

《総説》

静止立位中の身体動揺データから時間的・空間的パターンを抽出する

野崎 大地*

Extracting a Spatio-temporal Pattern from Postural Sway during Quiet Standing

Daichi NOZAKI*

Abstract: This article provides a brief review of novel methods to evaluate postural stability in humans. Especially, I focus on the extent to which these methods can extract richer information concerning postural stability from data obtained by measuring postural sway during quiet standing (e.g., the center of pressure trajectory) than through conventional methods, which only quantify the magnitude of postural sway. Two methods are introduced. The first is a method to quantify the time-dependent pattern of postural sway using the concept of “fractal”. That the pattern extracted from the data during quiet standing is deeply associated with both the postural response to a perturbation and with the control of center of body mass during locomotion is also shown. The second is a method to quantify the spatial pattern of postural sway. I demonstrate that there is a reciprocal relationship between the angular accelerations of the ankle and hip joints in healthy young subjects and that it collapsed in elderly persons as well as when cutaneous sensation of the foot sole is reduced.

Key words: 足圧中心動揺 (center of pressure), 重心動揺検査 (posturography), 転倒 (fall)

はじめに

転倒に起因する骨折、寝たきり化を予防するためには多様な手段が考えられる。例えば、転倒しても骨折しないように丈夫な骨を作る^{14,23)}、特に予後に重篤な影響を及ぼす大腿頸部骨折を予防するプロテクターの開発¹¹⁾、骨折した後の効果的なリハビリテーション技術²⁴⁾などである。しかし、これらと同程度に重要視されてよいのは、如何に転倒を防ぐべきか、ということであろう。この点

に関しては、すでに様々な運動の効果が指摘されてきた^{9,16)}。しかし、その効果をどのように科学的に評価すべきかなのかは常に問題となる点である。高齢者は転倒しやすいのは事実であるが、年に1回転倒経験する人が65歳以上で3人に1人程度²⁵⁾と、そう頻繁に起こるものではない。加えて、偶発的な因子、環境や活動度の影響も少なくない。稀にしか生じない事象の関連因子を特定したり、ある介入の効果の有無を判定するのは非常に困難で極めて大規模な調査が必要となる。

転倒の危険率を反映するような評価値があれば

2005年1月11日受稿

* 国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所運動機能系障害研究部/〒359-8555 埼玉県所沢市並木4-1
Department of Rehabilitation for Movement Functions, Research Institute of National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities

事態はずっと改善する。連続的な値を取る評価値であれば、この値をもとに、危険因子の特定、介入の効果の有無の判定が、少ない母集団を対象とした調査によって明らかにできるからである。ただし、事情はそれほど簡単ではない。転倒の危険率を正確に反映するような評価値は、転倒との関連を調べた大規模な調査によってのみ得られるだろうからである。経験的に得られる評価値は大規模調査の結果を基盤とせざるを得ない。

1つの妥協点は、直立姿勢維持の本質に関わるような評価値を構成してやることだろう。誰もが納得するような科学的な基盤を持った評価法を確立することは、危険因子の特定、介入効果の有無の判定において重要であるというだけでなく、大規模調査によって、ある評価値を確立したい場合でも、見込みのある評価法を試す方がずっと効率的であろう。「誰もが納得する」という観点からすれば、直立姿勢維持時の身体動揺の大きさが直立姿勢維持能を反映すると仮定することは極めて直感的であるが、実際、これまでの評価方法では、重心動揺、足圧中心動揺の大きさを定量化する試みが行われてきた。しかし、一方で、こうした方法の有効性がコンセンサスを得ているとはいえないことも事実である。本稿では、直立姿勢時の身体動揺データを用いて、現在、どのような評価が可能となっているのか、それが従来の方法のどのような欠点を乗り越えようとしているのかを、筆者の研究結果を交えながら紹介することにしたい。

重心動揺を用いた評価

我々が静止立位を維持しているときにも身体は微小に動揺している。この身体動揺の計測には重心動揺計が用いられる。重心動揺計は、足底部に加わる力を数カ所で測定し、その作用点（足圧中心）を算出するものである。足圧中心は大まかには身体重心位置（被制御量）を床面に投影した位置と等しくなるが、厳密に言えば、このような解釈は誤りで、足関節部で算出された関節トルク（制御変数）に比例する量と見なすべきである。

