

速度を規定した歩行における歩行周期変動のフラクタル解析

政二 慶（東京大学大学院・総合文化研究科）

山本義春（東京大学大学院・教育学研究科）

masani@idaten.c.u-tokyo.ac.jp

1. 研究意義

歩行は同じ動作をほぼ正確に繰り返すことで達成され、例えば、その歩行周期（重複歩に要した時間）のわずかな変動は、不規則であるが故に

測定値＝真値＋誤差

の図式で、「欲する」真値まわりの「無用な」誤差として通常は扱われる。そして、測定値の平均操作によって、誤差を除去し真値の推定が行われる。ここで連続的に歩行周期を測定して平均操作を行うという作業は、測定値の誤差が無相関に発生しているとの仮定に基づく。歩行周期の変動が微小かつ不規則であるが故に、これまでこの仮定に疑問を抱かれることはなかった。しかし近年、歩行周期の微小変動が数100歩におよぶ相関を有することが報告され、この点に疑問が生じた (Hausdorff, ら, 1995)。

このような歩行周期のゆらぎのように、スケールリング性と長期に渡る相関を有するゆらぎを、フラクタルゆらぎと呼ぶ。フラクタルゆらぎは単なる偶然では発生し得ず、なんらかのメカニズムが背後に潜んでいるものと考えられる。従ってこの発生機序を探ることで、歩行の仕組みに関する新たな知見を得ることが期待される (Lievovitch と Todorov, 1996)。

2. 本研究の目的

上述のHausdorffら(1995)の報告は、地上における制約のない歩行についてであった。そこで本研究の第1の目的は、速度を規定したトレッドミル歩行においても同様に歩行周期がフラクタルゆらぎを呈することを明らかにすることとした。また、第2の目的は筋電図積分値の系列が同様にフ

ラクタルゆらぎを呈することを示し、中枢神経系の命令が、歩行周期変動のフラクタルゆらぎを生み出していることを明らかにすることとした。さらに、第3の目的として、メトロノームによりピッチ音を与えた場合（リズム歩行）のゆらぎを検討することとした。

3. 方法

以下、被検者にはすべて、実験内容と実験意図の説明を行い、参加の同意を得た。

3.1 歩行周期の測定方法

歩行周期は図1のように定義される。本研究で

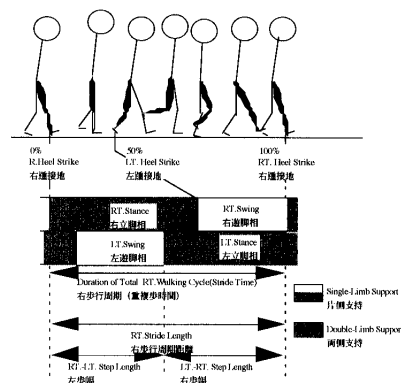


図1

は、右歩行周期をもって歩行周期とした。その測定は以下の通り行った。

被検者に、電動式トレッドミル（日本光電 , Aeromill）上での歩行を課した。歩行速度は「通常の歩行速度」の指示のもとに被検者自身が決定した。被検者の運動靴の右足インソール裏面の踵部中央に直径10mm、厚さ1mm程度の荷重スイッチ（電機計測販売,S100）を貼付し、右足踵部への荷重を測定した。荷重が一定閾値を超えた時刻

を接地とし、連続した2歩間の接地の時間差を歩行周期とした。これを連続的に1msec単位で計測し、歩行周期の系列を得た。

3.2 解析方法

ゆらぎの解析には、CGSA法(Yamamoto and Hughson, 1993)とDFA法(Hausdorff, et al., 1995)を適用した。

CGSA法とは、通常のスペクトル解析により周波数ピークとして測られるような周期的な成分を除去し、フラクタルな成分（非周期的で不規則な成分）を抽出してその特徴を定量化する方法である。本研究で測定した歩行周期のゆらぎは、90%程度がフラクタル成分であり、不規則な非周期成分がほとんどであることがわかった。そこで以後は、スケーリング性の定量的な指標であるスペクトル指数（ β ）のみについて議論することとする。スペクトル指数とは、両対数軸上のパワースペクトルの傾きの逆数のことである。この値は同時に、時系列の時間相関の度合いを定量的に表現する（図2）。

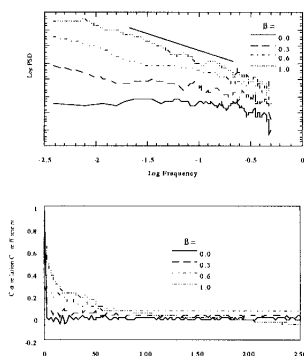


図2

DFA法は、時系列のスケーリング性を分散のスケーリングから算出する古典的な方法(R/S法; Feder, 1988)を、改良した方法であり、時系列の局所トレンドを除去するアルゴリズムを含み、比較的、非線形性に影響されない利点をもつ。この方法を以下に説明する。

