

ヒト立位時の足関節および股関節間における運動のコーディネーション

Inter-joint coordination between the ankle and hip angular motions during human standing

笹川 俊 (東京大学大学院総合文化研究科)

金久 博昭 (東京大学大学院総合文化研究科)

【緒言】

ヒトの立位姿勢は、支持面が狭く身体重心が高い位置にあるため、四足動物のそれと比べて力学的に不安定である。こうしたヒトの立位姿勢に固有の不安定性は、姿勢の保持に高度な制御システムを要求するものと考えられ、古くから研究者たちの科学的興味・関心を惹き付けてきた。立位姿勢の制御メカニズムを明らかにすることは、単に研究者の科学的興味・関心を充足させるに留まらず、医療・リハビリテーションの現場に有用な知見を提供する、という実地的な役割を併せ持つ。しかし、これまで100年以上の長きにわたり、数多くの研究者が立位姿勢の制御メカニズムを明らかにしようと試みてきたにも関わらず、今日に至ってもその全容は解明されていない。

静的立位時におけるヒトの身体は、微小かつ複雑な自発的動揺を示す (Collins and De Luca, 1993)。この動揺は、ヒトの中樞神経系 (Central Nervous System; CNS) が様々な感覚情報を統合することによって筋出力を適切に調節し、バランスを制御する様式を反映したものであると考えられている (Kuo et al., 1998; Bottaro et al., 2005)。Horak and Macpherson (1996) は、立位時における前後方向のバランス制御方策として、ヒトは状況に応じて2つの方策を使い分けると述べている。一方は、足関節より上の身体を1つの剛体とし、足関節まわりの運動のみによってバランスを制御する方策 (足関節ストラテジー) であり、これは主に静的な状況において用いられる。他方は、足関節と股関節間における運動のコーディネーションによってバランスを制御する方策 (股関節ストラテジー) であり、これは身体に大きな外乱が加えられた場合 (Runge et al., 1999) や、前後方向に短い支持面上でバランスを保持する場合 (Fujisawa et al., 2005) などに用いられる。すなわち、従来の姿勢研究の領域においては、静的立位時における身体は、足関節を唯一の回転中心とした1セグメントの倒立振り子として振る舞い、バランス制御が相対的に困難な状況下での身体は、足関節と股関節を回転中心とした2セグメントの倒立振り子として振る舞う、と考えられてきたといえる。

一方、Aramaki et al. (2001) は、静的立位時の前後動揺に関して、(i) 足関節まわりだけでなく股関節まわりにも顕著な運動がみられ、(ii) 足関節と股関節の角加速度が互いに逆位相でコーディネートされていると報告している。また、最近では、Sasagawa et al. (2009) が、足関節に加え、股関節を組み込んだ2セグメントのモデルが静的立位時における身体重心の前後加速度を精度よく記述できることを報告している。これら一連の研究報告は、たとえ静的立位時においても、身体が2セグメントの倒立振り子に近い挙動を示すことを示唆するものと考えられる。こうした静的立位時の足関節-股関節間に観察される運動のコーディネーションの背景には、バイオメカニカルな利点もしくは制約が密接に関与していることが予想される。しかしながら、それらの点について言及した研究報告は見当たらない。そこで、本研究は、ヒト立位時の足関節-股関節間における運動のコーディネーションを詳細に分析することにより、その背景にあるメカニズムについて検討することを目的とした。

【方法】

被験者は、神経学的疾病の病歴を持たない健常な成人男性10名 (25.2 ± 2.1 yrs, 170.2 ± 5.1 cm, 69.7 ± 8.0 kg) であった。被験者には、文書および口頭による実験内容および実験に伴うリスクに関する説明を十分に行った上で、実験参加の同意を得た。なお、本実験は、事前に東京大学大学院総合文化研究科・教養学部「ヒトを対象とした実験研究に関する倫理委員会」の承認を得て実施した。

被験者は、十分に広い支持面上において、30秒間の静的立位姿勢保持を開眼 (EO) および閉眼 (EC) 条件で各5回行った (normal 試行: 図1A)。被験者には、両腕を身体側部に自然に垂らし、両足を踵間距離15 cmにて平行に保つよう指示した。膝関節については、外的に固定することはせず、常に伸展位に保つよう指示を与えた。試行中、上背部および下腿部の前後方向における変位を、高い測定精度 (解像度: 10 mm) を持つ CCD レーザー変位計 (LK-2500, Keyence, Japan) 2台を用いて測定した。