それはともかく、この動揺量は姿勢維持能力が低いほど大きくなる、というのが素直な考え方であろう。動揺の大きさの評価には、様々な量が提案されている。ここではすべてを紹介することはしないが（たとえば政二ら¹⁸⁾を参照のこと）、前後（左右）方向の動揺の標準偏差値、足圧中心軌跡で覆われる面積、位置を時間微分した量（速度）の標準偏差値などが用いられる。加齢に伴う動揺量の変化については必ずしも一貫した見解が得られているわけではないが、先行研究^{18,21,22)}によると、試行毎のばらつきが小さく短時間の測定で一貫した値が得られ、かつ加齢との関連が最も高いのは足圧中心動揺速度の標準偏差値だと考えられている。足圧中心動揺は非定常性が強く、そこから直接算出した標準偏差値、面積などの値は計測時間に依存するとともに、安定した値を得るには多くの試行数を要する。

1. 動揺の時間的パターンの抽出

しかし、身体の大きさの影響をどのように取り扱えばよいだろうか？ 身長が高く、床面からの身体重心位置が高い人の場合、身体動揺量は大きくなるはずである。身体の大きさの影響を排するような標準化の手続きをどうすべきかは、これまで、あまり考慮されてこなかった。しかし、特に、戦後、急激に栄養事情が改善されてきた我が国では、高齢者の低身長が顕著であり、その影響を無視することは難しいだろう。とはいえ身体の大きさの他の要因はどうなるのだろうか？ 例えば、支持面である足部が大きな人は同じ動揺量に対しても安定度が高いはずだ。体型は？腰の曲がり具合は？などと考えていくと、どこまで身体の大きさの影響を排除すべきかという問題には結局きりがなくなることがわかる。

この問題を回避する可能性を与えてくれるのがCollinsらの研究である⁹⁾。彼らは、足圧中心動揺の軌跡を一種のブラウン運動と見なし、その動揺の大きさだけでなく、動揺の時間変化パターンの特徴に着目した。足圧中心位置（前後もしくは左右）を $x(t)$ とおくと、もしこの軌跡が通常のブラウン運動であれば、ある時刻 t での位置

$x(t)$ から Δt だけ経ったときの位置 $x(t+\Delta t)$ までの変位は完全にランダムに生じ、その結果、よく知られているように、 $x(t+\Delta t)-x(t)$ の分散値は Δt に比例するという性質が出てくる。すなわち、 $\langle [x(t+\Delta t)-x(t)]^2 \rangle = 2D\Delta t$ ($\langle \rangle$ は複数の試行のアンサンブル平均) である (実際には、多くの試行を行うことは現実的でないので、時系列の性質がどの時刻についてみても一様であると仮定し、アンサンブル平均のかわりに時間平均を取る)。ここで D は拡散係数である。Collins と De Luca は足圧中心軌跡を、拡張したブラウン運動 (フラクショナルブラウン運動) としてみなし、そのパターンを抽出しようとした。フラクショナルブラウン運動は時間 Δt の間に生ずる変位の分散値の関係が $\langle [x(t+\Delta t)-x(t)]^2 \rangle = 2D\Delta t^{2H}$ に従うような過程である⁷⁾。ここで H はハースト指数と呼ばれ、動揺の性質を特徴づけるパラメータであり、0 から 1 までの値を取る。図 1 に、 $H=0.25, 0.5, 0.75$ の場合の時系列を示す。どの時系列も同じ標準偏差をもつが、そのパターンはかなり異なる。この違いを H によって評価してやろう、というわけである。

加えて、フラクショナルブラウン運動には面白

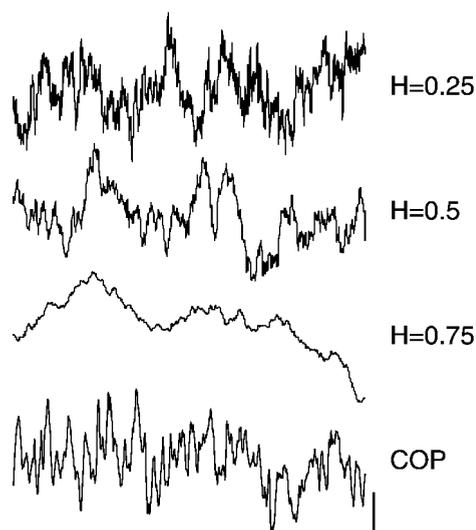


図 1 異なるハースト指数 (H) を持ったフラクショナルブラウン運動と実際の前方向の足圧中心動揺 (COP: 最下段)