まず、データ範囲内での総平均からの偏差の累積を求める。

$$y(k) = \sum_{i=1}^k [I(i) - I_{avg}]$$

ここでは $I(i)$ は i 番目の歩行周期、 I_{avg} は全体の歩行周期の平均である。次に累積の系列を等しい間隔 n に分割する。それぞれの分割された系列について、最小二乗法により直線回帰を行い、これからの偏差の二乗平均を求める。

$$F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N [y(k) - y_n(k)]^2}$$

ここで、 $y_n(k)$ は回帰の予測値である。様々な n に対する $F(n)$ を求め、 $\log F(n) - \log n$ プロットの傾きをスケーリング指数（ α ）として、指標とする。この α は理論上、ホワイトノイズで0.5、ピンクノイズで1.0、ブラウンノイズで1.5となる。

4. 結果と論議

4.1 速度を規定した歩行周期変動のゆらぎ

8名の被検者の1024歩について、測定を行った。その変動は、変動係数にして2%程度足らずであった。Nilssonら(1985)によれば、歩行速度を1.0m/s～3.0m/sの範囲で歩行周期が1200msec～650msecと変化するので、これと比較して通常の歩行中の周期変動は微小といえる。また、Hausdorffら(1995)によれば地上歩行での歩行周期変動は4%程度であり、これと比較しても小さい。

また、前後半各512歩の歩行周期変動は、被検者間平均で前半：平均1171.5msec、標準偏差18.3msec、後半：1171.0msec、標準偏差18.9msecであり、差がない。長時間（20分程度）の歩行のための、変動に対する疲労の影響も少ないと思われる。

図3左に、歩行周期変動と、これを擬似乱数を用いて並べ替えたデータ（サロゲートデータ）の

1例を示す。図3右に両データのCGSA法およびDFA法の解析結果を、全被検者のアンサンブル平均で示す。スペクトル指数 β は 0.73 ± 0.16 、スケーリング指数 α は 0.95 ± 0.12 であった。これに対してサロゲートデータの解析結果 ($n=80$; 8名 $\times$ 10) は、 β が 0.10 ± 0.08 であり、 α が 0.50 ± 0.05 であった。以上より、速度を規定した場合にも歩行周期変動は長期相関を有するフラクタルゆらぎであることが明らかとなった。また両指数はHausdorffら(1995)の結果($\alpha=0.76 \pm 0.11$, $n=10$; $\beta=0.83 \pm 0.23$, $n=8$)とおおよそ一致した。

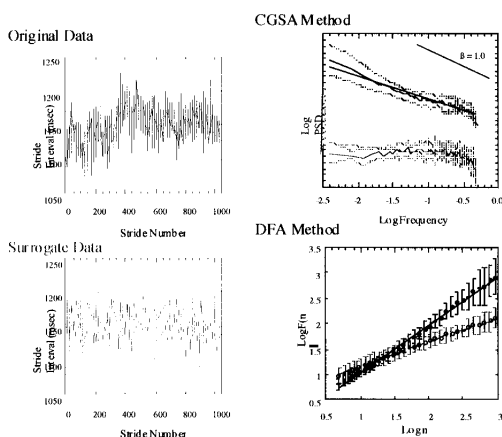


図 3

4.2 筋電図積分値のゆらぎ

被検者5名(男性、平均年齢25.6歳; 範囲22–28歳)について、歩行中の下肢筋群(大腿直筋RF、外側広筋VL、大腿二頭筋BF、前脛骨筋TA、腓腹筋GAS、ヒラメ筋SOL)の表面筋電図(EMG)を導出した。両足踵部に荷重スイッチを貼付し、左ステップ周期(右踵接地から左踵接地までの時間)を計測した。歩行中のEMGはステップ毎に捉える方が合理的であるので、EMGを1000HzでA/D変換し全波整流の後、各ステップ周期に対応する積分値を求めた。ただし、ステップの開始と終了である接地時刻近辺で放電している筋群、すなわち新たに接地する脚のRF、VL、BF、TAについては、放電を分割しないよう積分区間を調節した。これを連続的に500歩について

測定した。

各筋にCGSA法を適用し、 β を求めた。その結果、平均 0.55 ± 0.11 (範囲 0.32~0.70)であった。図4に、 β のサロゲート解析の結果を示した。各10個のサロゲートデータを作成し、その平均値と元データとの差をサロゲートデータセットの標準偏差で除した値が3より大きければ、5%水準で有意に元データがサロゲートデータ(この場合、白色雑音)と異なるといえる。その結果、図に示すとおりおおよその筋において有意にサロゲートデータより β が大きく、筋放電量の系列も相関を有することが明らかとなった。すなわち中枢神経系の指令のレベルでフラクタルゆらぎが生じていることが明らかとなった。