レーザー変位計の設置高は、それぞれ被験者の身長のおよび75%とした。測定データは、16 bitのA/D変換機 (PowerLab/16SP, ADInstruments, Australia) を用いてデジタル化後、100 Hzの周波数にてコンピュータのハードディスク上に記録した。10名の被験者のうち5名については、前後方向に短い(8 cm)高さ約5 cmの支持面上において、開眼条件で立位姿勢を保持する試行を5回行った (short 試行: 図1B)。Short 試行に関しても、normal 試行同様、膝関節の固定は行わなかったが、被験者には、膝関節を伸展位に保つよう教示するとともに、腕を使ってバランスを制御しないよう指示を与えた。

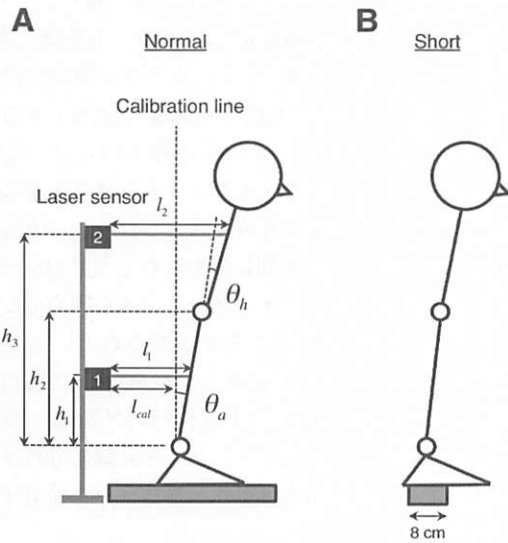


図1 実験設定の模式図 (A: normal 試行, B: short 試行)。 θ_a と θ_h は、それぞれ足関節および股関節角度を示す。 h_1, h_2, h_3 は、それぞれ足関節回転中心点からセンサー #1, 大転子, センサー #2 までの垂直距離を示す。 l_1, l_2 は、センサーから各セグメントの中心線までの水平距離を示し、 l_{cal} は、センサーから足関節回転中心点までの水平距離を示す。

測定した変位データを、位相遅れなしの Butterworth フィルタ (4次) により遮断周波数 1.5 Hz (Gage et al., 2004) で平滑化した後、以下の関係式に基づき、足関節 (θ_a) および股関節角度 (θ_h) を算出した (図 1A)。

$$\theta_a = (l_1 - l_{cal}) / h_1 \quad (1)$$

$$\theta_h = \{(l_2 - l_{cal}) - (l_1 - l_{cal})h_3/h_1\} / (h_3 - h_2) \quad (2)$$

なお、関節角度は時計回り (足関節背屈・股関節屈曲方向) を正とした。次に、角度変位を2階時間微分 ($\Delta t = 0.02$) することにより、両関節における角加速度を算出した。

2つの時系列 ($x(t), y(t)$) 間における時空間的関係性の定量には、相互相関関数 ($R_{xy}(\tau)$) を用いた。

$$R_{xy}(\tau) = \frac{x(t+\tau)y(t)}{\sqrt{x^2 y^2}} \quad (3)$$

相互相関関数は、2つの時系列間の時間差 (τ) の関数であり、その値が1であれば2つの時系列間には正の相関があり、値が0であれば無相関、値が-1であれば負の相関がある、と解釈することができる。相互相関関数の計算は、試行毎に行い、5試行分のアンサンブル平均を各条件における各被験者の代表値とした。

測定値の基本統計量は、平均値 ± 標準偏差により示した。有意差検定には、対応のある t 検定を用い、有意水準は5%とした。

【結果】

図2Aは、normal 試行中の足関節(下)および股関節(上)における角度変位(10秒間分の典型例、左:EO条件、右:EC条件)を、図2Bは、図2Aと同試行におけるデータ(30秒間分)を (θ_a, θ_h) 平面に散布図としてプロットした結果を示す。

