



Title	着地面を規定する網目状路面での歩行訓練を通じた歩行運動中の全身の動的安定性の変化
Author(s)	小池, 貴行; 花光, 政和; 山田, 憲政
Citation	北海道大学大学院教育学研究院紀要, 107, 125-138
Issue Date	2009-06-22
DOI	https://doi.org/10.14943/b.edu.107.125
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/38710
Type	departmental bulletin paper
File Information	107_006.pdf



着地面を規定する網目状路面での歩行訓練を通じた歩行運動中の全身の動的安定性の変化

小池 貴行*・花光 政和**・山田 憲政***

The gait training using a gridiron surface that narrows touchdown area at each step changes the dynamic stability of global human body during walking

Takayuki KOIKE Masakazu HANAMITSU and Norimasa YAMADA

【要旨】 神経-筋系機能の低下が原因である高齢者歩行の転倒予防の手段として着地面を規定する網目状路面での歩行訓練法（ふまねっと）が考案されている。本研究の目的は、高齢者歩行時の全身の動的安定性がこのふまねっと運動を通じて変化するかを検証することである。3ヶ月間のふまねっと運動を実施した群17名と対照群の15名の計32名の高齢者に3m往復歩行試技をふまねっと運動実施前、実施途中、終了後の計3回行わせ、その際に重心周りで生ずる3軸（X、Y、Z軸）の加速度を腰部に装着した加速度計を用い測定した。加速度は矢状（X-Z）面、前額（Y-Z）面、水平（X-Y）面の各面上の位相波形へ区分し、各面の定性的評価はフラクタル次元の変化から身体全体の動的な安定性を評価した。ふまねっと運動の効果はX-Y面で見られ、フラクタル次元は運動実施前と実施中より有意に増加した。この結果は、ふまねっと運動が神経-筋系の機能向上により歩行時の動的安定性を増加させることを示唆する。

【キーワード】 高齢者歩行、腰部加速度、フラクタル次元、網目状路面、歩行訓練

緒 言

人は誕生後、生後11から14ヶ月頃に初めて自らの脚のみで歩き始め、運動器の機能充実と共に、身体周辺環境の変化へ対応可能な歩行ができるようになる。その歩行機能の発達は、生後1～2ヶ月に生ずる原始反射の一種である足踏み反射に伴い生ずる自律性の原始歩行（多賀、2003）から始まる。11ヶ月頃には物につかまりながらの歩行、12ヶ月前後に初めて独り歩きが行われ、6歳頃には成人型の歩行が可能となり、20歳頃には歩行能力が最も高くなる（中村ら、2003）。その後は加齢に伴い徐々に衰え、60～70歳にかけて顕著に低下する。

高齢者の歩行能力が低下する原因として、筋力低下、体液の消失に伴う関節周辺の軟部組織（例：半月板、関節包、靱帯）の柔軟性低下、神経伝達速度の低下などの神経系の機能低下などがあげられる（中村ら、2003）。これらの機能低下は、高齢者の歩行運動中における

* 北海道大学大学院教育学研究院人間発達科学分野 専門研究員
（現在、室蘭工業大学 サテライトベンチャービジネスラボラトリー 博士研究員）

** 北海道大学教育学部

*** 北海道大学大学院教育学研究院人間発達科学分野 准教授

姿勢の不安定性を増加させ転倒を誘発する状況が起こりやすくなる。転倒を予防するために高齢者は歩行速度を低下させようとする。しかし、歩行速度を低下させたにも関わらず、高齢者の歩行中の不安定性はそれよりも高い速度での歩行時と変わらないので (e.g., Kang and Dingwell, 2008), それら機能低下は高齢者の転倒事故増加の一因となっており (e.g., Winter et al., 1995), 死亡率を増加させる要因となっている。このような背景から、転倒防止や介護予防を目的に、筋力トレーニングをリハビリテーションプログラムとして導入している高齢者介護施設が多い。

既述の高齢者の神経系の機能低下による歩行能力の低下は、例えば、パーキンソン病による小刻み歩行や、脳梗塞による鶏状歩行、さらに認知症やニューロパチーなど、多くの神経疾患によって異常歩行が生ずることから、中枢神経系は歩行運動制御の重要な器官であると考えられる。この神経系の機能改善を狙い、障害物を越えさせる歩行訓練法が考案されている (Weerdesteyn et al., 2008)。また、北澤らは膝の上げ下げ動作やスクワットなどの一般的筋力トレーニングでは、高齢者にかかる肉体的かつ心理的の負荷が大きいと考え、替わりとなる新たなトレーニングプログラムとして「ふまねっと」を考案し実践している (北澤, 2007; 北澤ら, 2008)。この「ふまねっと」運動は、50 cm四方のマスを横縦それぞれ、3 × 8 の網状に配列するゴム製の運動用具を用いるステップ習得型プログラムである。この名称は「ネットを踏まないように歩く」という運動達成課題から由来するものである。この「ネットを踏まない」という運動中の心理的刺激は明らかにネットを跨ぎ越えるという普段の歩行時とは異なる歩行動作を行なわせる。その運動の特徴を活かすために、北澤らは高齢者の歩行機能に合わせ、様々なステッププログラムを考案している。このようなプログラム数の多さが、多くの高齢者にレクリエーションの1つと考えさせ、それが参加数を3000人以上へと増やす一因となっている。しかし、そのプログラムが実際の転倒防止に貢献するかという臨床的または実践的効果については明確になっていない。

