

漸増歩行速度条件で保持される競歩の 上肢と下肢の協応パターンの安定性

Stability of Coordination Pattern Between Upper and Lower Limbs of Race Walking Maintained During Gradually Increased Walking Speed Conditions

平 川 武 仁

Takehito HIRAKAWA

Abstract

This study examined the change of stability in the coordination between the upper arm (*UA*) and thigh (*TH*) caused by gradually changing the treadmill speed. Five skilled race walkers and one beginner walked on the treadmill. The treadmill speed was increased from 100 m/min to 250 m/min, in step sizes of 10 m/min every 30 s. The motion of the six walkers in the sagittal plane was recorded (60 Hz), and two-dimensional coordinates of their motion were reconstructed. An embedding dimension and a delay time for each dataset were detected, from which an attractor for each dataset was reconstructed. Cross recurrence quantification analysis was used to calculate the maximum line length (L_{max}) from the attractor of the *UA* and *TH*. The results showed that 1) L_{max} of skilled race walkers increased with the inverse proportional function with the walking speed; 2) the function was $y = -4626/(x - 276) + 40$; 3) the stability of the beginner was stagnant regardless of walking speeds. These results imply that the relationship between attractors of the *UA* and *TH* in skilled race walkers was strong, flexible, and coordinated; however, the attractor in the beginner was weak to disturbance, i.e., the treadmill speed.

Keywords: attractor dynamics, motor control, dynamical system

1 はじめに

1.1 競歩の動きの特徴

競歩競技（以下、競歩）は、日常の歩行と同様に、必ず片足が地面に着地している時間がある。

これは、国際陸上競技連盟の規定に準拠した動作であるとともに、両足が地面から離れた時間がある走行と区別した意味もあるだろう。日常の歩行での脚の動きは、足が着地してから離地するまでの間、膝を曲げている。一方、競歩での脚の動きは、足が着地してから着地している足が腰の下を通過するまで、膝が伸展されている。この動作の違いが、日常の歩行動作に比べ、競歩の独特な歩行動作を産出する要因であるだろう。さらに、着地時に膝を伸展させることが膝への衝撃あるいは負担を発生する。そのため、この衝撃を発生させない動きとして、脚の動作に合わせて体幹の動き、つまり肩と腰を柔軟に動かし、競歩に独特な上体の動きを産出している（平川・吉田，2005b）。このことは、肩と腰だけでなく、日常の歩行とは異なった時間的な相対的關係を上肢と下肢の動きに発生することにつながっている（平川・山本，2011）。

これまでも、競歩の動作に関する研究には、肩と腰の相対的關係の解析（平川・吉田，2005b）やその学習方法（平川・吉田，2005a）、上肢と下肢の相対的關係の解析（平川・山本，2011）がある。これらの研究は、スポーツの運動学的解析に対する力学系理論（次節で概説）に依拠したアプローチの援用である。特に、後者の研究では、上肢と下肢の相対位相（Relative phase）を秩序パラメータ（Order parameter）として捉え、その秩序状態を変化させる制御パラメータ（Control parameter）に歩行速度を設定して検討している。その結果から作成したのが図1である。この図から、漸増速度に伴い相対位相が徐々に遷移していくこと、そしてその秩序状態を示す変動性に変化があることが理解できる。しかしながら、これらの解析は肢間の時間的秩序（Schöner & Kelso, 1988a）の遷移と状態変化を扱っていること、あるいは複数周期のデータを基準化し重ね合わせて毎時の標準偏差で相対位相の安定性を扱っていることに留まる。それゆえ、複数周期を全体的に解析し、漸増速度に伴う二変数（本研究では上肢と下肢）以上の相対的な安定性の変化を検討していくことも、新たな解析による知見として必要であると考えられる。本研究の目的は、漸増速度に伴う上肢と下肢との相対的關係の安定性の動的変化を明らかにすることである。次に、その変化をモデル化し、熟練者と未熟練者の安定性の変化を比較検討する。

1.2 人間の運動制御への力学系アプローチ

30年以上前から非平衡力学系（Non-equilibrium dynamical system）による自己組織化（Self-

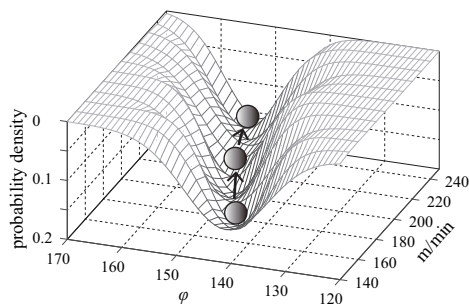


図1：漸増歩行速度による上腕と大腿の相対位相 (ϕ) の変化。低速 (140 m/min) では 140 度程度の相対位相が歩行速度の漸増に伴って変化し、高速 (250 m/min) では 150 度を越える相対位相に遷移していく状態を示している。各歩行速度における相対位相とその確率密度（深さの軸）は実際のデータから計算された値である。

organization) 理論と秩序状態のパターン形成の理論 (Haken, 1983) によって、人間の upper limb と lower limb、upper limb 内の協応、あるいは相対的關係について検証が重ねられてきた。これらの研究は、人間の運動制御の根底には望ましい安定パターンがあることを前提に解析し、その安定パターンこそが協応のアトラクタであること (Kelso, 1995; Schönner & Kelso, 1988a, 1988b) を実証してきた。この理論による現象への接近方法では、制御パラメータと秩序パラメータが設定される。人間の運動制御では、前者が運動頻度となる周波数であり、後者が相対位相である。例えば、両手の人差し指の内外転の往復運動の場合 (Haken, Kelso, & Bunz, 1985; Kelso, Holt, Rubin, & Kugler, 1981; Schönner & Kelso, 1988a, 1988b)、制御パラメータの上昇あるいは下降に伴う両指の相対周波数を解析し、相対周波数から算出された秩序パラメータ (つまり相対位相) の変化を記述することである。

人間の upper limb と lower limb の協応パターンの変化についても、この接近方法を用いて検討されている (Serrien & Swinnen, 1997, 1998)。これらの研究では、運動の周波数の上昇に伴って逆方向に動いていた肢が同じ方向に動くように、肢間の相対的關係が変化した。この逆方向に動いていた秩序パラメータの状態は逆相 (Anti-phase)、同じ方向に動いた状態は同相 (In-phase) とされる。そしてこの相の切り替わりを相転移 (Phase transition) と呼び、相転移が発生する運動頻度を臨界周波数 (Critical frequency) という。このアプローチによる解析の主なる狙いは、この臨界周波数、秩序状態、そして相転移の關係である。ただし、本研究では、図 1 のように、競歩の上・下肢の相対位相が相転移でなく遷移であることを踏まえ、遷移における秩序状態の動的変化を定量化することが重要といえる。それゆえ、その動的変化を安定性の観点から記述するため、upper limb と lower limb の協応パターンについて、次節で概説する非線形解析を援用する。