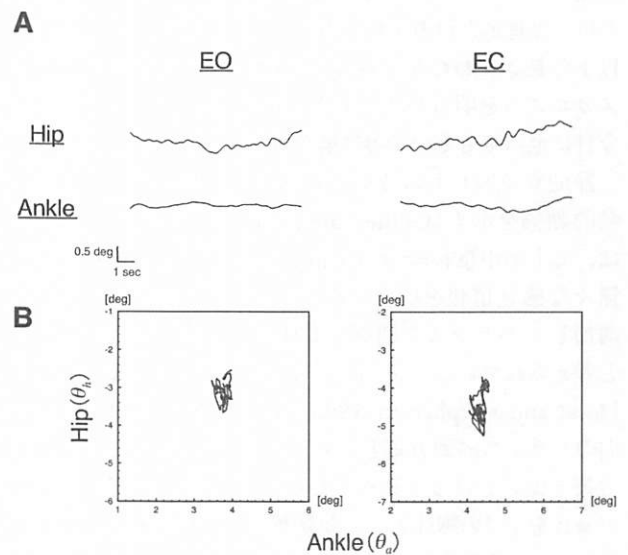


図2 A: Normal 試行における足関節(下)および股関節(上)の角度変位 (左:EO条件, 右:EC条件)。B: Aと同試行におけるデータを散布図としてプロットしたもの。

図3Aは、normal 試行中の両関節における角加速度(10秒間分の典型例、左:EO条件、右:EC条件)を、図3Bは、図3Aと同試行におけるデータ(30秒間分)を ($\dot{\theta}_a, \dot{\theta}_h$) 平面に散布図としてプロットした結果を示す。

角度変位(図2B)をみると、データが (θ_a, θ_h) 平面においてランダムな軌跡を描く一方、角加速度(図3B)では、データが負の傾きをもつ軌跡を描いている。これらの結果は、角度変位においては、両関節まわりの運動が互いに無相関であるものの、両関節の角加速度は互いに逆位相の関係にあることを示唆している。こうした両関節間にお

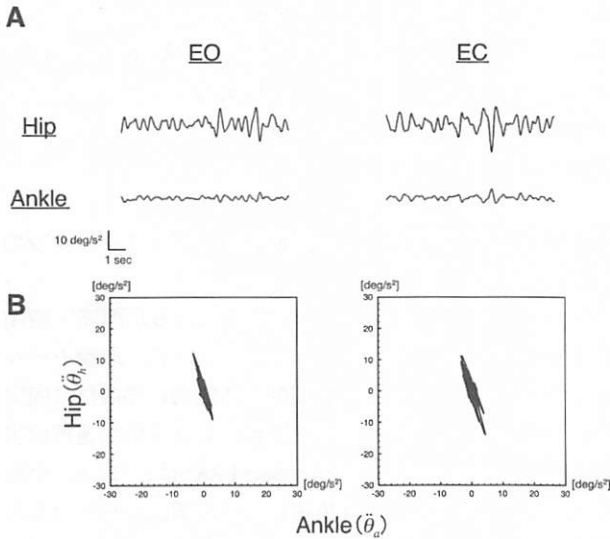


図3 A: Normal 試行における足関節(下)および股関節(上)の角加速度(左:EO条件,右:EC条件)。B:Aと同試行におけるデータを散布図としてプロットしたもの。

る運動のコーディネーションを定量化するため、角度変位および角加速度の各時系列について、両関節間の相互相関関数を計算した(図4)。結果、EO(図4A)およびEC条件(図4B)ともに、角度変位(灰色線)では、両関節間に有意な相関が認められなかった。一方、角加速度(黒線)

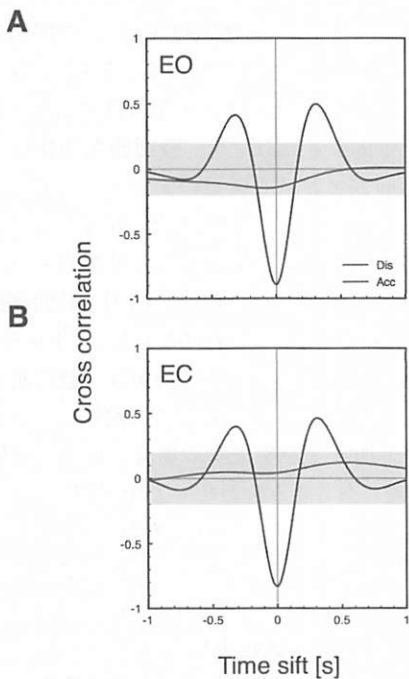


図4 Normal 試行における足関節、股関節の角度変位間および角加速度間の相互相関関数(A:EO条件,B:EC条件,角度変位:灰色線,角加速度:黒線)。図は被験者全員の平均値であり、灰色部分は相関係数が有意水準に満たない範囲を示す。