また、その運動課題の遂行では、足部がネットに引っ掛からないよう足を高く挙上する必要がある。それは明らかに高齢者の下肢の運動を変えさせるので、その運動を繰り返し行うことで、通常歩行時の運動学的変化が起こることは予想できる。しかし、転倒予防—すなわちバランスを崩すことなく歩行する—という観点から考えると、着地時に身体へ作用する衝撃力の影響を受ける身体の動的なバランスがふまねっと運動によって向上しているのかを明らかにすることが重要であると考え。そこで本研究では、札幌市内の高齢者介護施設で行われる、着地位置を規定する網目状路面を形成する「ふまねっと」を用いた歩行運動プログラムに参加する高齢者を対象に、運動プログラムによって歩行中の全身の安定性が向上するかを検討することを目的とした。

この研究において検討される高齢者の歩行安定性の評価について、先行研究では映像から得られる運動学データを基に、一步毎の歩幅や一步に要する時間の変動 (Hausdorff et al., 2001; Hausdorff, 2007), さらに隣接する関節間の角度変化の相対的關係 (Kang & Dingwell, 2006, 2008) から行われており、加齢の影響や転倒の危険性を抽出するうえで有用であると報告している。しかし、これらの指標を臨床現場で測定するためには、測定場所の確保や高性能のカメラなどの測定機材や運動学的特徴の抽出に必要なマーカーの装着等が必要であり、即座の高齢者へのフィードバック、そしてマーカー装着最中や装着時の高齢者への心理的負担を考えると、臨床的な研究には不適切である。一方で、身体重心高に相当する腰部周辺へ

3次元加速度計を装着し、歩行や立位姿勢保持時の身体重心の加速度変動を測定する方法も用いられている（Moe-Nilssen, 1998; Sekine et al., 2000, 2002; Lamoth et al., 2009）。この方法では例えば携帯型データロガーを使い、異なる階間へ移動する歩行中や階段昇降時の加速度変化を測定する研究（Sekine et al., 2000, 2002）や立位姿勢保持時の重心の水平面上の姿勢動揺の測定（Lamoth et al., 2009）というように測定場所を限定せずに簡易に測定ができることや、床反力計内蔵型トレッドミルのような高価な機器を使わずに身体全体の安定性に関わる指標が測定できるという利点がある。したがって、本研究においても歩行訓練前、中、後の歩行中の全身安定性の評価は3次元加速度計から得られるデータより行った。

方 法

対 象 者

札幌市内の高齢者介護施設にてデイ・ケアサービス（自宅から定期的に通う）を受ける高齢者が今回の測定に参加した。本研究の目的である、運動プログラムによって歩行中の全身の安定性が向上するかの検証に従い、対象者は8月から11月までの3ヶ月間、週1回の頻度でふまねっと運動を行う群（運動群）とその他の施設内で通常行われるプログラム（映画鑑賞、手芸、音楽演奏など）に参加した群（対照群）へ無造作に振り分けられた（対象者32名；運動群：17名、対照群：15名）。これら対象者の人数は、ふまねっと運動開始前（8月）、実施中（9月）、終了後（11月）に行われた3回の測定に参加した者の人数である。実験実施前に、実験の趣旨、実験の特徴、データの処理、および実験の安全性について文章と口頭で説明し、全員から実験の同意が得られた。本研究の実験方法は、介護施設を運営する北海道循環器病院の承諾を得た。

実験試技

実験では次の3試技を行った。（1）通常の歩行運動：これは椅子座位姿勢から立ち上がり、3m前方へ設置されたコーンへ向かって歩き、コーンの位置で折り返し後、椅子の位置まで戻り、再び椅子座位姿勢をとるもの。この試技はTimed up and goと呼ばれ、歩行時間の变化から歩行機能の評価に用いられている。（2）ふまねっとの外マスで歩行運動：ふまねっとの外周のマスを1歩ずつ着地しながら反時計回りで1周する運動。着地場所がマス内に指定されることを除けば通常歩行と同じ。（3）着地方法を規定したふまねっと内での歩行運動：ふまねっとの中央列を使い1マスへ両足を踏み入れる。マスへの踏み入れ方法は、1個前のマスとは反対の足から着地する（例：1個前：右→左、次のマス：左→右）。試技開始時の1歩目はどちらでも良い。これら3試技を対象者に実施させた。本研究では、1試技目の通常の歩行運動を解析した。

測定項目および方法

緒言で既述したように、身体重心高に相当する腰部付近に装着した3次元加速度計の値から歩行運動中の全身の動的安定性を評価するため、3次元方向へ直交する加速度の測定が可能な加速度計（AS-10TB, Kyowa Inst. Co. Ltd., Tokyo）を用いた。歩行運動中の重心変動に伴う加速度変化がより厳密に測定できるよう、加速度計はショルダーストックに固定した。

その固定に際し，外周を取り外したバックのノートパソコン収納用ポケットにポケット幅と同じ幅のラワン材板（A 4 サイズ相当，厚さ 10 mm）を挿入し，加速度計の固有振動の発生を抑制できるようその板へ 3 本のネジで固定した。被験者へのバックの装着時には，バックと板，および加速度計の固有振動の発生を抑えられ，なおかつ身体重心高の位置に加速度計が限りなく近づけられるよう，両肩と腰のベルト長を調節した。図 1 に示した 3 方向の加速度のうち黒い棒が示す歩行試技区間の動作を解析対象の範囲とした。また，歩行中の両足の着地と