COP 軌跡横の縦線は 1 cm に相当する。

い性質がある。便宜上、時系列の一点を $t=0$, $x(0)=0$ とおき、時刻 $t=-\Delta t$ から $t=0$ までの増分 $x(0)-x(-\Delta t)=-x(-\Delta t)$ と $t=0$ から $t=\Delta t$ までの増分 $x(\Delta t)$ の相関 (共分散) $C(\Delta t) = \langle -x(-\Delta t)x(\Delta t) \rangle$ を取ると、

$$C(\Delta t) \propto 2^{2H-1} - 1 \quad (1)$$

となる。 $H=0.5$ の場合は通常のブラウン運動に相当し、変位は各時刻で独立に起こるので、増分相関は 0 である。ところが、 $H>0.5$ であれば $C(\Delta t)>0$, $H<0.5$ であれば $C(\Delta t)<0$ が成り立つことがわかる。すなわち、 $H<0.5$ の場合、時刻 Δt 前から現在 ($t=0$) までに $x(t)$ の値が増加 (減少) していれば、時刻 Δt 後には統計的には減少 (増加) する、といえる。フラクショナルブラウン運動のこの性質を反持続性 (anti-persistence) と呼ぶ。一方、 $H>0.5$ の場合の、増加 (減少) はさらなる増加 (減少) の傾向を促す性質を持続性 (persistence) と呼ぶ。特に反持続性は生体のフィードバック調節系を彷彿させるような性質であることに注目していただきたい。Collins と De Luca⁹⁾ は、例えば前後方向の足圧中心 (Center of Pressure: COP) 動揺の時系列は、1 秒以下の短い時間スケールで $H \approx 0.7$, 1 秒以上の長い時間スケールで $H \approx 0.3$ 程度のハースト指数を持つことを報告し、それぞれ直立姿勢制御系のオープンループ、クローズドループ的な機能を反映したものと結論した。さらに、高齢者においてはハースト指数の値が、若年健康者と比較して、短い時間スケールでは大きく、長い時間スケールでは小さくなっていることから、この解析を用いて直立姿勢の安定性を評価できる可能性を指摘している⁶⁾。

2. 静止立位時の動揺と動的な姿勢維持

転倒とはいわば姿勢制御システムの破綻である。従って、静止立位中の身体動揺のような平衡点まわりの微小動揺の性質がどの程度システムの極端な場合の振り舞いを反映するものなのかについては疑問が残る。大きな外乱を身体に加えたときの応答を直接計測することができればいいが、

高齢者を対象として行うには危険が伴い、また外乱に対する順応の影響もある。Chow と Collins⁴⁾ は、静止立位時の動揺の性質を分析することによって、外乱を加えたときの応答を推定できるという重要な予測をした。具体的には、静止立位中の足圧中心動揺データの自己相関関数を計算し、時間で微分すればよい。この予測は、その後、Lauk ら¹⁵⁾ によって実証された。

阿部ら¹⁾は、静止立位時と歩行時の身体重心加速度を計測し、その時系列からハースト指数を計算してみたところ、その値が静止立位時と歩行時で高い相関を持つことを報告している。また、彼らは、まだ予備実験の段階ではあるが、Lauk らの報告¹⁵⁾ 同様に、静止立位時の身体重心加速度の絶対値の時系列から推定したインパルス応答が実際に身体に外乱を加えたときの応答に近くなることを見出している。歩行時の外乱に対する応答が歩行時の身体重心加速度の動揺から推定可能かどうかについては今後検討しなければならないが、静止立位時の身体動揺の時間的特性が、静止立位のみならず歩行時に加わった外乱に対する応答を推定するのに使えるということになると、こうした時系列解析の方法が持つ重要性はさらに高

まることになるだろう。

セグメント間の協調運動

1. 足関節以外の寄与

これまで重心位置、足圧中心位置など単一の変数から、特にその時間的パターンに着目して、直立姿勢維持能の評価値を抽出する新しい方法について紹介してきた。こうした単一の変数は姿勢制御系のマクロな性質を反映していると考えられるが、もう少し詳しく観察できれば、こうした変数に反映されない付加的な性質を抽出することも可能になるだろう。従来、直立姿勢は足関節まわりに回転する倒立単振子で近似されることが多い。特に静止立位時には股関節や脊柱の動きは比較的小さく、この近似が妥当だと見なされている。実際、Horak と Nashner は直立姿勢維持時に床面に様々な外乱を加えたとき、外乱がそれほど大きくないときには、外乱に対する補償的な応答は主に足関節まわりに行われる (ankle strategy) が、外乱が大きくなって足関節まわりの補償動作が十分でないときに初めて股関節による補償動作 (hip strategy) が参画してくるとしている¹⁰⁾。し