では、EOおよびEC条件ともに時間差0において有意な負の相関が認められ($P < 0.05$)、両関節まわりの角加速度が互いに180度逆位相の関係にあることが示された。

次に、足関節および股関節の角加速度の振幅が、両関節間でどのような比率(強度比)をもって調節されているかを検討するため、 $(\dot{\theta}_a, \dot{\theta}_h)$ 平面における軌跡の傾きを計算した(図3B)。その結果、軌跡の傾きは、EO条件で -2.70 ± 0.15 、EC条件で -2.43 ± 0.22 (全被験者の平均値)であり、条件間に有意差($P < 0.05$)が認められた。

Short 試行中の足関節(下)および股関節(上)における各時系列(10秒間分の典型例、左:角度変位、右:角加速度)を図5Aに、同試行におけるデータ(30秒間分)を (θ_a, θ_h) および $(\dot{\theta}_a, \dot{\theta}_h)$ 平面にプロットした結果を図5Bに示した。

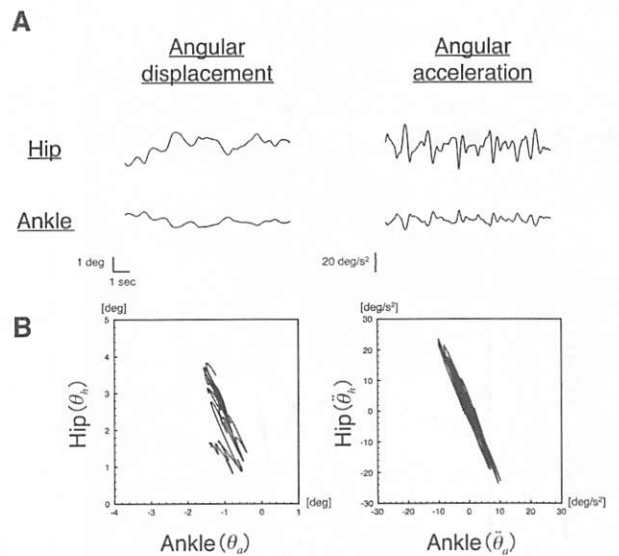


図5 A: Short 試行における足関節(下)および股関節(上)の角度変位(左)と角加速度(右)。B:Aと同試行におけるデータを散布図としてプロットしたもの。

第一に、先述の normal 試行では、足関節が3-4度屈曲し、股関節が3-4度伸展していたのに対し(図2B)、short 試行では、足関節がわずかに(1度程度)伸展し、股関節は屈曲した状態にある(図5B左)。足関節回転中心から身体重心までの距離は、股関節回転中心からのそれよりも長い為、身体重心の前後位置は、足関節角度の影響をより強く受ける(Sasagawa et al., 2009)。したがって、上記の結果は、normal 試行では身体重心がやや前傾しているのに対し、short 試行では身体重心が足関節回転中心の真上近くにあることを示しており、こうした姿勢変化は、short 試行では身体重心を狭い支持面内に保持する必要があるために生じたものと考えられる。また、short 試行では、足関節および股関節における角加速度の振幅が、normal 試行のそれに比べて顕著に(両関節ともにRMS値で約6倍)大きいことが確認された(図6)。