1.3 二変数の關係に対する非線形解析による安定性評価

産業ロボットの動きのように、産出された動作の結果が完全なる画一的なパターンとして仮定できない場合、解析する時系列データは非線形性を包含する時系列データとして捉えることが望ましい (平川, 2016; Hirakawa, Suzuki, Okumura, Gohara, & Yamamoto, 2016)。例えば、人間の肢の運動は律動的に振る舞っているため、自己維持的な非線形振動子と同じ特徴をもつといえる (Bernstein, 1967; Kelso, 1995; Kugler & Turvey, 1987) からである。これまでも人間の肢運動を実証的に解析するために、肢を非線形振動子として捉え、その動的変化が検討されてきた (Beek & Beek, 1988; Haken et al., 1985; 平川・山本, 2011; Kay, Kelso, Saltzman, & Schönner, 1987; Kugler, Kelso, & Turvey, 1980)。

これまでに様々な非線形時系列データの解析方法が提案されてきた (Kantz & Schreiber, 1997)。通常、非線形時系列解析は長期データを必要とする。一方で、定常性や統計的な分布を仮定する必要がなく、短期データも解析できる再帰定量化解析 (Riley, Balasubramaniam, & Turvey, 1999) もある。この解析は時系列データの決定論的構造の定量化を可能とする (Webber, Jr & Zbilut, 1994, 1996)。人間の運動制御研究での再帰定量化解析は、姿勢制御 (Riley et al., 1999)、心拍 (Marwan, Wessel, Meyerfeldt, Schirdewan, & Kurths, 2002; Schumacher, Zbilut, Webber, Jr, Schwertz, & Piano, 2006; Zbilut, Webber, Jr, & Zak, 1998)、個人内の両肢協応 (Kudo, Park, Kay, & Turvey, 2006; Richardson, Lopresti-Goodman, Mancini, Kay, & Schmidt, 2008)、個人間協応 (Ramenzoni, Davis, Riley, Shockley, & Baker, 2011; Riley, Richardson, Shockley, & Ramenzoni, 2011) などがある。これまでに本研究もこの解析方法をスポーツ (平川, 2014b, 2014a, 2015) に援用してきた。

再帰定量化解析には 2 つの手法がある。本研究では、そのうちの 1 つである相互再帰定量化解析

(Cross recurrence quantification analysis : Marwan, Romano, Thiel, & Kurths, 2007; Webber, Jr, Hu, & Akar, 2011; Zbilut & Webber, Jr, 2007) を用いる。この解析は2つの時系列データの相対的関係の定量化を可能とする。もし再構築された位相空間中で、2つの時系列データが同一周期で同一軌道となるならば、これら2つのデータは常に同じ位置に再帰することを意味する。解析手続きに関しては、平川 (2014b, 2014a) で解説しているため、本研究では省略する。再帰プロットから得られる測度のうち、本研究で検討するのは、前述のように安定性 (Stability) である。再帰定量化解析において、2つの時系列データの定時的な安定性は最大線長 (the Longest diagonal line length) (以下、 L_{max}) で数量化できる。つまり、 L_{max} は解析する系の軌道が最も長く定時的に再帰した期間を定量化した指標である。これは、再帰プロットでも視認できる右上がりの斜線の最大の長さである。仮に L_{max} が短くなればなるほど、解析する系がカオス的であるか、あまり安定していない系であることを示す (Riley et al., 1999)。また L_{max} の逆数 ($DEV=1/L_{max}$) は長期時系列データでの非線形の指標である最大リャプノフ指数 (the Largest positive Lyapunov exponent) に関連する (Eckmann, Kamphorst, & Ruelle, 1987; Marwan et al., 2007)。また、この指標は2つの系 (つまり本研究では上肢と下肢) の相対的な振る舞いあるいは軌道のパターンの根底にあるアトラクタの強度 (Strength of attractor : Richardson, Schmidt, & Kay, 2007) も示している。

2 方法

2.1 測定参加者

測定参加者 (以下、参加者) は、競歩を専門にトレーニングする選手であり、国際大会に出場経験をもつ熟練者3名と、日本学生陸上競技対校選手権大会への入賞経験をもつ上級者2名と出場経験のみの未熟練者1名であった。測定前に、彼らは測定者から測定内容の詳細について説明を受けた。彼らは、1回の測定試技で、6分30秒から8分間、歩行した。彼らは測定試技が終了する歩行速度 (220 から 250 m/min) で40分から50分間も歩行できる能力を有するので、測定は安全な範囲内で実施されていると判断された。また、能力の範囲内での測定であること、安全面に配慮されていること、個人情報保護されていること、を測定者と参加者でお互いに確認し、同意が得られた後、測定が実施された。

2.2 課題と測定手続き

測定前に電動トレッドミルに慣れておくことが必要であるため、主に電動トレッドミル上でウォーミングアップが行われた。参加者は、自分自身の希望によって、トレッドミルの歩行速度を選択することができ、ウォーミングアップの時間も自由に決定できた。また、参加者の意向によって、屋外でのウォーミングアップ時間を確保することもできた。測定課題はトレッドミル上での競歩であり、歩行速度は、100 m/min で開始され、30秒ごとに10 m/min ずつ、段階的に漸増された。熟練者と上級者の最終速度は250 m/min であり、未熟練者は220 m/min であった。測定終了時に疲労感を訴える選手はいなかったため、動作解析において疲労の影響はないものと判断された。

選手の歩行中の矢状面の動作が、デジタルビデオカメラで毎秒60フィールド (自動露出: 1/2-1/4000s) で撮影された。カメラは電動トレッドミルの右側方に約8 m離れた位置に設置された。実座標換算では、0.2 m 間隔で基準マーカを取り付けた1.8 mの棒を0.8 m 間隔で3カ所に鉛直に