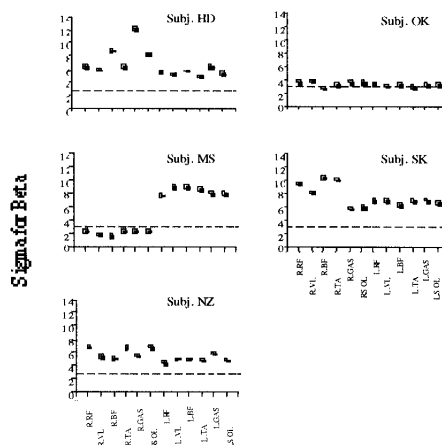


図 4

4.3 リズム歩行のゆらぎ

被検者8名について、メトロノームによるピッチ音に合わせた歩行(リズム歩行)と通常の歩行(通常歩行)のゆらぎを比較した。聴かせたリズムは、通常歩行の平均値と一致するように設定した。

図5左に、両歩行およびサロゲートデータ(リズム歩行を擬似乱数を用いて並べ替えたデータ)の1例を示した。リズム歩行とサロゲートデータの様相には、一見差が見られなかった。5名の被検者についてデータ長1050点でCGSA法および

DFA法の解析を適用し、結果を図5右に全被検者のアンサンブル平均で示した。スペクトル指数 β は通常歩行で 0.64 ± 0.07 、リズム歩行で -0.01 ± 0.23 、サロゲートデータで 0.09 ± 0.07 であった。ただし、図からわかるとおり、リズム歩行のスペクトルは屈曲しており、直線回帰により β を算出するのに適さない。低周波領域で安定に指数を算出できるDFA法ではリズム歩行でも比較的直線性が見られ、スケーリング指数 α は、通常歩行で 1.02 ± 0.15 、リズム歩行で 0.12 ± 0.02 、サロゲートデータで 0.45 ± 0.11 であった。両者よりリズム歩行において長期相関が消失していることは明らかである。しかしながらスケーリングの様相がサロゲートデータとは異なっているように見える。

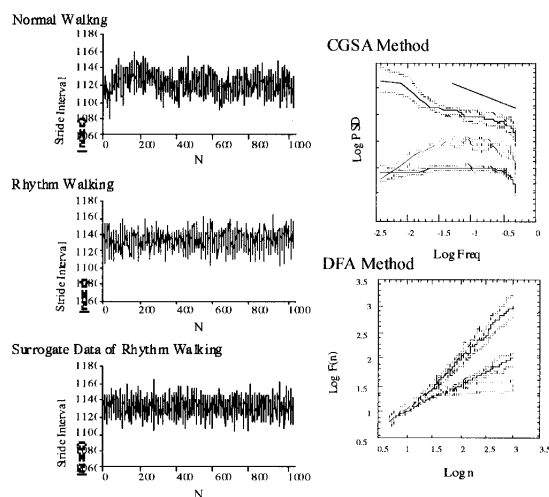


図5

図6にリズム歩行とサロゲートデータの α の、サロゲート解析の結果を示した。この結果からもリズム歩行は白色雑音（サロゲートデータ）とは異なることがわかる。

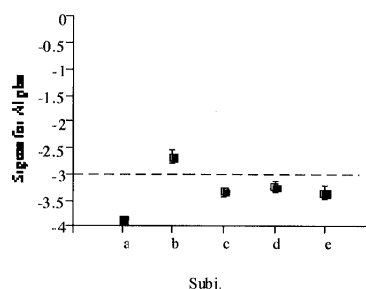


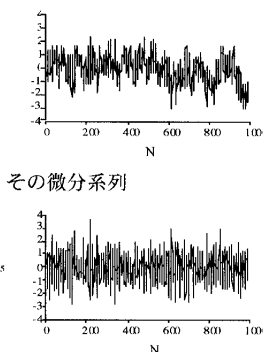
図6

リズム歩行に類似した特性を有するデータは、 $\beta=1.0$ の雑音を微分することで得られる（図7）。これは以下のように解釈することも可能である。本来あるリズム (x_n) が、過去の1歩とメトロノームリズムとの差により修飾されて次の1歩が生み出される、と解釈して、

$$x_{n+1} = x_n + (\text{Pitch} - x_n)$$

が成り立ち、ここで x_n の差分が生じている。

$\beta=1.0$ のゆらぎ



その微分系列

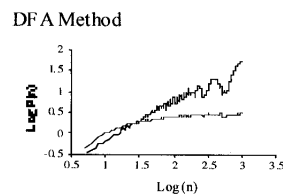


図7

6. まとめ

- ・速度を規定しても長期相関を有する歩行周期変動が観察された。
- ・この変動は中枢神経系からの指令のレベルですでに発生していることが示唆された。
- ・リズム歩行では長期相関は消失した。しかし、リズム歩行の変動も、1歩1歩が無相関な白色雑音ではないことが示された。