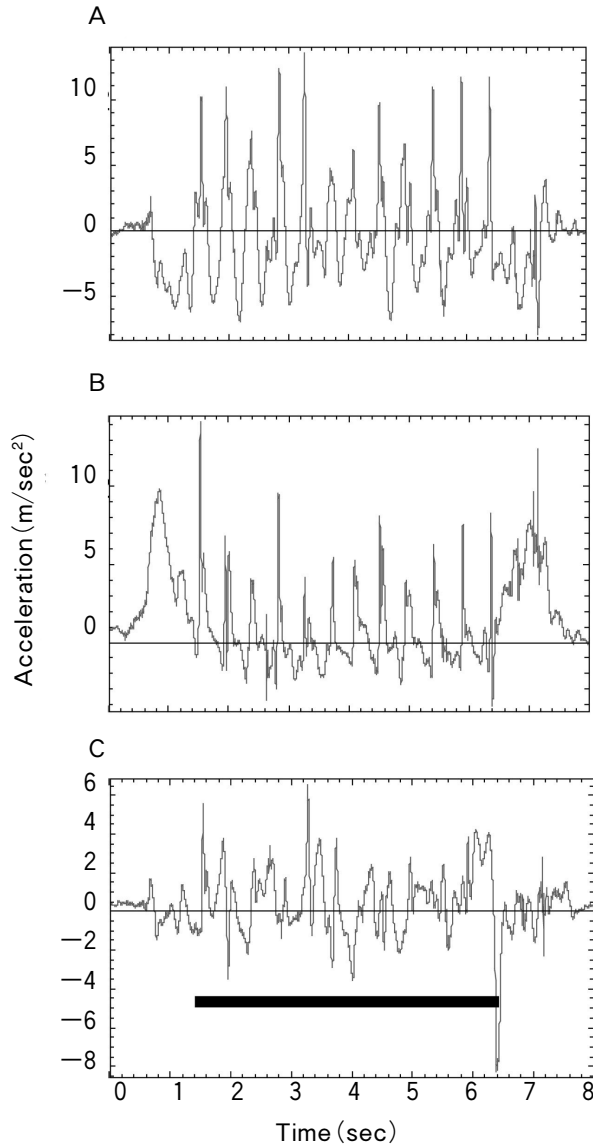


図 1 代表的な被験者のテスト時の加速度変化。
 A は鉛直方向の加速度（上方向为正，下方向が負），
 B は前後方向の加速度（後方を正，前方が負），
 C は左右方向の加速度（右为正，左が負）である。
 図 1 C 内の黒い横棒は，歩行運動中であることを示す。

離地を検出するために、足底部の爪先と踵に圧力センサ (FlexiForces, Nitta, Tokyo) を装着したスポーツサンダルを対象者に装着させた。このサンダルは足部の背部、踵部、踝周りに相当する位置にベルトがあるので、運動靴と同じような足部との厳密な固定が可能であった。この足圧信号は、主に歩行周期の区分で用いられたが、着地と離地の検出が困難となる場合があった。それは若年者とは異なる高齢者特有の足部周辺の動作や筋出力の減少に伴う力伝達減少の影響が考えられる。その際は、着地と離地が明確になった試技の圧力信号と加速度波形のデータの特徴を参考に、着地時の検出ができる計算プログラムを構築し、着地時のみを検出した。このプログラムによる着地時の検出精度は、足圧信号から得られる着地時に対して $97.89 \pm 0.08 \%$ (Mean $\pm$ SD) であった。それら加速度計と足圧センサより得られた信号は、A/D変換器 (PCD-300A: 加速度計, および PCD-320A: 足圧センサ, Kyowa Inst. Co. Ltd., Tokyo) を介して、パーソナルコンピュータに保存された。サンプリング周波数は 1000Hz とした。

加速度のデータを動きから確認する目的で各試技実施中の歩行動作を 3 台のデジタルビデオカメラ (30 fps: Sony Inc.) を用いて撮影した。各試技中の動作の軌跡を得るために左右両側の肩峰、大転子、膝関節、外果、踵、第 2 中足骨頭、第 5 中足骨頭に反射マーカー (直径約 2 cm) を両面テープで貼り付けた。画像内の座標の抽出は Frame Dias II を用いて手動デジタイズで行った。映像座標から実座標への変換は 2 次元 DLT 法を用いて行った。得られた実座標はその後、Butterworth low-pass filter (遮断周波数: 10Hz) を用いて平滑化した。

解析方法

歩行 1 周期分の加速度を抽出後、水平面 (X-Y 方向)、矢状面 (X-Z 方向)、前頭面 (Y-Z 方向) 上で見られた加速度に分けられた。これら 3 面の加速度の変化の特徴を定性的に明らかにするため、フラクタル解析を用いた。

ここでフラクタルとは、もともとはラテン語の「砕けた石」という意味であるが、数学では非整数次元によって表される自己相似性を持った図形や構造を意味する。例えば、木の葉の一部分を拡大していくと葉を縮小したものと同一模様が繰り返し現れるというように、自然界では一見複雑に見える形状を持つ物体を拡大させると、実は同じ形状の物体が繰り返し現れるということがある。つまり、対象物の空間における複雑性の特徴を定性的に説明できる指標がフラクタルなのである。数式で表される代表例がコッホ曲線である。これはまず、ある長さの直線の 1 辺を $1/3$ に分割し、その中心に新たにその分割した長さから成る正三角形の底辺を除く 2 辺を追加すると、4 つの辺が現れ、それら合計の長さは 3 分割した内の 1 辺よりも 4 倍長くなる。これら辺の分割数とその線の合計の長さの関係が次の 1 式で表される。

$$D = \frac{\log_{10}(L)}{\log_{10}(d)} \quad (1)$$

ここで、 L は分割した直線の 1 辺の長さに対し増加した長さの倍数であり、 d は 1 辺を等分割の値である。コッホ曲線では、直線を 3 分割し、正三角形の 2 辺を加えると辺の長さは 4 倍になるのでフラクタル次元は 1.262 となることが知られている。また最初の 3 分割に伴い形成された 4 辺で、さらに 3 分割と正三角形の形成を繰り返すと大小様々な大きさの正三