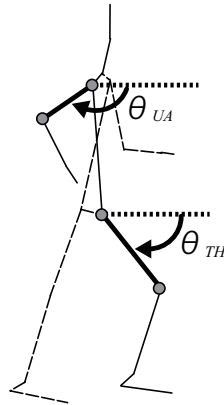


図2：デジタイズ点（身体右側面の肩峰, 肘, 大転子, 膝）および上腕（ UA ）と大腿（ TH ）で算出された水平偏角（ θ_{UA} , θ_{TH} ）の定義

立て、そのマーカーをデジタルビデオカメラで撮影し、そのマーカーの座標によって補正された。

2.3 デジタイズ

各歩行速度での中間10秒をビデオテープからパーソナルコンピュータに転送した。試技開始から2分間（100 m/min から 130 m/m）はトレッドミルに順応する期間であったと判断し、この2分間を分析対象外とした。転送された動画をFrame-Dias II（ディケイエイチ社製）を使ってデジタイズした。デジタイズ点は、右肩峰、右肘、右大転子、右膝の4点であった（図2）。デジタイズされた2次元座標を実座標換算した後、2次のバターワース・ローパス・フィルタによって平滑化した。最適遮断周波数は、残差分析法（Winter, 2004）によって各デジタイズ点ごとに決定した。遮断周波数は、水平方向と鉛直方向ともに3.0から3.6 Hzの範囲であった。

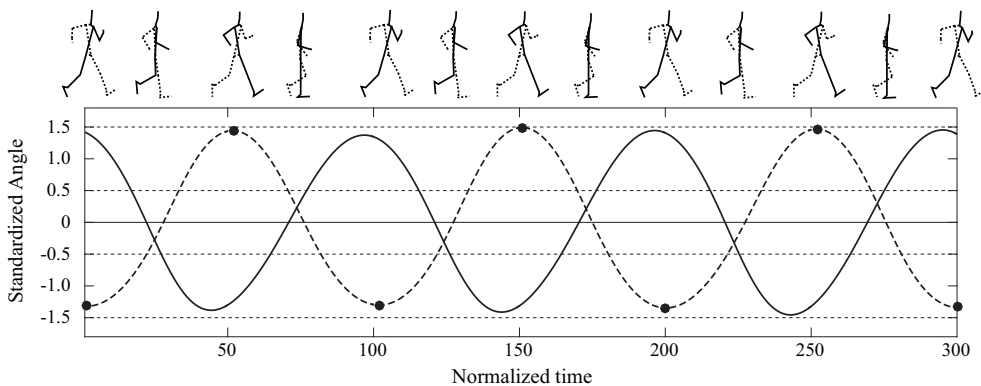


図3：標準化された角度変位の例。破線が上腕、実線が大腿の角度変位である。上腕の角度変位に付してある7つの黒丸は水平偏角の最小値と最大値の時点を示している。図の上部に示されているスティックピクチャは、その時点での動きの状態を表し、実線は身体右側、破線は身体左側である。

各点の時系列データから、上腕と大腿の水平偏角 (θ_{UA}, θ_{TH}) をそれぞれ計算した (図 2)。

2.4 相互再帰定量化解析

全てのデータについて、平均相互情報量 (Averaged mutual information) によって θ_{UA} に対する θ_{TH} の遅れ時間 (τ) を、誤り再隣接法 (False nearest neighbours) によって埋め込み次元 (m) を算出し、位相空間を再構築した。埋め込み次元には、2 次元が選択された。

次に、再構築された位相空間における全てのデータについて、上腕の角度変位が最初に最小値になった時点から 4 回目に最小値になった時点までを解析するデータ区間の基準として、上腕と大腿の角度変位のデータを抽出した。抽出した後、全てのデータを 300 点に基準化した (図 3 は基準化されたデータ例)。

そして、再帰定量化解析の半径パラメータ ε の閾値を決定するため、全 69 データ (熟練者 5 名 \times 12 速度, 未熟練者 1 名 \times 9 速度の相互再帰プロット) での位相空間中の θ_{UA} と θ_{TH} の軌道の各点間の最大距離を 100% として、0.1% 刻みで 30% まで変化させ、そのときの再帰率 (Recurrence rate) と L_{max} の値から両対数グラフを作成した。そのグラフでの曲線が直線に変化する直前の半径パラメータ 8.7% を閾値 ε として採用した。その後、この閾値 ε を用いて、全 69 個の相互再帰プロットを作成した (図 4 と図 6 の中央列がデータ点間で計算された距離のままの相互再帰プロット, 右列が半径パラメータの閾値 $\varepsilon=8.7\%$ によって二値化された相互再帰プロットの例である)。二値化した再帰プロットに基づいて、 L_{max} を計算した。

2.5 統計解析

L_{max} の平均値を比較をするため、歩行速度を独立変数として一要因分散分析をした。有意差が得られた際には、Holm の方法で水準間の多重比較をした。統計的な有意水準は 5% とした。また、歩行速度と L_{max} の関係について適合曲線を推定する際、各定数項を変化させながら、平均誤差平方和が最小値となった定数項が選択された。

3 結果

3.1 安定性

図 3 は、上腕と大腿の標準化された角度変位の結果の例を示している。この図では、上腕の角度変位が最小値と最大値になった時点を黒丸で示している。前述のように、上腕の角度変位が最小値になった時点を基準にして、元データから抽出された 3 周期が相互再帰定量化解析の対象となる。この図は、上腕と大腿の角度変位の典型的な結果として取り上げているだけでなく、後述する相互再帰定量化解析の結果の元となるデータでもある。

図 4 は、次項で示す適合曲線に対して、最も平均誤差平方和が小さかった参加者、つまり L_{max} が数理モデルに最も近い値で推移していく参加者の結果を典型例として示している。上段から下段に向かって、140 m/min の歩行速度から 250 m/min の全 12 速度のうち、4 つの速度の結果を例として、抽出した。例として、4 つの速度を選択した基準は、恣意的にならないために、最も早い速度 (250 m/min) から 3 速度 (30 m/min) 間隔で抽出しただけである。