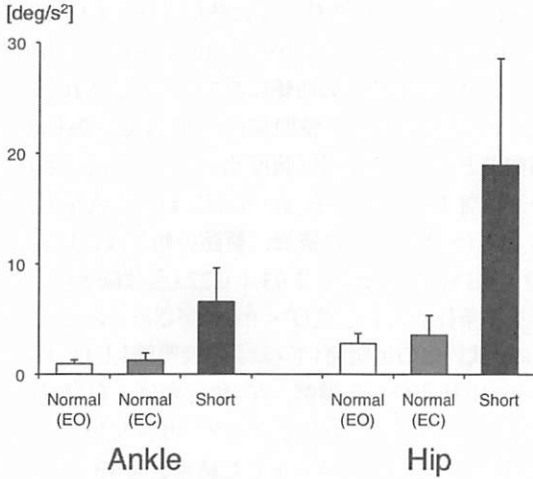


図6 Normal試行およびshort試行における両関節まわりの角加速度のRMS値。図は被験者全員の平均値±標準偏差を示す。

さらに、short試行では、角加速度(黒線)のみならず角度変位(灰色線)においても両関節間に有意な($P < 0.05$)逆位相の関係が認められた(図7)。

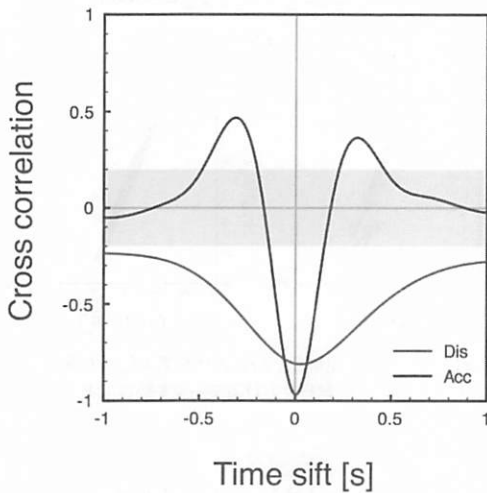


図7 Short試行における足関節、股関節の角度変位間および角加速度間の相互相関関数(角度変位: 灰色線, 角加速度: 黒線)。図は被験者全員の平均値であり、灰色部分は相関係数が有意水準に満たない範囲を示す。

Normal試行同様、short試行についても(θ_a, θ_h)平面における軌跡の傾きを計算したところ(図5B右)、その値は -2.71 ± 0.20 (全被験者の平均値)であった。

【考察】

本研究では、(i)従来の姿勢研究において、足関節ストラテジーが支配的であるとみなされてきた静的立位時(normal試行)、および(ii)股関節ストラテジーの顕在化が予測される前後方向に短い支持面上での立位時(short

試行)において、足関節-股関節間における運動のコーディネーションについて検討した。その結果、normal・shortいずれの試行においても、足関節および股関節の角加速度は、約1対3の強度比を保ちつつ、互いに逆位相で調節されていることが明らかになった。

足関節-股関節間における運動のコーディネーションの生理学的意義

Kuo and Zajac(1993)は、立位時における足関節・股関節角加速度のコーディネーションについて、理論モデルを用いて検討し、直立時(膝関節が能動的に伸展位に固定された状態を想定)に可能な両関節における角加速度の組み合わせ(Feasible Acceleration Set; FAS)は、(θ_a, θ_h)平面において第2象限から第4象限にかけて細長い形状をした多角形(長軸の傾きは約-3)の外周および内部に局限されることを報告している(図8A)。多角形の外周は、関連する筋群の最大努力によって得られる角加速度の組み合わせを示し、多角形の内部は、最大下の努力により得られる角加速度の組み合わせを示す。このFAS分析から、立位時における足関節と股関節の各角加速度の関係は、次のように表される。すなわち、(i)一方の関節において生成される角加速度が小さい場合には、他方の関節における角加速度の自由度は大きく、逆に、一方の関節で生成される角加速度が大きい場合には、他方の関節の角加速度の自由度は小さくなる。例えば、図8B灰色丸印で示される小さな足関節角加速度を生成する場合には、股関節を全く動かさないことも(灰色実線矢印)、股関節を足関節と逆位相で大きな角加速度で動かすことも(灰色点線矢印)可能である。言い換えれば、灰色丸印で示される足関節角加速度を生成するにあたり、股関節角加速度は、灰色細線矢印の範囲における任意の値をとることができる(自由度が大きい)。一方、図8B黒丸印で示される大きな足関節角加速度を生成する場合には、足関節と股関節の角加速度をFASの長軸方向に沿って(1対3の強度比において逆位相で)組み合わせなければならない(黒矢印)。つまり、この場合、股関節角加速度の値は一意に決定されてしまう(自由度が小さい)。(ii)一方の関節において、特定の大きさの角加速度を生成する場合、FASの外周が原点から近い距離にある組み合わせで2つの関節の角加速度を組み合わせるよりも、FASの長軸方向に沿って(外周が原点から遠い距離にある組み合わせで)両関節の角加速度を組み合わせる方が、関連する筋群の努力度を節約可能である。例えば、図8C灰色丸印で示される足関節角加速度を生成する場合、股関節を固定した状態で足関節を独立して動かすと(図8C灰色矢印)、関連する筋群における最大努力を必要とする。一方、足関節と股関節の角加速度をFASの長軸方向に沿って組み合わせれば(黒矢印)、