角形が組み合わされた波形が現れるが、フラクタル次元の値は変化しない。

この方法を用いて得られた複雑な信号の次元から時間的特徴を記述する際には、白色ノイズやブラウンノイズと比較する。信号のフラクタル次元が1未満の場合には、信号が不規則に変動する白色ノイズ（フーリエ変換を用いて時間領域にある信号を周波数領域に変換すると、全ての周波数領域で同じ大きさの周波数スペクトルが見られる信号）へと近づき、次元が1の場合には、周波数スペクトルが周波数の逆数となる $1/f$ ゆらぎと同じであり、1以上の場合には破裂した花粉の微粒子が不規則に運動するブラウン運動により生成されるブラウンノイズ（スペクトル密度が $1/f^2$ に比例し低い周波数ほど周波数スペクトルが高まる）に近づく。このことからフラクタル次元が1未満の場合には不規則な波形であることが判断できる。そのフラクタル次元は前出の式（1）から算出できる。また L と d は次の2式から求められる。

$$L = \sum dist[(x_i, y_i), (x_{i+1}, y_{i+1})] \quad (2)$$

$$d = \max(dist[(x_1, y_1), (x_i, y_i)]) \quad (3)$$

ここで L は i 番目のデータポイントから隣接する2点間の波形長であり、 d は初期値から i 番目のデータポイントまでの最大値である。しかし、この方法であると1次元の関係のみで利用できるのだが、2次元空間の波形変動ではこの方法はあまり使われない。実際、コンピューター上で表現されるデータのフラクタル次元を算出する際、多くの研究でボックスカウント法が用いられる。この方法とは、図2に示すように信号を長さ d の正方形で区切ると、データポイントを含む、または含まない正方形が現れる。その中で、データポイントが含まれる正方形の個数 $N(d)$ を数える。その後、この正方形の辺の長さを複数種類の d を用いて同様の作業を繰り返して個数を数え、それら d と $N(d)$ との両対数グラフ（log-log図）を作成し、両対数関係の回帰直線の傾きを最小二乗法から算出するとその絶対値がフラクタル次元となる。この方法によるフラクタル次元 D_b は次の式から求められる。

$$D_b = \lim_{d \rightarrow 0} \frac{\log_{10} N_b(d_b)}{\log_{10} d_b} \quad (4)$$

ここで d_b はボックス1辺の長さであり、 $N_b(d_b)$ は位相波形が含まれるボックスの個数である。したがって、 D_b の算出では d_b が小さいほど、 $N_b(d_b)$ の数が増えるので、その精度が高くなるのである。この方法は、地図に表記される道路を占める割合や道路の込み入り度から都市のフラクタル次元を判定する場合（和栗ら、2005）や、湖沿岸の形状の複雑性の判定（水上、2003）で用いられ、前者では2 km四方の地図を1辺の長さ d の正方形に分割し、その道路のポイントが入る正方形 $N(d)$ から得られるフラクタル次元を用いることで都市構造の判読性を評価している。生体信号解析では、フラクタル次元が1未満の場合には、身体では神経系などで予測困難な活動が起こり、1以上であると神経系で予測可能な活動が起こるという説明がある（Duarte & Sternad, 2008）。したがって、本研究においても一見複雑に変化するように見える加速度波形の定性的な変化の評価と歩行訓練による高齢者の神経-筋系の変化が推測できると考え、ボックスカウントによるフラクタル次元を算出することとした。図2には加速度波形のフラクタル解析の一例を示す。図2 A-Dに示されるように平面上で見

られる位相波形を様々な長さの正方形へ分割した。一辺の分割は2, 4, 8, 16, 32, 64, 128 とし, データポイントが含まれる正方形数を数えた。その後, 図 2 E に示される, 正方形の1辺の長さと正方形数のlog-log関係を求め, 最小二乗法を用いてフラクタル次元を表す直線の傾きを求めた。

これら解析によって得られたデータは, 1元配置分散分析 (one-way ANOVA) を用い, ふまねっと運動の効果を検定した。有意性が認められた場合には, Post-hoc test を実施し, 3 試技間の有意性を検証した。対象者間の比較では対応の無い t-検定を行った。それぞれの検定では, 有意水準は 5%未満とした。

