されたデータの分析に基づくさらなる検証が必要である。安

静立位時の自発性動揺に見られるゆらぎは、足圧中心に作用するゆらぎ力、粘弾性抵抗力（動揺速度情報に基づくネガティブ・フィードバック効果）、身体重心の慣性の影響を受ける。これらの要素の一部を統制する実験研究を行うことにより、フィードバック遅れ時間の生理学的解釈が可能となり、自発性動揺の制御原理の理解が深まると考えられる。DFAを用いてクロスオーバー・ポイント（フィードバック遅れ時間）を推定する際、それをどう定義するべきか、足圧中心の位置データから推定するべきか、速度（階差時系列）データから推定するべきか、さらなる検討が必要である。これらが今後の課題である。

【付記】

本稿は平成21-23年度科学研究費補助金・基盤研究(C)「安静立位姿勢制御のフィードバック遅れ時間の推定方法に関する比較研究」の成果の一部である。同研究を実施するなかで、計画の段階では考慮しなかったフィードバック遅れ時間の推定方法に関する本質的な問題が明らかになってきた。本稿はその問題を含め、今後の研究課題を書き留めたものである。

参考文献

- 1 Bak, P., Tang, C., and Wiesenfeld, K. (1988) / Self-organized criticality / *Physical Review A*, 38(1): 364-374.
- 2 Borg and Laxåback (2010) / Entropy of balance —some recent results. / *Journal of Neuro-Engineering and Rehabilitation* 7: 38-48(open access). (1995). / Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms. / *Experimental Brain Research*, 104: 480-492.
- 3 Collins, J. J., and De Luca, C. J. (1994) / Random walking during quiet standing. / *Physical Review Letters*, 73(5): 764-767.
- 4 Collins, J. J., and De Luca, C. J. (1993) / Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. / *Experimental Brain Research*, 95: 308-318.
- 5 Delignières, D., Deschamps, T., Legros, A., and Caillou, N. (2003) / A methodological note on non-linear time series analysis: Is Collins and De Luca (1993)'s open- and closed-loop model a statistical artifact? / *Journal of Motor Behavior*, 35: 86-96.
- 6 Delignières, D., Ramdani, S., Lemoine, L., Torre, K., Fortes, M., Ninot, G. (2006) / Fractal analyses for 'short' time series: A re-assessment of classical methods. / *Journal of Mathematical Psychology*, 50: 525-544.
- 7 Delignières, D., Torre, K., and Bernard, P. (2011) / Transition from persistent and anti-persistent correlations in postural sway indicates velocity-based control. / *PLoS Computational Biology*, 7(2): 1-10 (published online).
- 8 Doukhan, P., Oppenheim, G., and Taqqu, M. (eds.) (2003) / *Theory and applications of long-range dependence*. / Birkhäuser / Boston, U.S.A.
- 9 Duarte, M., and Zatsiorsky, V. M. (2001) / Long-range correlation in human standing. / *Physics Letters A*, 283: 124-128.
- 10 Duarte, M., and Zatsiorsky, V. M. (2001) / On the fractal properties of natural human standing. / *Neuroscience Letters*, 283: 173-176.
- 11 Eke, A., Hermán, P., Bassingthwaighte, J. B., Raymond, G. M., Percival, D. B., Cannon, M., and Balla, I. (2000) / Physiological time series: distinguishing fractal noises from motions. / *Pflügers Archiv: European Journal of Physiology*, 439: 403-415.