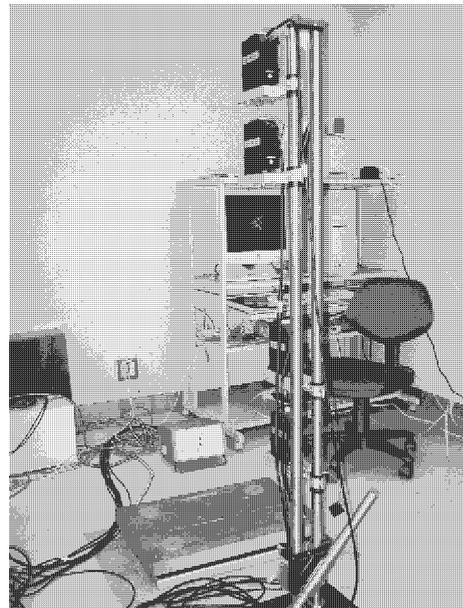
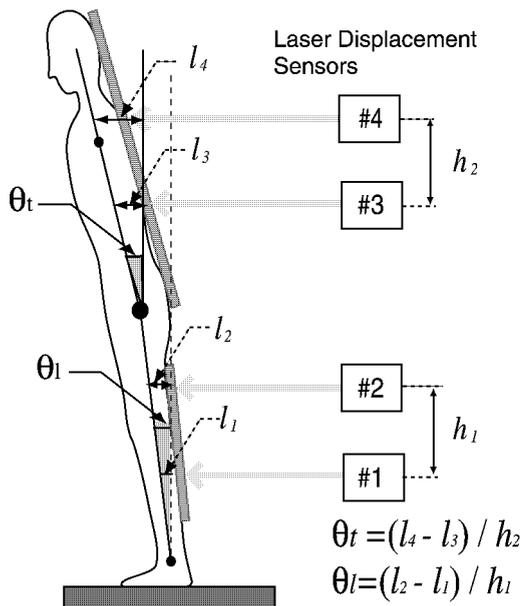


図2 レーザー変位計を応用した静止立位時の身体微小動揺計測システム

かし、身体を副木のような物で固定し一つのセグメントにしてしまうと重心動揺が増加するという結果⁸⁾を考慮すると、股関節や脊柱の動きは確かに直立姿勢の安定化に寄与しているはずである。本節では、こうしたいわば身体動揺の空間的パターンに着目した評価が可能かどうか考えてみたい。

2. レーザー変位計を用いた計測システム

我々はレーザー変位計 (Keyence: 分解能 10 μm) を応用し、静止立位中の微小な身体動揺を直接計測するシステムを構築した^{3,12,13)}。まず、どのように足関節まわりの動きと股関節まわりの動きが相互作用しているかを調べるために、体幹部から頭部までと膝関節のそれぞれを板で固定し、身体動揺が足関節と股関節でのみ生じるようにした (図 2)。測定の結果、股関節回りの動揺量は、予想を裏切り足関節の動揺量よりも大きいことが明らかになった³⁾ (標準偏差値で足関節角度は 0.2 度、股関節は 0.3 度程度)。もし、外乱を加えたときに観察されるような股関節による補償動作¹⁰⁾が、静止立位時にも機能していれば、両関節角度変位の間には負の相関が観察されるはずである。実際には、両者の間にこのような相反的な関係は観察されず、互いに独立にランダム動揺しているように見える (図 3)。しかし、両関節角度変位を時間について二階微分し、関節角加速度を求めてやると両者の間に相反的な関係があ

ることがわかった (図 3)。両者のプロットの傾きを主成分分析を求めてやるとおおよそ -3 程度であり、これは身体重心加速度が 0 に維持されている状況での、両関節角加速度間の関係の理論値にほぼ等しいことがわかった³⁾。