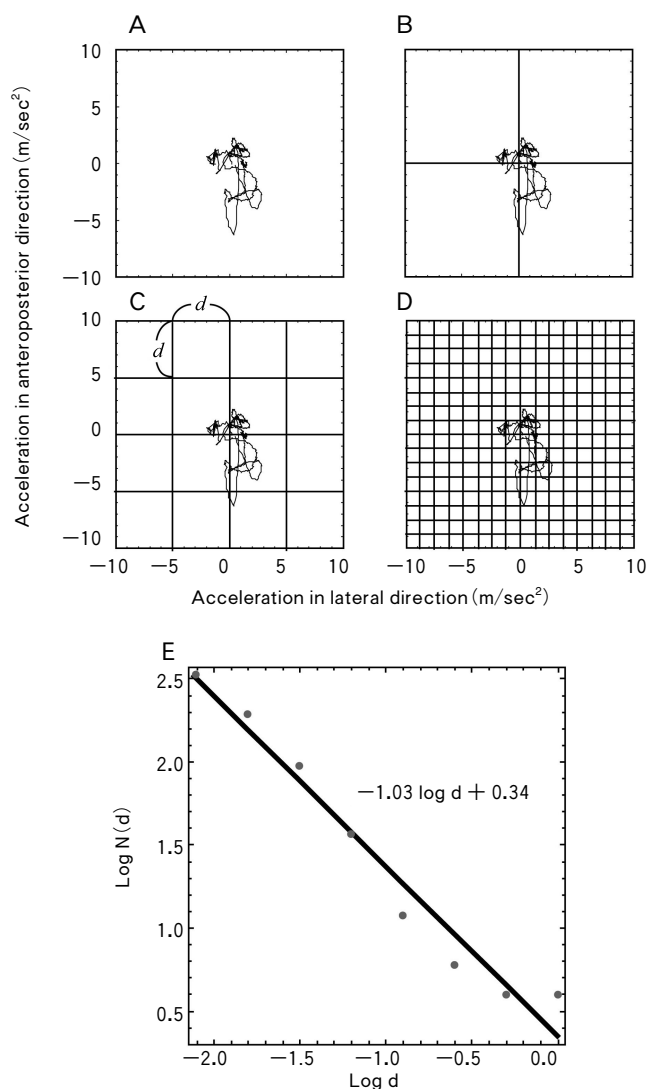


図 2 ボックスカウント法を用いたフラクタル次元の算出。 A) ボックス全体を1つの正方形とした場合。 B) 4分割した時 (1辺長を2分割時), C) 16分割時 (1辺長を4分割時), D) 256分割時 (1辺長を16分割する) E) 1辺長とデータポイントを含む正方形の数の対数関係の図。両者の値から最小二乗法を用いて傾き (フラクタル次元) を算出する。

結 果

図3に代表的な被験者のX-Y方向(図3A, D, G), Y-Z方向(図3B, E, H), X-Z方向(図3C, F, I)の加速度波形の位相図を示す。1段目のA-Cは1試技全体(3m往復歩行)の波形, 2段目のD-Fはその内のある1歩行周期の波形, 3段目のG-Iは別の歩行周期の波形である。X-Y方向の加速度は0付近を中心に後方や側方へ変動した。大半の1歩行周期の波形は図3Dに示したように後方へ変動した。これは踵からの着地に伴う減速が原因で生じたものである。また図3Gのように後方に加え, 側方への変動が大きく見られる歩行周期もあった。図3BのZ-Y方向の加速度では, 上方へ加速度が発生した。この立ち上がりも着地衝撃に因るものである。X-Y方向と同様に1歩行周期毎の波形を確認すると, 図3Eで示されるように着地衝撃の発生時には上方へ加速度が発生したが, その一方で図3Hに示されるように側方向へ大きな加速度が発生する試技もあった。図3CのZ-X方向の加速度では, 着地時に生ずる加速度ピークが上方と後方へ発生した。この加速度については, 図3Fおよび図3I共に上方と後方へのピークが発生し, 他の位相図の様な異なる周期間の差は確認されなかった。

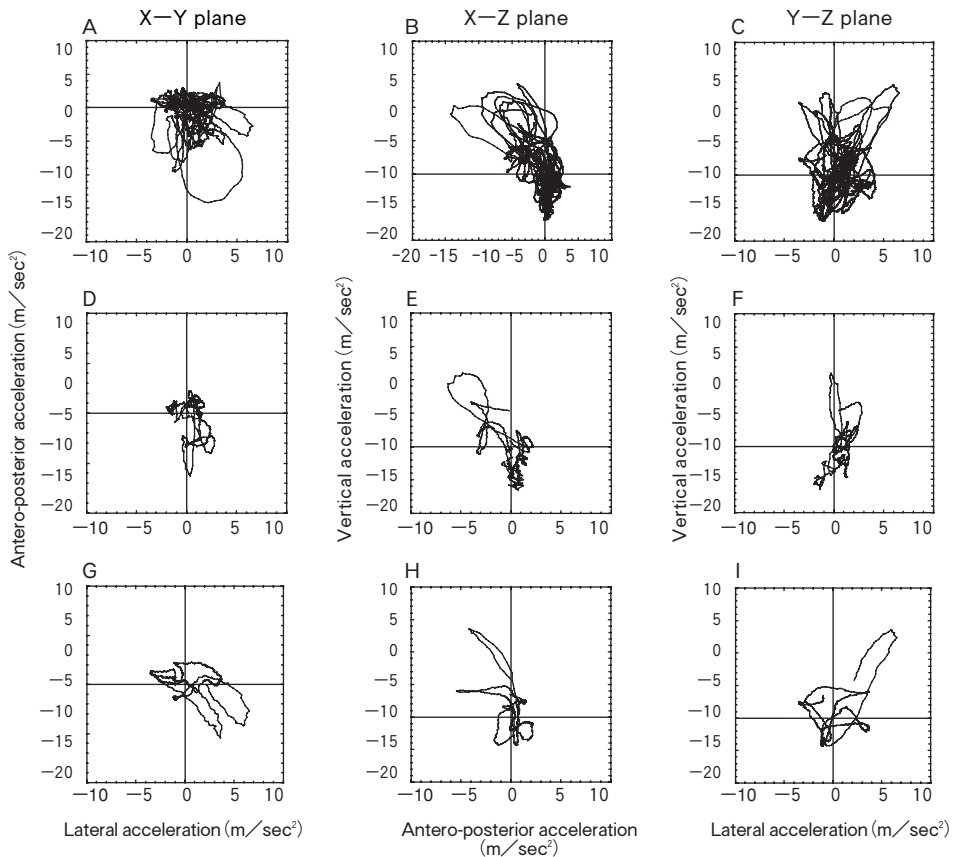


図3 ある被験者の3m往復歩行試技時のX-Y方向とX-Z方向, およびY-Z方向(左から右)の加速度波形(上段:A-C)とそこから抽出した, ある1歩行周期(中段:D-F)と他の1歩行周期(下段:G-I)の波形。

図4はボックスカウント法から得られたフラクタル次元の3ヶ月間のふまねつと運動実施に伴う変化である。AはX-Y方向, BはX-Z方向, CはY-Z方向の結果である。ANOVA分析によるふまねつと運動の効果はX-Y方向のフラクタル次元で見られることを示し, その後に行ったPost-hoc testの結果は, ふまねつと運動実施後の値が実施前, および実施中のそれよりも有意に高かった。一方の対照群では有意な変化が見られなかった。また運動群と対照群の有意差は認められなかった。