左列は、位相平面上に埋め込まれた水平偏角の軌道を示している。つまり、上腕と大腿のアト

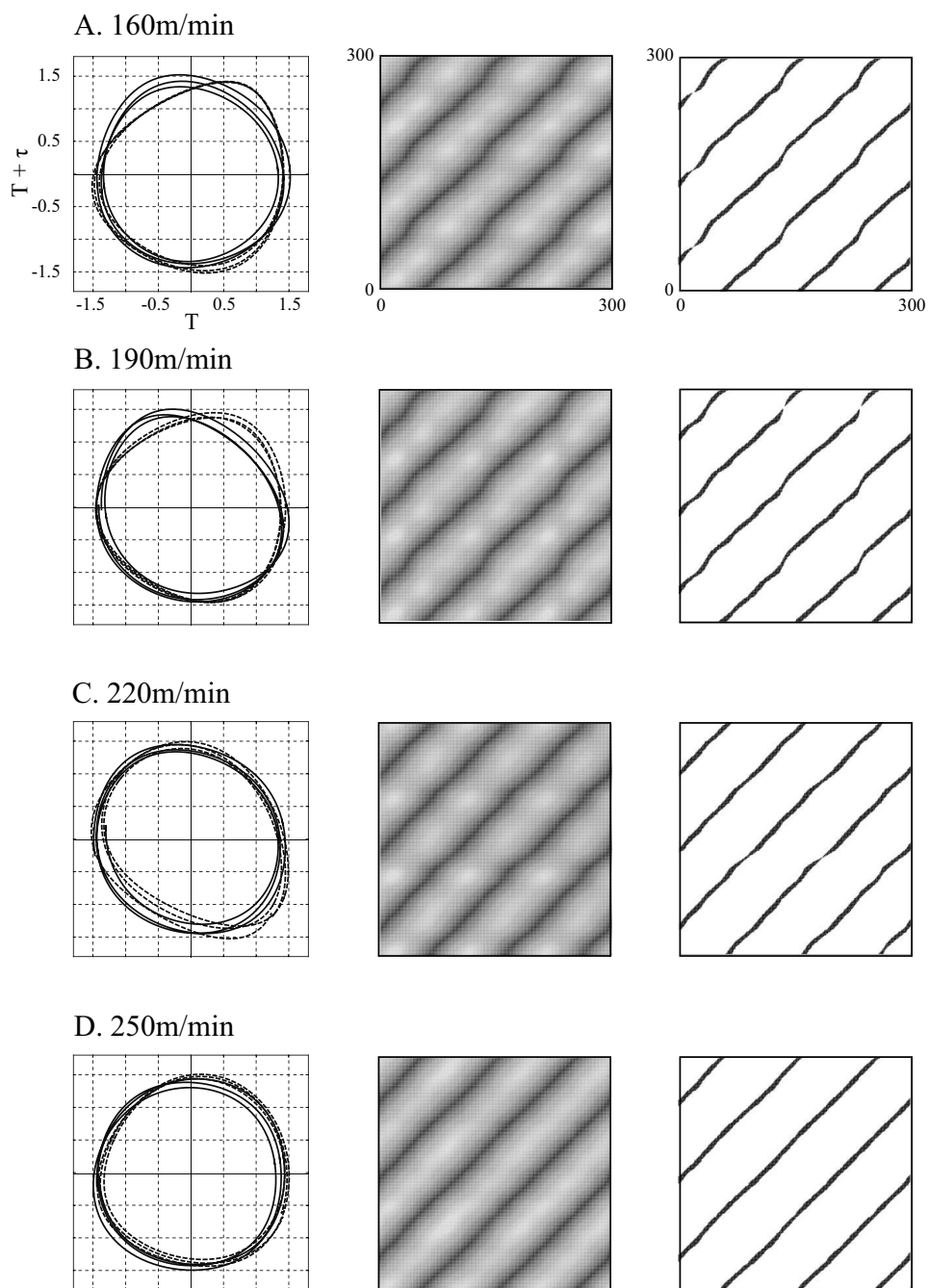


図4：位相平面および再帰プロット例。左列は位相平面に埋め込まれた上腕（破線）と大腿（実線）のアトラクタである。中央列は位相平面上における上腕と大腿のアトラクタから計算された再帰プロットである。右列は中央列の再帰プロットから二値化された再帰プロットである。

ラクタである。これらの結果から、低速（160 m/min）の歩行速度では、位相平面上の遅延時間 $T+\tau$ 軸における正の領域、つまり位相平面上の第1および第2象限における上腕と大腿のアトラクタの軌道が近接していないことが質的に認められた。そして、これらの軌道の関係は、190m/minでも同様の状態であったが、220m/minでは位相平面上の遅延時間 $T+\tau$ 軸における負の領域、つまり第3と第4象限に推移していることが質的に認められた。高速(250 m/min)の歩行速度では、いずれの象限においても、上腕と大腿のアトラクタの軌道が近接していることが質的に認められた。

中央列は、左列の位相平面上での上腕と大腿の角度変位の軌道について、300点に基準化されたアトラクタにおける各点の距離をプロットした再帰プロットの結果である。つまり、これらのプロットは、それぞれ 300×300 の行列であり、90000点の距離データがプロット中に埋め込まれていることを示している。2つのアトラクタの軌道における各点間の距離が近接していることを明示するため、色の濃淡は2つの軌道間の距離が近いほど濃く、距離が遠いほど薄い色となっている。これらの結果から、低速（160 m/min）では色の濃淡がやや不明瞭であるが、増速にともない、特に高速（250 m/min）で右上がりの斜線が明確になっていくことが質的に認められた。

右列は、中央列の再帰プロットを半径パラメータの閾値 $\varepsilon=8.7\%$ で二値化した結果である。中央列の再帰プロットと同様に、2つのアトラクタの軌道における各点間の距離が近接しているか否かを明示するため、全データの最大距離の半径パラメータ ε 以下の距離は黒色、半径パラメータ以上の距離は白色とした。これらの結果から、低速（160 m/min）では右上がりの斜線が蛇行しているが、増速にともない、特に高速（250 m/min）で右上がりの斜線が直線的に変化することが質的に認められた。つまり、これらの結果は、増速にともなって再帰プロット上の黒い部分が直線的になり、2つのアトラクタの軌道の近接状態が長期化することを示している。

これらの結果は、歩行速度の増速にともなって上腕と大腿のアトラクタの軌道が徐々に近接していくこと、そして再帰プロットおよび二値化された再帰プロットの結果からその近接状態が長期化していること、が質的に認められたことを意味する。

表1は、参加者6名のうち、国際大会に出場経験をもつ熟練者3名と日本学生陸上競技対校選手権大会への入賞経験をもつ上級者2名の L_{max} の結果を示している。分散分析の結果、速度の主効果は有意であった ($F(11, 59) = 3.52, p < .05$)。多重比較の結果、140, 150, 160, 170, 190, 200 m/min よりも 220 m/min の L_{max} , 140, 150, 160, 170, 200 m/min よりも 240 m/min の