- 12 Goldberger, A. L., Amaral, L. A. N., Hausdorff, J. M., Ivanov, P. Ch. Peng, C. -K., and Stanley, H. E. (2002) / Fractal dynamics in physiology: alterations with disease and aging. / Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, 90(Supplement 1): 2466-2472.
- 13 Henegan, C., and McDarby, G. (2000) / Establishing the relationship between detrended fluctuation analysis and power spectral density analysis for stochastic process. / Physical Review E, 62(5): 6103-6110.
- 14 Hsiao-Wecksler, E. T., Katdare, K., Matson, J., Liu, W., Lipsitz, A., and Collins, J. J. (2003) / Predicting the dynamic postural control response from quiet-stance behavior in elderly adults. / Journal of Biomechanics, 36: 1327-1333.
- 15 Hausdorff, J. M., Mitchell, S., Firtion, R., Peng, C. -K., Cudkowicz, M. E., Wei, J. Y., and Goldberg, A. L. (1997) / Altered fractal dynamics of gait: reduced stride-interval correlations with aging and Huntington's disease. / Journal of Applied Physiology, 82(1): 262-269.
- 16 Jeka, J., Kiemel, T., Creath, R., Horak, F., and Peterka, R. (2004) / Controlling human upright posture: velocity information is more accurate than position or acceleration. / Journal of Neurophysiology, 92(4): 2368-2379.
- 17 Kantelhardt, J. W., Koscielny-Bunde, E., Rego, H. H., Havlin, S., and Bunde, A. (2001) / Detecting long-range correlation with detrended fluctuation analysis. / Physica A, 295: 441-454.
- 18 Kavasseri, R. G., and Nagarajan, R. (2004) / Evidence of crossover phenomena in wind speed data. / IEEE Transaction on Circuits and systems, 51(11): 2255-2262.
- 19 Kiemel, T., Oie, K. S., and Jeka, J. (2002) / Multisensory fusion and the stochastic structure of postural sway. / Biological Cybernetics, 87: 262-277.
- 20 Lauk, M., Chow, C. C., Pavlik, A. E., and Collins, J. J. (1998) / Human balance out of equilibrium: nonequilibrium statistical mechanics in posture control. / Physical Review Letters, 80(2): 413-416.
- 21 Liebovitch, L. S., and Young, W. (1997) / Transition from persistent to antipersistent correlations in biological systems. / Physical Review E, 56(4): 4557-4566.
- 22 Mandelbrot, B. B., and van Ness, J. W. (1968) / Fractional brown motions, fractional noises and applications. / SIAM Review, 10(4): 422-437.
- 23 Minamisawa, T., Takakura, K., and Yamaguchi, T. (2009) / Detrended fluctuation analysis of temporal variation of the center of pressure (COP) during quiet standing in Parkinsonian patients. / Journal of Physical Therapy Science, 21: 287-292.
- 24 Pascolo, P. B., Marini, A., Carniel, R., and Barazza, F. (2005) / Posture as a chaotic system and an application to the Parkinson's disease. / Chaos, Soliton and Fractal, 24(5): 1343-1346.
- 25 Peng, C. -K., Buldyrev, S. V., Havlin, S., Simons, M., Stanley, H. E., and Goldberger, A. L. (1994) / Mosaic organization of DNA nucleotides. / Physical Review E, 49(2): 1685-1689.
- 26 Peng, C. -K., Mietus, J., Hausdorff, J. M., Havlin, S., Stanley, H. E., and Goldberger, A. L. (1993) / Long-range anti-correlations and non-Gaussian behavior of the heartbeat. / Physical Review Letter, 70: 1343-1346.
- 27 Peng, C. -K., Havlin, S., Stanley, H. E., and Goldberger, A. L. (1995) / Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series. / Chaos, 5(1): 82-87.

- 28 Roerdink, M., De Haart, M., Daffertshofer, A., Donker, S. F., Geurts, A. C. H., and Beck, P. J. (2006) / Dynamic structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke. / Experimental Brain Research, 174: 256-269.
- 29 Shumway-Cook, A., and Woollacott, M. H. (2001) / Motor control: theory and practical applications, 2nd edition. / Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore, U.S.A.
- 30 West, B. and Shlesinger, M. F. (1989) / On the ubiquity of $1/f$ noise. / International Journal of Modern Physics B, 3(6): 795-819.
- 31 天野勝弘、藤永博 (2011) / 太極拳の実践履歴が立位機能に及ぼす影響—中高年への運動介入のあり方についての考察— / 日本体育学会第62回大会.
- 32 井庭崇、福原義久 (1998) / 複雑系入門 / NTT出版
- 33 早川禮之助、伊藤耕三、木村康之、岡野光治 (2006) / 非平衡系のダイナミクス入門 動的物性の物理 / 培風館.
- 34 藤永博、天野勝弘、船渡和男 (2010) / 安静立位時の左右の足の圧中心動揺について—前後方向動揺の差分スペクトル解析および自己・交差相関分析の結果 / 日本発育発達学会第8回大会.
- 35 松葉育雄 (2007) / 長期記憶過程の統計 自己相似な時系列の理論と方法 / 協立出版
- 36 松葉育雄 (2000) / 非線形時系列解析 / 朝倉書店.
- 37 武者利光 (1994) / $1/f$ 雑音 生体へのなじみよさ / 別冊・数理科学 ゆらぎ・カオス・フラクタル、27-31 (初出: 数理科学1979年2月号).
- 38 矢部京之助 (1997) / 運動発達理論、運動制御と運動学習、第4章 / 協同医書出版社.
- 39 米沢富美子 (1986) / ブラウン運動 / 共立出版.

Fractality of Spontaneous Postural Sway

Crossover of Autocorrelations and Delayed Feedback Control

Hiroshi Fujinaga

Postural control during quiet stance has mainly been studied by assessing the displacement of the center of foot pressure (COP). It has been suggested that descriptive statistics based on the averaging of COP measures over time could conceal the control principles underlying observed postural dynamics and time series analysis would be needed to reveal them. Recently, researchers have used various fractal methods to study the long-range correlations in COP signals and have reported important results, including (1) the COP fluctuations during quiet stance are fractional Brownian motions (close to $1/f$ fluctuations); and (2) the transition from persistent to anti-persistent correlations (crossover) occurs in the velocity of spontaneous postural sway, not in the position, which indicates that the control of spontaneous postural sway is velocity-based. This paper focuses on these two observations and reviews the relevant concepts and analytical methods of fractal or self-similar time series to suggest that (1) stabilogram diffusion analysis and detrended fluctuation analysis are valid and reliable to analyze the COP position and velocity data; (2) appropriate interpretations of obtained results require knowledge of the statistical characteristics of fractional Brownian motions and corresponding functional Gaussian noises; and (3) the diffusion coefficient or scaling exponents characterizing the diffusion property and the correlation structure of COP

position and velocity data provide information that may lead to understanding the functional state of the postural control system during quiet stance.