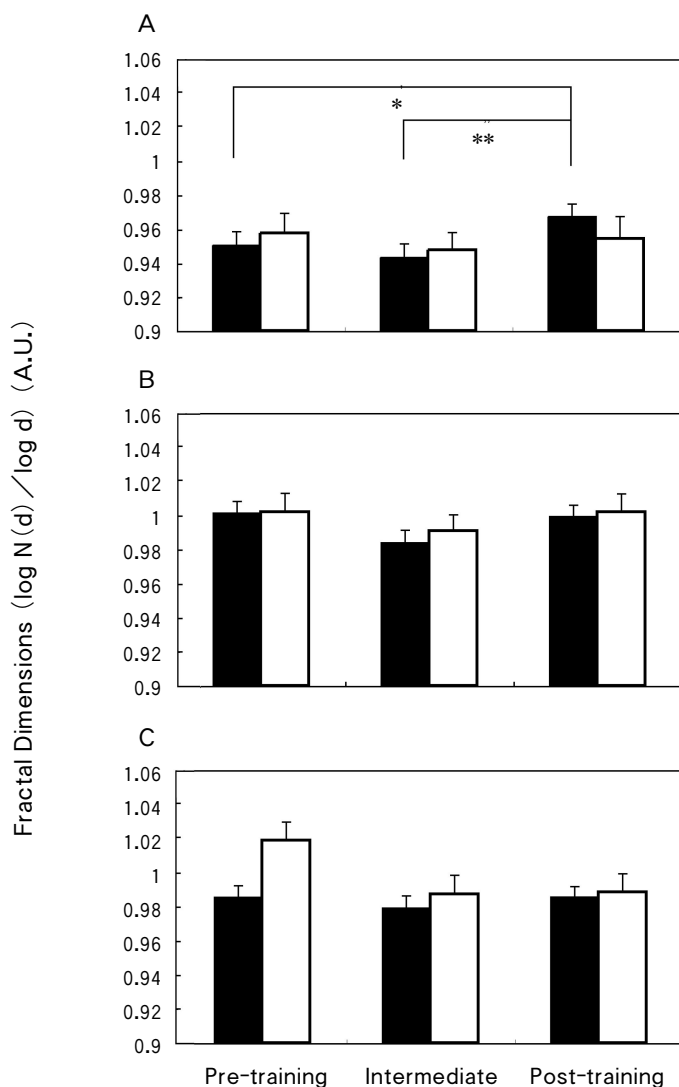


図4 ふまねつと運動の時間経過に伴うフラクタル次元の変化。各グラフ内の黒は運動群, 白は対照群である。またAはXY平面, BはXZ平面, CはYZ平面の値である。1つの*は5%の有意性を示し, 2個の**は1%の有意性を示す。

図5は個々の対象者のXY平面におけるフラクタル次元の変化である。上は運動群，下は対照群である。運動群の変化は大半の被験者で図4と同様の傾向が認められた。一方の対照群では，運動群と同じ傾向を示す者もいたが，全体として一致した傾向が見られず，さらに実施後では値の分散が大きくなるような傾向が確認された。