すなわち、若年健常者が静止立位を保つ場合、足関節と股関節の角加速度は互いに相殺するように動き、結果として身体重心加速度が小さく維持されていることがわかる。こうした両者の関係を直立姿勢維持能力の評価に使えないだろうかというのが我々の目論見なのである。磁気センサを用いて静止立位時の頭部と腰部の動揺を測定し、高齢者では両者の関係がよりコヒーレントになる (一致して動く) という Accornero ら²⁾の研究を考慮すると、脚部と体幹部の間の動揺の相互関係に何らかの加齢変化が生じていることが予想されたからである。

このような相反的な関係の乱れを以下のように定量化する。前後方向の重心位置 X (足関節に対する位置) は、鉛直線に対する脚セグメントの角度 θ_l 、体幹セグメントの角度 θ_t の線形和として表すことができる (ただし、 $\sin \theta \approx \theta$ の近似を用いている)。時間について二階微分を計算すると、

$$\dot{X} = k_l \ddot{\theta}_l + k_t \ddot{\theta}_t \quad (2)$$

ここで k_l, k_t は各セグメントの質量や重心位置などによって決まる定数である。もし、 $\ddot{\theta}_l$ と $\ddot{\theta}_t$ が

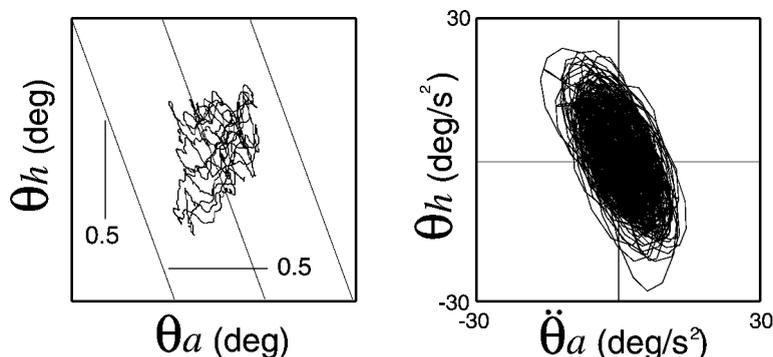


図 3 左：足関節角度変位 (θ_a) と股関節角度変位 (θ_h) との関係。右：足関節・股関節角加速度の関係

独立に動くとは仮定（すなわち、互いに相殺するような性質をもたなければ）したときの \ddot{X} 時系列の標準偏差値 $SD_{id}(\ddot{X})$ は、式(2)より、 θ_t と θ_e の共分散を 0 と置くことにより、

$$SD_{id}(\ddot{X}) = \sqrt{k_t^2 \text{Var}(\ddot{\theta}_t) + k_e^2 \text{Var}(\ddot{\theta}_e)} \quad (3)$$

と求められる。ここで $\text{Var}(x)$ は x の分散を表す。 \ddot{X} の実際の標準偏差 $SD(\ddot{X})$ と式(3)の比を取ることで、 θ_t と θ_e の間の相反的な関係によって重心加速度がどの程度緩衝されたかを評価することができる。この値を CI (Compensation Index) として以下のように定義する。

$$CI = \frac{SD(\ddot{X})}{SD_{id}(\ddot{X})} = \frac{SD(\ddot{X})}{\sqrt{k_t^2 \text{Var}(\ddot{\theta}_t) + k_e^2 \text{Var}(\ddot{\theta}_e)}} \quad (4)$$

ニュートンの運動方程式に従えば、身体重心加速度は身体に加わる外力に比例する。したがって、身体重心加速度が低いレベルに維持されるためには、外力の大きさも同様に小さく保たれる必要がある。足底部は立位中に外力が作用する唯一の部位であるため、この部位で得られる外力の感覚情報が足・股関節角加速度間の相反的な関係の成立に重要な役割をはたしている可能性がある。若年健常者の足底部を冷却し、皮膚感覚を低下させた状態で直立姿勢を維持してもらおうと、脚、体幹の角加速度間の相反的な関係が乱れることがわかった¹³⁾。視覚の遮断によっても有意な増加は生じ

たので、足底部皮膚感覚のみが脚・体幹部間の角加速度間の緩衝に重要な役割をはたしているというわけではない。しかし、CI は、脚部、体幹部の角加速度の標準偏差値よりも、足底部冷却、視覚遮断による変化をより感度よく捉えられたことから、直立姿勢維持能の評価値として適している可能性がある。加えて、CI は無次元数であり、身長や体重などに陽に依存しないという有利な特徴を併せ持っている。