表1：熟練者5名の各歩行速度における L_{max} 、およびその平均値、標準偏差、データ長に対する平均値の比率（% = $M/300$ ）

Participant	m/min											
	140	150	160	170	180	190	200	210	220	230	240	250
#1	42	57	55	51	55	62	41	40	62	121	132	136
#2	51	37	43	56	66	55	80	255	113	238	54	214
#3	70	78	60	80	85	81	154	81	162	73	193	259
#4	96	135	166	40	247	114	115	70	254	57	193	242
#5	133	65	84	72	66	167	56	86	259	56	256	257
M	78.4	74.4	81.6	59.8	103.8	95.8	89.2	106.4	170.0	109.0	165.6	221.6
SD	33.0	33.1	44.3	14.4	72.2	41.1	40.9	76.0	77.4	68.7	68.2	45.7
%	26.1	24.9	27.2	19.9	34.6	31.9	29.7	35.5	56.7	36.3	55.2	73.9

L_{max} , 140 から 210 と 230 m/min よりも 250 m/min の L_{max} , がそれぞれ大きいことが認められた ($MSe=3273.9, p<.05$)。これらの結果は, 低速 (140 からおよそ 200 m/min) と高速 (およそ 220 m/min から 250 m/min) の L_{max} が異なっていることを示している。そして, 増速にともない, 特に高速でアトラクタの軌道が近接する時間が急激に長期化することを意味する。

3.2 歩行速度と安定性の規則的關係

図5の黒丸とエラーバーは, 各歩行速度における参加者6名のうちの国際大会に出場経験をもつ熟練者3名と日本学生陸上競技対校選手権大会への入賞経験をもつ上級者2名の L_{max} の平均値とその標準偏差である。また図中の曲線は, 熟練・上級者5名の L_{max} に対する適合曲線の結果である。図の上部のしだりは, 分散分析で有意差が認められた水準を示している。

漸増速度に対して, 急峻な上昇をする関数としては, 指数関数と逆比例関数が予想される。ただし, 関数を選択する前提として, いくつか考慮する必要がある。漸増速度に伴って安定性が上昇するため, 独立変数である速度に直交する軸の位置 (値) を決定する必要がある。また, 速度の減速に伴って, どのような競技水準にある参加者であっても安定性 (相対的關係) がゼロになるとは想定しがたいため, 最小限の安定性を示す定数項を挿入することが必要である。これらの理由を踏まえ, 本研究では逆比例関数 $y=a/(x-b)+c$ をモデルとして取り入れた。直行軸の定数項が b であり, 最小限の安定性を示す定数項が c である。

この関数に基づき, 曲線の傾きを決定する係数 a を -3001 から -5000 まで, 速度における直交軸を決定する定数項 b を 151 から 350 まで, 安定性に関する軸を決定する定数項 c を 21 から 60 まで変化させた結果, $a=-4626, b=276, c=40$ の組み合わせでの平均誤差平方和が最小値 449.5241 になった ($y=-4626/(x-276)+40$)。これらの結果は, 安定性の上昇が 276 m/min の歩行速度を軸に既定されていることを意味する。また, 3周期300点に基準化された解析データであることを踏まえると, 歩行速度が漸減しても, 1周期のうちのおおよそ13%程度 ($=13.3 \approx 40/300$ 点) の時間は安定していること, 140 m/min まで増速すると安定性は26.1%まで上昇すること, さらに漸増に伴い逆比例関数的に安定性を高めていくことを意味する。

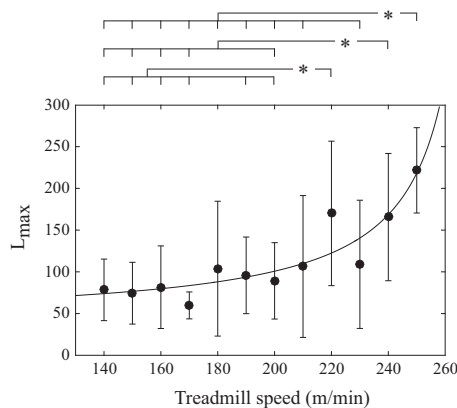


図5 : 各歩行速度における L_{max} の平均値とその標準偏差, および適合曲線。グラフ上部のしだりは各速度間で有意差 (*: $p<.05$) が認められた結果を示している。

3.3 未熟練者の安定性の停滞

図6は未熟練者の位相平面、再帰プロットの結果である。図7の黒丸は、未熟練者1名の L_{max} の変化である。実線は図5で示されている適合曲線である。破線は、実線で示されている適合曲線に近似する安定性の範囲の目安として示している。その破線は、 L_{max} の平均値に標準偏差を加算した値 ($M+1SD$) と、平均値から標準偏差を減算した値 ($M-1SD$) に対する、それぞれの逆比例関数での適合曲線である。

この結果から、漸増歩行速度条件において、未熟練者は180m/minの歩行速度まで、安定と不安定を繰り返しながらも、おおよそ標準偏差(1SD)の適合曲線の範囲内に納まるように安定性を維持していた。しかしながら、190m/minから210m/minの速度で、徐々に安定性の範囲から逸れていくことが認められた。