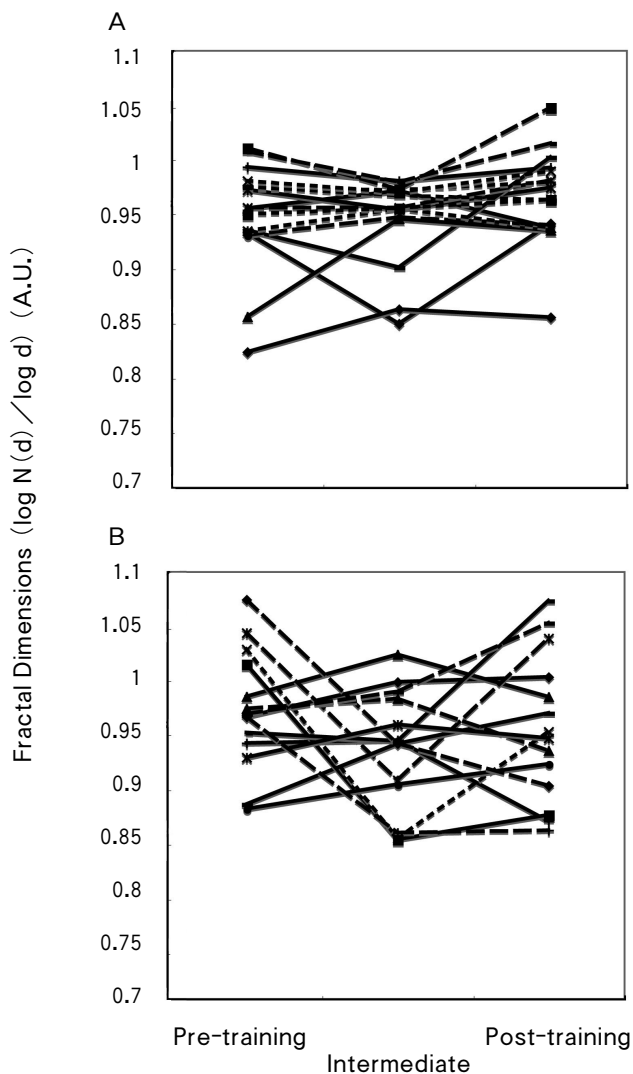


図5 解析対象者の各測定時の水平面のフラクタル次元。
Aは運動群，Bは対照群。

考 察

本研究の目的は、歩行中の着地位置を規定する網目状路面を形成する「ふまねっと」を用いた歩行運動プログラムを3ヶ月間行うことで、高齢者の歩行中の全身の動的安定性が向上するかを検討することであった。この目的のもと、対象となった高齢者に加速度計を取り付けたショルダーバッグを背負わせ、通常歩行中の加速度を測定後、各運動平面の加速度位相波形のフラクタル次元をボックスカウント法で算出することで動的安定性の向上を評価した。その結果、X-Y方向の加速度信号で、3ヶ月間のふまねっと運動実施後のフラクタル次元が、実施前と実施中より有意に高くなることを明らかにした。特に、フラクタル次元が0.95から0.97へと1に近づいたことが確認された。フラクタル次元が1の場合には $1/f$ ゆらぎと同じとなり、神経系では固有のリズムで活動する。これに対し、フラクタル次元が1未満の場合には波形のランダム性は全ての周波数でスペクトル強度が同じであり、信号が不規則に変動する白色ノイズに近似していく。またフラクタル次元が1以上の場合には、スペクトル密度が $1/f^2$ に比例し低い周波数ほどスペクトル強度が高まるブラウン運動またはブラウンノイズへ近づく。前者の1未満の場合、身体では特に神経系において予測不可能な活動が起こることが考えられている。これに対し、1以上の場合、神経系では予測可能な神経活動が生ずることが考えられている。Duarte and Sternad, (2008)は、若年者と高齢者の長時間立位姿勢時の圧力中心変位のフラクタル次元を比較し、高齢者の圧力中心がほとんど一定の場所を中心に位置するのに対し、若年層の圧力中心は時間単位で中心位置が変化しており、その変化が躍度の発生によって起こることを報告している。また、それらのフラクタル解析は、高齢者のフラクタル次元が若年者のそれよりも低く、前後方向と左右方向で1未満であるのに対し、若年層のそれは両方向で1以上であったことを報告している。この圧力中心の群間の特徴は、姿勢を動揺させる外乱への対応能力の差を反映していると考えられる。確かに、姿勢を動揺させる外乱には、身体外部から作用する外乱だけでなく、身体内部の心活動や血流などの内力があり、身体はそれらに対応できる運動機能を持つ(e.g., Masani et al., 1999)。高齢者の場合には、これら外乱への神経-筋系による対応能力が、若年層より低下しているために、一定の位置で保持しようとしているのだと考えられる。我々の結果は、立位姿勢よりも動的な状態に置かれる状況である、着地時に外力が作用する歩行運動時の重心動揺の結果から、高齢者の重心動揺が外力によって動揺されやすいこと、さらにその外力への対応能力がふまねっと運動によって高まることを示唆する。しかし、Duarte and Sternad, (2008)の研究は立位姿勢に関する研究であるので、それを歩行運動に適用すべきなのかという問題が出てくる。

これに対し、阿部ら(2006)は水平面上の地面反力から得られる加速度に関して、立位姿勢保持時の変動が歩行時の変動に関連すると報告している。彼らは、この面上の歩行1周期毎の加速度変化と立位姿勢保持時の加速度変化の変動の評価を根二乗平均で行っており、両者の波形の揺らぎの関係を比較している。この研究から、歩行中のフラクタル次元への研究に姿勢のフラクタル次元の研究が適用できると考える。

また阿部らは、小脳が持つ誤差修正機能が高齢者の歩行や立位を司る神経機構が相互に関わるという報告(Morton and Bastian, 2003)を土台に、歩行と立位姿勢の姿勢制御に共通した神経系の関与の可能性を示唆している。この動的な安定性の保持への小脳による誤差

修正能力の関与の可能性は、ふまねっと運動による動的安定性の向上の原因を説明すると考えられる。それは、この運動で必ず行う運動課題であるネットを跨ごうとする動作が瞬間的に片脚で立つ局面を生みだし、それが重心の前後左右方向への不規則な動揺を誘発する状況を作りだすために、動揺を減少できるような神経-筋系の機能が高められている可能性である。確かに、片足立脚局面では、体重を支える足底部の基底面の面積が減少するため、身体全体の安定性は低下する。さらに、運動中の次の一步の踏み出しが前方や左右の他に斜前方へ行われるのがふまねっと運動の特徴であるので、バランス保持に関わる前庭系の働きがより一層重要となる。このような片足立脚局面が左右交互に繰り返し生ずる運動を長期間行うことで、前庭系の姿勢均衡の変動を感知する能力が高まり、保持能力が向上したと予想される。

一方の着地衝撃が波形に現れるX-Z方向とY-Z方向では、ふまねっと開始から終了時までのフラクタル次元は1以上であったのだが、ふまねっと運動の効果が認められなかった。このような急激な力発揮が現れる面でのフラクタル次元の高さに関して、Duarte and Sternad, (2008) は若年者の圧力中心で確認された力(加速度)の時間微分である躍度に伴う位置変化が見られたことで、フラクタル次元が1以上となったこと、若年者の身体が高齢者のそれよりも外乱への対応能力の高いシステムをもつと考察している。我々の結果で明らかにされた、鉛直方向を含めた加速度計運動面の位相図の特徴として、まず、図1に示したようにZ方向で踵着地によって生ずる着地衝撃に伴う急激に立ち上がる大きな加速度ピークが発生しており、このピークの発生は1歩行周期の中で2度生ずる。これは一定の間隔で規則的にピークが発生することである。また全ての対象者に共通して現れているこの規則性のあるピークの発生が位相図に現れているので、フラクタル次元が $1/f$ ノイズまたはブラウンノイズに近づいた原因であると考えられる。