比較的小さな努力度で同じ大きさの足関節角加速度を生成することができる(この場合、黒丸印が関連する筋群における最大努力を示すことに留意)。

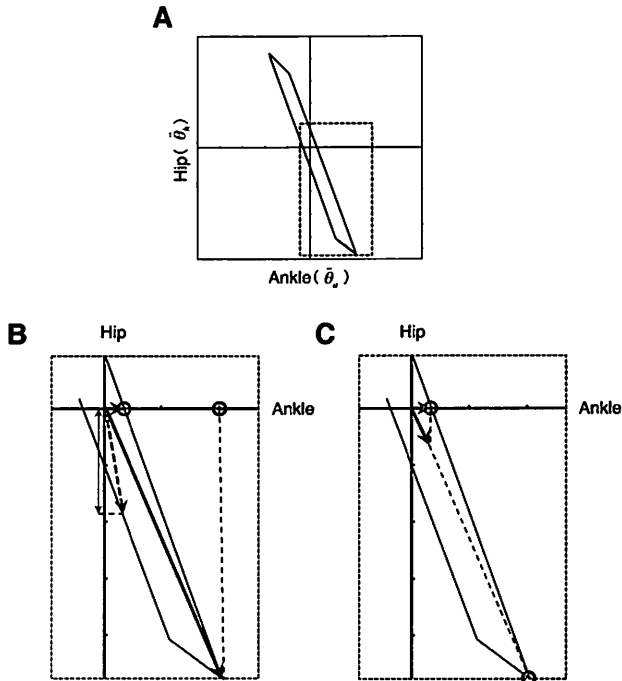


図8 A: 立位時における足関節および股関節のFAS (Kuo and Zajac (1993)をもとに筆者が作図。縮尺は必ずしも正確ではない)。B, C: FAS分析の解釈。

以上をふまえた上で、本研究における実験結果を解釈する。まず、short試行では、足関節と股関節において、normal試行に比べて大きな角加速度が生じていることに留意する(図6)。次に、一方の関節において、大きな関節角加速度の生成が必要とされる場合には、2つの関節における角加速度をFASの長軸方向に沿って組み合わせる必要がある、とするFAS分析の結果(図8B)を考える。以上2つを考え合わせると、本研究におけるshort試行では、大きな角加速度の生成が必要とされるため、両関節における角加速度は必然的にFASの長軸方向に沿った形で組み合わせられたものと解釈できる。一方、normal試行(静的立位時)では、2つの関節で生じている角加速度がshort試行に比べて小さいため(図6)、一方の関節において特定の大きさの角加速度を生成する際の、他方の関節における角加速度の自由度は、short試行の場合に比べて大きいものと考えられる。しかし、本研究では、normal試行においても、両関節の角加速度はFASの長軸方向に沿った形で(約1対3の強度比において逆位相で)組み合わせられていることが明らかとなった。こうした結果は、たとえ静的立位時においても、CNSは両関節の角加速度をFASの長軸方向に沿う形で組み合わせ、姿勢維持に動員される

筋群の努力度を節約する制御方策を採用していることを示唆する(図8C)。

感覚情報の変化にともなうコーディネーションの変化

さらに、本研究では、足関節と股関節間における運動のコーディネーションが、視覚条件によって変化することも示された(図3B)。この結果は、視覚情報の遮断により、静的立位時における股関節まわりの運動が減少する、とするAccornero et al. (1997)の報告と一致するものである。その他にも、下腿部の虚血により体性感覚を阻害すると、股関節ストラテジーが顕著になる(Diener et al., 1984)、前庭疾患患者は、身体に外乱が加えられた際、股関節ストラテジーを適切に用いることができない(Horak et al., 1990)というように、立位時における感覚情報と関節間の運動のコーディネーションとの関連性を指摘する研究報告は、数多くなされている(e.g., Kuo et al., 1998)。こうした一連の研究報告は、加齢や疾病にともなう感覚系機能障害を、立位時における関節間の運動のコーディネーションを評価することにより、効果的に検出できる可能性を示唆するものと考えられる。