実際、高齢者 36 名を対象に同様な測定を行って CI を求めてみたところ、若年健常者 18 名で得られた値よりも有意に大きかった¹²⁾ (図 4)。もちろん、高齢者では脚部の角加速度や重心加速度の標準偏差値自体も有意に大きかったが、各セグメントの動揺量が増えるだけでなく、脚・体幹セグメント角加速度間の緩衝作用が加齢に伴って減ることが加齢に伴う直立姿勢維持能の低下の特徴となっていることが明らかになった。

3. 膝関節の影響：脚全体を単一システムとして捉える必要性

最後に直立姿勢の安定性を評価するという視点からは少し外れてしまうが、膝関節について考えてみたい。静止立位時には膝関節は伸展位に保たれており、ほとんど動かないので、姿勢のコントロールという観点からすればあまり重要視しなくてもいいように思える。静止立位の従来モデルである倒立単振りモデルでは、足関節まわりのト

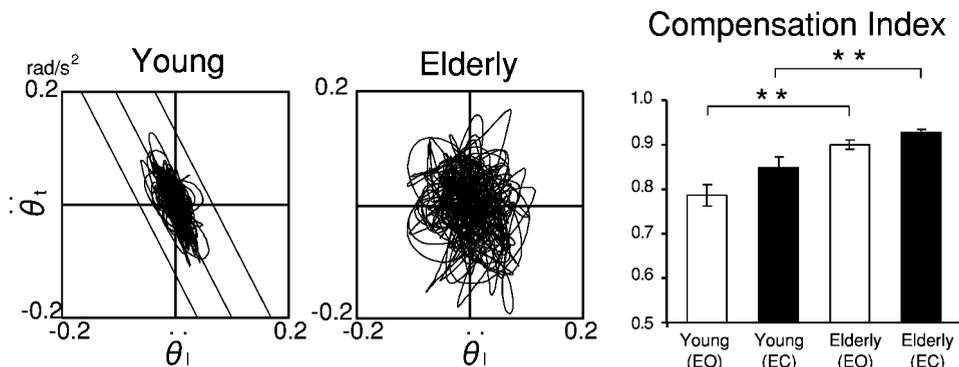


図 4 脚部角加速度 ($\ddot{\theta}_t$) と体幹部角加速度 ($\ddot{\theta}_e$) の関係 (左：若年健常者，中：高齢者) と Compensation Index の結果 (右)

ルクが身体重心の動揺に応じてどのように制御されるかが問題とされる。直感的には、足関節トルクは足関節底屈筋群によって産み出されるので、これらの筋の筋活動度がどのように制御されるか、と言い替えてもよい。Masani らは下腿三頭筋の筋活動と足圧中心および重心動揺との関連を調べることによって、ヒトの直立姿勢はマクロにみると身体重心の速度情報に重きをおいたフィードバックシステムで記述できることを示した¹⁷⁾。

しかし、彼らの研究で謎として残ったのは、一口に下腿三頭筋といってもヒラメ筋と腓腹筋の活動パターンには大きな差違が観察されたことであった。被験者に身体重心位置を前後に 1 cm 程度、ゆっくりと (5 秒周期) で動かしてもらったときのヒラメ筋、腓腹筋 (外側頭) の筋活動レベルを図 5 に示す (上段)。ヒラメ筋は緊張性に活動するのに対し、腓腹筋の活動は相動的である。この現象は腓腹筋の運動ニューロンプールの閾値

やゲインがヒラメ筋運動ニューロンプールよりも高いということの説明がつくように思える。しかし、我々はこうした差違は実は無視していた膝関節に起因するのではないかと考えるようになった²⁰⁾。膝関節はほとんど動かないとはいっても、機械的に伸展位に保たれているわけではない。身体の動揺に従って、膝関節に作用する重力トルクは変化するが、膝関節をまたぐ筋はこの重力トルクに抗して関節を伸展位に保つためのトルクを産出しなければならない。また、腓腹筋は膝関節を跨ぐ二関節筋でありその活動度は膝関節に必要なトルクに依存すると考えられる。

床反力計とレーザー変位計からなる測定システムによって得られたデータをもとに算出した足関節、膝関節トルクを図 5 に示す (中段)。確かに腓腹筋の活動レベルは膝関節トルクと関連が強いようにみえるが、直感的には理解できない事項がいくつかある。まず、膝関節に伸展トルクが必要