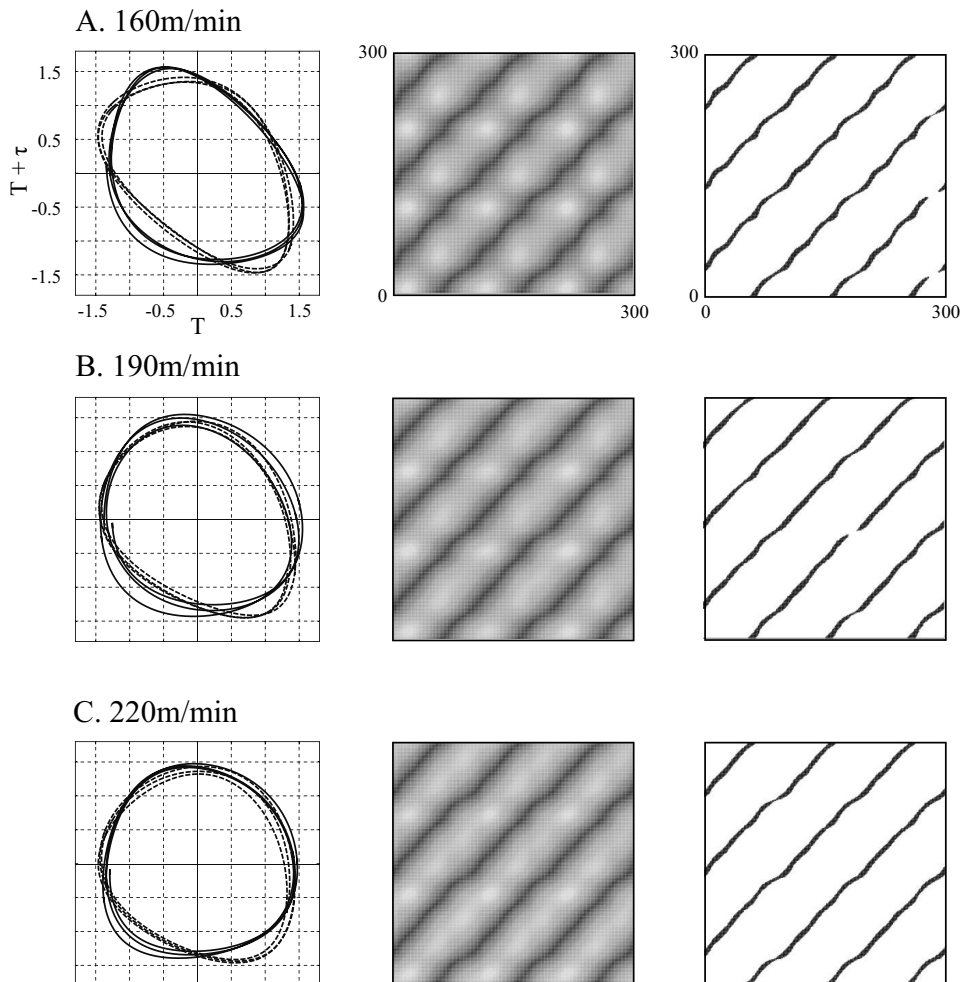


図6：未熟練者の位相平面および再帰プロットの例。左列は位相変面に埋め込まれた上腕（破線）と大腿（実線）のアトラクタである。中央列は位相平面上における上腕と大腿のアトラクタから計算された再帰プロットである。右列は中央列の再帰プロットから二値化された再帰プロットである。

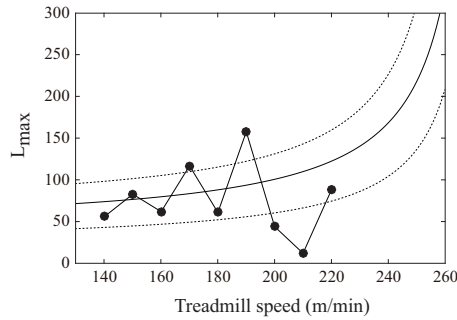


図7：各歩行速度における未熟練者の L_{max} の推移。220 m/min を超える歩行速度で歩行できなかったため、データ点は9つである。実線は、各歩行速度における熟練者の L_{max} から計算された逆比例関数の曲線(図5)であり、破線は安定性の目安(範囲)として、平均1SD値に適合させた逆比例関数による曲線を示している。

この結果は、熟練者および上級者が歩行速度の上昇に伴い、上肢と下肢の相対的關係、つまり協応パターンが徐々に安定してく一方で、未熟練者は安定性が停滞したままであることを意味している。

4 考察

本研究は、まず短期時系列データでも非線形解析を可能とする再帰定量化解析を援用し、漸増速度に伴う上肢と下肢との相対的關係の安定性の動的変化を明らかにすること、次にその変化を適合曲線でモデル化すること、最後に未熟練者の結果を比較検討することを目的とした。

これまで身体運動における運動制御、特に運動周波数を漸増あるいは漸減しながら複数の肢間の相対的關係の変化を解析した力学系アプローチの研究では、両手の人差し指(Haken et al., 1985)、両手首(Kelso, 1984)、上肢と下肢(Kelso & Jeka, 1992)など、肢間における相対的關係の安定性の指標からアトラクタの存在を検証しただけでなく、身体運動においても力学系理論が適用できる可能性についても仮説的に検証してきた。しかしながら、スポーツ種目における肢間の関係の変化について検討した研究は、競歩(平川・山本, 2011)やクロスカントリー(Cignetti, Schena, Zanone, & Rouard, 2009)のみであり、スポーツにおける研究例は少ない。

また、これらの研究では、人間の身体運動の安定性として肢間の相対的な安定性を示す指標となる秩序パラメータの変化を数量化するため、二変数間の相対位相の絶対誤差(Absolute error)や標準偏差(Standard deviation)を用いてきた。しかしながら、本研究のように短期時系列データでは、相対位相の標準偏差が安定性に関する正確な定量的指標にならない。それゆえ、短期時系列に適用する解析として、再帰定量化解析が有用なアプローチとなる。前述のように、再帰定量化解析による研究成果(Riley et al., 1999; Marwan et al., 2002; Richardson et al., 2008; Ramenzoni et al., 2011)が増えてきていることを踏まえると、この解析方法が力学系アプローチにおいて有用であることを示している。そこで本研究では、特に二変数間の相対的な安定性を解析できる相互再帰定量化解析を用いて、上肢と下肢の関係を検討した。

4.1 安定性

本研究では、漸増する運動周波数として歩行速度を設定し、歩行速度の上昇に伴って競歩の動作における四肢と下肢の相対的關係の変化を、安定性の観点から解析した。その結果、安定性を示す指標である L_{max} が、140, 150, 160, 170, 190, 200 m/min よりも 220 m/min, 140, 150, 160, 170, 200 m/min よりも 240 m/min, 140 から 210 と 230 m/min よりも 250 m/min, でそれぞれ大きいことが認められた。これらの結果は、低速（140 からおよそ 200 m/min）と高速（およそ 220 m/min から 250 m/min）で異なっていること、特に高速で四肢と下肢のアトラクタの軌道が近接する時間が急激に長期化することを示している。

さらに、この長期化は、250 m/min では、基準化された 300 コマのうち、およそ 220 コマまで伸びている、という結果であった。これは、抽出された 3 周期のデータのうち、およそ 2 周期の期間まで安定していることを示している。そして、この結果は、歩行速度が高速になると四肢と下肢も速い往復運動とならざるをえず、画一的に動くことが求められる可能性を示していると考えられる。それゆえ、高い速度にも適応できていた熟練者は、画一的に動くことができ、 L_{max} が長期化した可能性が考えられる。一方、低速では画一的に動くよりも、自由に動くことが可能である。それゆえ低速では、変動できる範囲（ゆとり）があったため、 L_{max} が短くなっていたと考えられる。これらの結果は、高い速度になるほど、熟練者は画一的に動くことが可能であり、四肢と下肢の効率の良い相互關係を産出している可能性を示していると考えられる。