ふまねっと運動の効果が認められたX-Y方向のフラクタル次元の個人内の変化や個人間の変動については、図5に示したように、各測定に参加した者の測定実施に伴う次元は、運動群はともに同様の次元となることが確認されたが、対照群は値の個人間の差や個人内の測定局面間の変動が大きかった。この運動群と対照群の群間の差は、週1回ふまねっと運動を行ったか否かの差であると考えられる。実際、運動群はふまねっと運動を行わない日は対照群と同じく自宅で日常生活を送ったか、介護施設が考案した介護予防プログラムを受けていた。また、運動群は、運動実施日には率先してふまねっとに取り組むことが多かった(北澤一利氏談)。それに対し、対照群が行う介護予防プログラムへの参加については個人の意志または自主性に任せたため、参加せずにただ椅子に着座して休むだけの場合も多かった。この対照群の中には、積極的に筋力トレーニングやプールトレーニングなどのリハビリテーションプログラムを受ける者もいたが、大半は椅子座位姿勢で、他のプログラムを受ける者や施設職員との談話などをしている者もいた。このような高齢者の身体活動が少ない状態であったにも関わらず、僅か週1日のみのふまねっと運動の実施がフラクタル次元から観察される歩行の動的安定性を向上させたことは大変興味深いことである。しかしその一方で、このような効果が得られたことを説明できる背後のメカニズムはわかっていないのが現状である。今後はこのことについて明らかにする必要があるだろう。

要約すると本研究では、着地面を規定する網目状路面を形成する「ふまねっと」を利用した歩行運動プログラムを通して、高齢者の歩行中の全身バランスを評価する重心の動的安定性が向上するかを検討するために、3ヶ月の間、週1回のふまねっと運動を行った高齢者の

腰部に装着して3 m往復歩行試技実施中に得られた3直交方向の加速度から形成した3平面の加速度位相波形のフラクタル次元を求め、そのプログラム開始前後および期間中のフラクタル次元を比較した。有意な増加が認められたのはX-Y方向（水平面に相当）の加速度の位相のみであり、運動実施後の値が実施中および実施前よりも有意に大きかった。これらの結果は、長期に渡りふまねっと運動を繰り返すことが身体全体の動的安定性を向上させる上で有効な方法となる可能性を示唆する。

謝 辞

本研究はNPO法人地域健康作り支援会ワンツースリー、北海道教育大学釧路校、北星学園大学、医療法人北海道循環器病院との共同研究である。また本研究は2007・2008年度日本学術振興会科学研究費補助金（C2：19530505）の助成により行われた。本実験では、介護老人保健施設サンビオーズ新琴似で介護に携わる多くのスタッフの方々のご理解とご協力によって円滑に測定を実施することができた。ここに感謝の意を表する。

参考文献

- 阿部 匡樹, 中澤 公孝, 政二 慶, 赤居 正美, (2006), 歩行時および静止立位時における身体重心加速度動揺特性: 加齢による影響, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, 27, 347-352.
- Duarte M, Sternad D (2008) Complexity of human postural control in young and older adults during prolonged standing. *Experimental Brain Research*, 191, 265-276.
- Hausdorff JM, Ashkenazy Y, Peng CK, Ivanov PC, Stanley HE, Goldberger AL (2001) When human walking becomes random walking: fractal analysis and modeling of gait rhythm fluctuations. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, 302, 138-147.
- Hausdorff JM (2007) Gait dynamics, fractals and falls: finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. *Human Movement Science*, 26, 555-589.
- Kang HG, Dingwell JB (2006) A direct comparison of local dynamic stability during unperturbed standing and walking. *Experimental Brain Research*, 172, 35-48.
- Kang HG, Dingwell JB (2008) Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults. *Journal of Biomechanics*, 41, 2899-2905.
- 北澤 一利 (2007) 介護予防運動の「量」から「質」への転換 ～「ふまねっと運動」の理論と指導法～, デイケア実践研究, 11(2), 39-48.
- 北澤 一利, 尚和 里子, 鍵市 篤史, 松崎 瑞穂, 大島 寿美子 (2008) 歩行機能改善と転倒予防に「ふまねっと運動」をおすすめします, 精神看護, 11, 68-77.
- Lamoth CJ, van Lummel RC, Beek PJ (2009) Athletic skill level is reflected in body sway: A test case for accelerometry in combination with stochastic dynamics. *Gait & Posture*, 29, 546-551.
- 水上 善博 (2003) ボックスカウント法による琵琶湖のフラクタル次元, 滋賀大学教育学部紀要 自然科学, 53, pp. 35-38.

Moe-Nilssen R (1998) A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 2 : Gait analysis. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon), 13, 328-335.

Morton SM, Bastian AJ (2003) Relative contributions of balance and voluntary leg-coordination deficits to cerebellar gait ataxia. *Journal of Neurophysiology*, 89, 1844-1856.

中村 隆一, 斉藤 宏, 長崎 浩, (2003) 基礎運動学, 第6版, 東京: 医歯薬出版株式会社.

Sekine M, Tamura T, Akay M, Fujimoto T, Togawa T, Fukui Y (2002) Discrimination of walking patterns using wavelet-based fractal analysis. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 10, 188-196.

Sekine M, Tamura T, Akay M, Togawa T, Fukui Y (2000) Analysis of acceleration signals using wavelet transform. *Methods of Information in Medicine*, 39, 183-185.

多賀厳太郎 (2002) 脳と身体の動的デザイン 運動・知覚の非線形力学と発達, シリーズ・身体とシステム, pp240, 東京: 金子書房.

和栗 健, 前田 義信, 牧野 秀夫 (2005) 道路網のフラクタル次元に関する基礎研究, 平成17年度電子情報通信学会信越支部大会講演論文集, 7D-3, pp. 271-272.

Weerdesteyn V, Nienhuis B, Duysens J (2008) Exercise training can improve spatial characteristics of time-critical obstacle avoidance in elderly people. *Human Movement Science*, 27, 738-748.

Winter DA, (1995) Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3, 193-214.