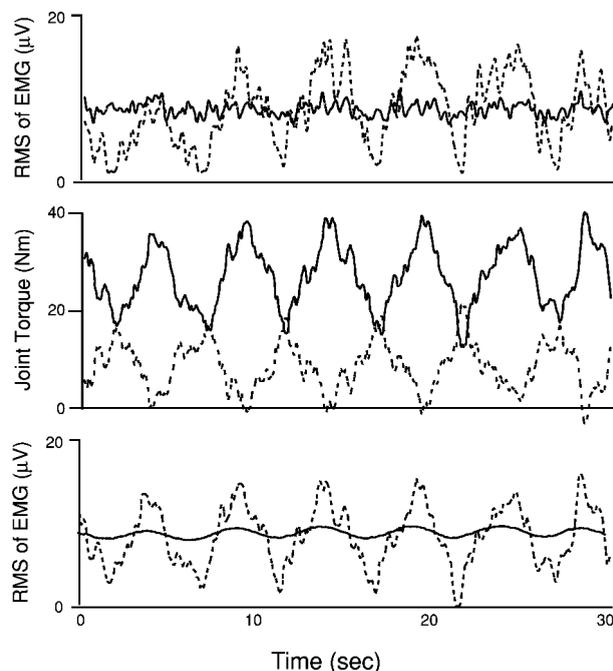


図 5 ヒラメ筋と腓腹筋 (外側頭) の活動パターン

上段：ヒラメ筋筋電図 (実線) と腓腹筋筋電図 (点線)。全波整流した後、ローパスフィルタをかけたもの。

中段：直立静止立位中の足関節トルク (実線) と膝関節トルク (点線)。正の値はそれぞれ底屈トルク、伸展トルクを示す。

下段：関節トルクから推定したヒラメ筋筋電図 (実線) と腓腹筋筋電図 (点線)。

な状況下で、なぜ膝関節屈曲筋である腓腹筋が活動しているのか？ ヒラメ筋は足関節のみをまたぐ単関節筋でありその活動度は足関節トルクに強く依存するはずであるが、足関節トルクにみられる大きな変調はヒラメ筋の活動度には観察されないのはどうしてだろうか？ 我々は先行研究¹⁹⁾で、2つの隣合う関節でトルクを発揮する場合に、それらをまたぐ筋の活動レベルが変調される機序を明らかにしており、実はこの原理を使えば足関節・膝関節トルクから図5下段に示すようにヒラメ筋、腓腹筋の活動を良く予測できることを示した²⁰⁾。この原理の詳細については文献¹⁹⁾を参照してもらうとして、要点だけをまとめておく。下腿三頭筋のうち腓腹筋は足・膝両関節を跨ぐ二関節筋であり、足関節トルクだけでなく膝関節トルクの影響を受ける。膝関節トルクの影響を受けた腓腹筋の活動は足関節トルクを産み出すので、間接的にヒラメ筋も、一見全く無関係な膝関節トルクの影響を受けることになる。従って、足関節のトルク調節の問題は足関節だけで閉じてはおらず、二関節筋の活動を介して、隣合う関節間の相互作用として膝関節に、そしてさらにいえば股関節にまで波及するのである。つまり、直立姿勢を維持するという制御は各々の関節の制御には分解できず、脚全体を1つのシステムとして取り扱わないといけないことになる。こうしたシステムの異常と加齢による影響の関連は今後検討すべき課題である。

さいごに

以上、静止立位中の身体微小動揺データを用いて直立姿勢の安定性を評価する試みについて解説した。これらの方法の有用性については今後の検討を待たねばならないが、動揺の大きさの定量化という素朴なレベルを超えて、動揺の時間的・空間的パターンがより豊富な直立姿勢維持動態の情報を含んでいることが理解いただければ幸いである。ここでは便宜上、時間的パターンと空間的パターンの両者を別々に論じたが、もちろんこれらは互いに排他的なものではなく、両者を組み合わせ

せた解析法なども今後検討されていくべきであろう。

本稿を執筆するにあたり、国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所の赤居正美氏、中澤公孝氏、阿部匡樹氏、東京大学の政二慶氏には、貴重な助言をいただいた。3章で紹介した研究遂行に貢献してくれた芝浦工業大学大学院の加藤智久氏、平野達也氏に謝意を表す。本稿で紹介した研究の一部は厚生労働省、文部科学省の科学研究費の補助を受けて行われたものである。