4.2 歩行速度と安定性の規則的關係

前節の結果から歩行速度と安定性には、漸増する歩行速度に伴って安定性が急速に上昇していくことが確認された。これら二変数の關係を明らかにするため、まず独立変数である歩行速度に直交する軸の位置を決定する必要があること、低速そしていずれの競技水準にある参加者であっても安定性がゼロになるとは想定しがたい理由から最小限の安定性を示す定数項を挿入する必要があること、を踏まえ、本研究では逆比例関数 $y = a/(x-b) + c$ をモデルとして採択した。 x は歩行速度、 a は関数の傾き、 b は直行軸の定数項、 c は最小限の安定性を示す定数項であった。歩行速度と安定性の指標である L_{max} との關係を推定した結果、平均誤差平方和が最も小さくなった a , b , そして c の組み合わせは、 $y = -4626/(x-276) + 40$ であった。

この結果は、漸増歩行速度における安定性の上昇は、276 m/min の歩行速度を軸に既定されていること、3 周期を 300 点に基準化したデータであったため、歩行速度が漸減していても 1 周期のうちのおおよそ 13% 程度（ $= 13.3 \approx 40/300$ 点）の期間は安定していること、140 m/min まで増速すると安定性は 26.1% まで上昇し、さらに漸増速度に伴って逆比例関数的に安定性が高まっていくことを意味していた。

ここでひとたび直交軸 a の妥当性を検討する。直交軸 a を歩行速度 276 m/min とした場合、10,000m のゴールタイムは 36 分 13 秒 91 となる。2016 年 6 月 16 日現在での 10,000m 競歩の世界記録は 37 分 53 秒 09 であり、歩行速度に換算すると約 264 m/min である。これらは、世界記録の歩行速度 264 m/min, 直交軸 a の 276 m/min という順序關係にあり、直観的には妥当な推定値であるように考えられる。他方、本研究で適合された逆比例関数（ $y = -4626/(x-276) + 40$ ）によって安定性 100%（ $= 300/300$ コマ）の歩行速度を計算すると、歩行速度は 258.21 m/min であり、10,000m のゴールタイムは 38 分 43 秒 71 となる。これは、世界記録を樹立した選手が、本研究の逆比例関数での推定タイムよりも約 50 秒早くゴールしていることを意味する。また、この逆比例

関数によって歩行速度 264 m/min で安定性の値を計算すると、426 となる。これは、世界記録を樹立した選手が 1.4 倍の安定性 ($\approx 1.42 \approx 426/300$ コマ) を有することになる。このように、本研究の逆比例関数と現実の世界記録に基づいて、推定タイムや安定性をそれぞれ計算すると、世界記録を樹立した選手は推定値よりも 50 秒速く歩ける、あるいは 1.4 倍の安定性、を技能として有する、といった関係になる。それゆえ、さらに関数を精度高く推定するには、本研究での参加者よりも高い競技力を有する競技者を対象にしていくことが必要と考えられる。

4.3 未熟練者の安定性の停滞

熟練者の上肢と下肢の相対的關係は漸増歩行速度に伴い逆比例関数に則って安定していく傾向が認められたが、未熟練者は 230 m/min 以上の歩行速度に適應できず、しかも安定性は高まらずに停滞したままであった。図 4 の熟練者と図 6 の未熟練者の位相平面中における上肢と下肢のアトラクタの軌道は、低速のときにはその軌道があまり近傍を通過せず、明らかに一致していない状態であった。しかしながら、熟練者の軌道は高速になると近傍を通過する一方で、未熟練者の軌道は高速になっても近傍を通過しないことが質的な違いとして認められた。Bernstein (1967) が指摘しているように、練習量や技能水準に関わらず、同じ運動パターンを反復しても、人間は正確に同じ運動軌道を生成できない。この指摘は運動軌道が変動を包含していることを述べていると考えられる。そして、人間の運動パターン、すなわち運動出力において変動性は必ず存在する (Davis, Bennett, & Newell, 2005; Smith, Henning, Wade, & Fisher, 2015)。これらは、位相平面中のアトラクタの軌道についても同様な指摘ができることを意味している。つまり、変動を包含した運動軌道が正確に全く同一の軌道を通過しないならば、運動軌道から数値変換されて再構築された位相平面中のアトラクタの軌道も全く同じ軌道を通ることはなく、近傍を通過する状態となる。これは、同じ運動を数回繰り返したときに観察される結果でもあり、各アトラクタにおける変動性と言える。しかしながら、変動性は、学習や経験によって、柔軟性や一貫性に変わる (Vereijken, 2010)。つまり、本研究の結果は、熟練者の上肢と下肢の相対的關係に包含されていた変動性が、変化する環境 (すなわち本研究では漸増歩行速度) への適應を示し、高速になると正確性を低下させずに機能的に柔軟な關係を示すように変化したと考えられる。この観点に基づいて、低速度での未熟練者の変動性を再考すると、未熟練者の変動性は柔軟性を含んでいない変動性、つまり競歩の技術に未習熟なために、変動性が機能的な柔軟性を有していない不安定性であったと考えられる。それゆえ、熟練者の変動性は機能的な要因を有し漸増歩行速度に適應していく、あるいは高い歩行速度での合目的な歩行を成就できる動作パターンの多様性をもった柔軟な適應的变化となる変動性であったと考えられる。