本研究のlimitation

今回比較に用いたKuo and Zajac (1993)の理論モデルによる検討は、静止状態から生成可能な関節角加速度のコーディネーションについて分析したものである。これに対し、本実験における立位姿勢は、normal・short試行ともに動的平衡状態にある。この動的状態がもたらす帰結として、両関節まわりの筋が当該関節のスティフネスを高めることにより、弾性エネルギーの蓄積・放出サイクルが関節角加速度の生成に貢献した可能性が考えられる。こうした弾性エネルギーの寄与に関して、現時点で定量することは困難であるが、この点に関しては今後の検討課題としたい。

また、本実験では、被験者に対し膝関節を動かさないよう指示を与えたが、外的な固定は行っていない。これは、Kuo and Zajac (1993)の理論モデルが、膝関節が「能動的に」固定された状態を想定しているためであり、仮に副木などを用いて膝関節を「受動的に」固定してしまうと、FASの形状は変化し、先行研究と本研究の結果を対比することは不可能になる。本実験では、試行中における膝関節角度の変動を定量していないが、膝関節の「能動的な」固定が不完全であり、このことが足関節・股関節角度の測定値に影響を及ぼした可能性もある。今後、厳密な検討を行っていくためには、レーザー変位計の数を増やし、より多くの関節の運動を定量していく必要があると考えられる。

【結論】

本研究では、ヒト立位時における足関節および股関節間における運動のコーディネーションについて検討した。その結果、(i) 静的立位時における両関節の角加速度は、約1対3の強度比を保ちつつ、互いに逆位相でコーディネートされていることが明らかとなり、(ii) その背景には、姿勢維持に動員される筋群における努力度の最小化という目的が密接に関与していることが示唆された。また、視覚情報の有無により、足関節と股関節間における運動のコーディネーションが変化することも同時に示された。こうした実験結果は、立位時における関節間の運動のコーディネーションを評価することにより、加齢や疾病にともなう感覚機能系障害を効果的に検出できる可能性を示唆するものと考えられる。

References

- Accornero N, Capozza M, Rinalduzzi S, and Manfredi GW. Clinical multisegmental posturography: age-related changes in stance control. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 105: 213-219, 1997.
- Aramaki Y, Nozaki D, Masani K, Sato T, Nakazawa K, and Yano H. Reciprocal angular acceleration of the ankle and hip joints during quiet standing in humans. *Exp. Brain Res.* 136: 463-73, 2001.
- Bottaro A, Casadio M, Morasso PG, and Sanguineti V. Body sway during quiet standing: Is it the residual chattering of an intermittent stabilization process? *Hum. Mov. Sci.* 24: 588-615, 2005.
- Collins JJ and De Luca CJ. Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Exp. Brain Res.* 95: 308-318, 1993.
- Diener HC, Dichgans J, Guschlbauer B, and Mann H. The Significance of proprioception on postural stabilization as assessed by ischemia. *Brain Res.* 296: 103-109, 1984.
- Fujisawa N, Tasuda T, Inaoka H, Fukuoka Y, Ishida A, and Minamitani H. Human standing posture control system depending on adopted strategies. *Med. Biol. Eng. Comput.* 43: 107-114, 2005.
- Gage WH, Winter DA, Frank JS, and Adkin AL. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait Posture* 19: 124-132, 2004.
- Horak FB, Nashner LM, and Diener HC. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Exp. Brain Res.* 82: 167-177, 1990.
- Horak FB and Macpherson JM. Postural orientation and equilibrium. In: Rowell LB and Shepherd JT (Eds.), *Handbook of physiology*, pp. 255-292. Oxford University Press, 1996.
- Kuo AD and Zajac FE. Human standing posture: multi-joint movement strategies based on biomechanical constraints. *Progr. Brain Res.* 97: 349-358, 1993.
- Kuo AD, Speers RA, Peterka RJ, and Horak FB. Effect of altered sensory conditions on multivariate descriptors of human postural sway. *Exp. Brain Res.* 122: 185-195, 1998.
- Runge CF, Shupert CL, Horak FB, and Zajac FE. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait Posture* 10: 161-170, 1999.
- Sasagawa S, Ushiyama J, Kouzaki M, and Kanehisa H. Effect of the hip motion on the body kinematics in the sagittal plane during human quiet standing. *Neurosci. Lett.* 450: 27-31, 2009.

連絡責任者

笹川 俊 (Ph. D.)

〒 359-8555 埼玉県所沢市並木 4-1

国立障害者リハビリテーションセンター研究所

Phone: 090-8849-9979

E-mail: sasagawa-shun@rehab.go.jp