文 献

- 1) 阿部匡樹, 中澤公孝, 政二 慶, 野崎大地, 赤居正美: 歩行時および静止立位時に同様にみられる身体重心加速度時系列の反持続的性質. 第19回生体生理工学シンポジウム論文集2004; 67-68
- 2) Accornero N, Capozza M, Rinalduzzi S, Manfredi GW: Clinical multisegmental posturography: age-related changes in stance control. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1997; **105**: 213-219
- 3) Aramaki Y, Nozaki D, Masani K, Sato T, Nakazawa K, Yano H: Reciprocal angular acceleration of the ankle and hip joints during quiet standing in humans. *Exp Brain Res* 2001; **136**: 463-473
- 4) Chow CC, Collins JJ: A pinned polymer model of posture control. *Phys Rev E* 1995; **52**: 907-912
- 5) Collins JJ, De Luca CJ: Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Exp Brain Res* 1993; **95**: 308-318
- 6) Collins JJ, De Luca CJ, Burrows A, Lipsitz LA: Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Exp Brain Res* 1995; **104**: 480-492
- 7) Feder J: *Fractals*. Plenum Press, New York, 1988
- 8) Fitzpatrick RC, Rogers DK, McCloskey DI: Stable human standing with lower-limb muscle afferents providing the only sensory input. *J Physiol* 1994; **480**: 395-403
- 9) Gardner MM, Buchner DM, Robertson MC, Campbell AJ: Practical implementation of an exercise-based falls prevention programme. *Age Ageing* 2001; **30**: 77-83
- 10) Horak FB, Nashner LM: Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol* 1986; **55**: 1369-1381
- 11) Kannus P, Parkkari J, Niemi S, Pasanen M, Palvanen M, Jarvinen M, Vuori I: Prevention of hip fractures in elderly people with use of a hip protector. *New Engl J Med* 2000; **343**: 1506-1513
- 12) 加藤智久, 野崎大地, 中澤公孝, 山本紳一郎, 赤居正美: 高齢者静止立位時の体幹・脚部の角加速度間の相反的

- 関係の乱れ. 第18回生体生理工学シンポジウム論文集 2003; 111-112
- 13) 加藤智久, 野崎大地, 中澤公孝, 山本紳一郎, 赤居正美: 直立姿勢制御における足底部皮膚感覚の寄与. 第17回生体生理工学シンポジウム論文集 2002: 231-232
- 14) Kikkawa K: Effect of physical activity levels on bone strength. *Ann NY Acad Sci* 2004; **1019**: 479-482
- 15) Lauk M, Chow CC, Pavlik AE, Collins JJ: Human balance out of equilibrium: nonequilibrium statistical mechanics in posture control. *Phys Rev Lett* 1997; **80**: 413-416
- 16) Liu-Ambrose T, Khan KM, Eng JJ, Janssen PA, Lord SR, McKay HA: Resistance and agility training reduce fall risk in women aged 75-85 with low bone mass: a 6-month randomized, controlled trial. *J Am Geriatr Soc* 2004; **52**: 657-665
- 17) Masani K, Popovic MR, Nakazawa K, Kouzaki M, Nozaki D: Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. *J Neurophysiol* 2003; **90**: 3774-3782
- 18) 政二 慶, 神崎素樹, 白澤葉月, 久野譜也, 金久博昭, 福永哲夫: 測定変量の定常性と再現性の観点から見た重心動揺計測指標の検討. *バイオメカニクス研究* 2004; **8**: 150-162
- 19) Nozaki D, Nakazawa K, Akai M: Muscle activity determined by cosine tuning with a nontrivial preferred direction during isometric force exertion by lower limb. *J Neurophysiol* 2005; **93**: 2614-2624
- 20) Nozaki D, Hirano T, Nakazawa K, Akai M: Cosine tuning can predict different activity patterns among triceps surae muscles during human quiet standing. The 34th Annual Meeting of Society for Neuroscience Abstract
- 21) Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, Myklebust BM: Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Eng* 1996; **43**: 956-966
- 22) Raymakers JA, Samson MM, Verhaar HJJ: The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait Posture* 2005; **21**: 48-58
- 23) Rubin C, Turner AS, Bain S, Mallinckrodt C, McLeod K: Anabolism. Low mechanical signals strengthen long bones. *Nature* 2001; **412**: 603-604
- 24) Sherrington C, Lord SR: Home exercise to improve strength and walking velocity after hip fracture: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil* 1997; **78**: 208-212
- 25) Tinetti ME: Preventing falls in elderly persons. *New Engl J Med* 2003; **348**: 42-49