謝辞

本研究は、南山大学 2016 年度パツヘ I-A-2 の助成を受けた。

文献

- Beek, P. J. & Beek, W. J. (1988). Tools for constructing dynamical models of rhythmic movement. *Human Movement Science*, **7**, 301-342.
- Bernstein, N. (1967). *Coordination and Regulation of Movements*. Pergamon Press, NY.
- Cignetti, F., Schena, F., Zanone, P. G., & Rouard, A. (2009). Dynamics of coordination in crosscountry skiing. *Human Movement Science*, **28**, 204-217.
- Davis, K., Bennett, S., & Newell, K. M. (2005). *Movement System Variability*. Human Kinetics, Champaign.
- Eckmann, J. P., Kamphorst, S. O., & Ruelle, D. (1987). Recurrence plots of dynamical systems. *Europhysics Letters*, **5**, 973-977.
- Haken, H. (1983). *Synergetics, an Introduction: Nonequilibrium Phase Transitions and Selforganization in Physics, Chemistry and Biology*. Springer Verlag, Berlin.
- Haken, H., Kelso, J. A. S., & Bunz, H. (1985). A theoretical model of phase transitions in human hand movements. *Biological Cybernetics*, **51**, 347-356.
- Hirakawa, T., Suzuki, H., Okumura, M., Gohara, K., & Yamamoto, Y. (2016). Switching dynamics between two movement patterns varies according to time interval. *International Journal of bifurcation and Chaos*, **26(10)**, 1630026.
- 平川武仁・吉田茂 (2005a). 「競歩における円滑な腰動作のための肩動作制約法」. 『陸上競技研究』, **62**, 18-27.
- 平川武仁・吉田茂 (2005b). 「競歩選手における肩腰動作の位相遅延と円滑性」. 『スポーツ心理学研究』, **33**, 1-13.
- 平川武仁・山本裕二 (2011). 「トレッドミルの漸増速度に伴う競歩選手の上腕と大腿、大腿と下腿の相対位相の段階的变化」. 『陸上競技研究』, **85**, 12-22.
- 平川武仁 (2014a). 「ローイング・マシンにおける 1000 m タイムトライアル中のハンドル速度パターンと定時的安定性の関係」. 『アカデミア人文・自然科学編』, **7**, 69-85.
- 平川武仁 (2014b). 「浮動ローイング・マシンにおける 1000 m タイムトライアル中のレース経過に伴う協応パターンの変化」. 『アカデミア人文・自然科学編』, **8**, 89-112.
- 平川武仁 (2015). 「ストロークレートの差異によるハンドル牽引力の揺らぎと安定性」. 『アカデミア人文・自然科学編』, **10**, 119-135.
- 平川武仁 (2016). 「切替時間長と左右方向への投動作パターンの規則的關係」. 『アカデミア人文・自然科学編』, **12**, 105-116.
- Kantz, H. & Schreiber, T. (1997). *Nonlinear Time Series Analysis*. Cambridge University Press, Cambridge.
- Kay, B. A., Kelso, J. A. S., Saltzman, E. L., & Schöner, G. (1987). Spacetime behavior of single and bimanual rhythmical movements: Data and limit cycle model. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, **13**, 178-192.
- Kelso, J. A. S. (1984). Phase transitions and critical behavior in human bimanual coordination. *American Journal of Physiology*, **246**, R1000-R1004.
- Kelso, J. A. S. (1995). *Dynamic Pattern: The Self-Organization of Brain and Behavior*. MIT Press, Cambridge, MA.
- Kelso, J. A. S., Holt, K. G., Rubin, P., & Kugler, P. N. (1981). Patterns of human interlimb coordination emerge from the properties of non-linear limit-cycle oscillatory processes: Theory and data. *Journal of Motor Behavior*, **13**, 226-261.
- Kelso, J. A. S. & Jeka, J. J. (1992). Symmetry breaking dynamics of human multilimb coordination. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, **18**, 645-668.
- Kudo, K., Park, H., Kay, B. A., & Turvey, M. T. (2006). Environmental coupling modulates the attractors of rhythmic coordination. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, **32**, 599-609.
- Kugler, P. N., Kelso, J. A. S., & Turvey, M. T. (1980). On the concept of coordinative structures as dissipative structures: I. Theoretical lines of convergence. In Stelmach, G. E. & Requin, J. (Eds.), *Tutorials in Motor Behavior*, pp. 3-47.

- NorthHolland Publishing Company, Amsterdam.
- Kugler, P. N. & Turvey, M. T. (1987). *Information, Natural Law and the Self-assembly of Rhythmic Movement*. Erlbaum, Hillsdale, NJ.
- Marwan, N., Romano, M. C., Thiel, M., & Kurths, J. (2007). Recurrence plots for the analysis of complex systems. *Physics Reports*, **438**, 237–329.
- Marwan, N., Wessel, N., Meyerfeldt, U., Schirdewan, A., J., & Kurths (2002). Recurrence plot based measures of complexity and its application to heart rate variability data. *Physical Review E*, **66**(2), 026702.
- Ramenzoni, V. C., Davis, T. J., Riley, M. A., Shockley, K., & Baker, A. A. (2011). Joint action in a cooperative precision task: Nested processes of intrapersonal and interpersonal coordination. *Experimental Brain Research*, **211**, 447–457.
- Richardson, M. J., Lopresti-Goodman, S., Mancini, M., Kay, B., & Schmidt, R. C. (2008). Comparing the attractor strength of intra and interpersonal interlimb coordination using cross-recurrence analysis. *Neuroscience Letters*, **438**, 340–345.
- Richardson, M. J., Schmidt, R. C., & Kay, B. A. (2007). Distinguishing the noise and attractor strength of coordinated limb movements using recurrence analysis. *Biological Cybernetics*, **96**, 59–78.
- Riley, M. A., Balasubramaniam, R., & Turvey, M. T. (1999). Recurrence quantification analysis of postural fluctuations. *Gait and Posture*, **9**, 66–78.
- Riley, M. A., Richardson, M. J., Shockley, K., & Ramenzoni, V. C. (2011). Interpersonal synergies. *Frontiers in Psychology*, **2**(38), 1–7.
- Schöner, G. & Kelso, J. A. S. (1988a). A dynamic pattern theory of behavioral change. *Journal of Theoretical Biology*, **135**, 501–524.
- Schöner, G. & Kelso, J. A. S. (1988b). Dynamic pattern generation in behavioral and neural systems. *Science*, **25**, 1513–1520.
- Schumacher, A. M., Zbilut, J. P., Webber, Jr, C. L., Schwertz, D. W., & Piano, M. R. (2006). Detection of cardiac variability in the isolated rat heart. *Biological Research for Nursing*, **8**, 55–66.
- Serrien, D. J. & Swinnen, S. P. (1997). Coordination constraints induced by effector combination under isofrequency and multifrequency conditions. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, **23**, 1493–1510.
- Serrien, D. J. & Swinnen, S. P. (1998). Interactive processes during interlimb coordination: Combining movement patterns with different frequency ratios. *Psychological Research*, **61**, 191–203.
- Smith, T. J., Henning, R., Wade, M. G., & Fisher, T. (2015). *Variability in Human Performance*. CRC Press, FL.
- Vereijken, B. (2010). The complexity of childhood development: Variability in perspective. *Physical Therapy*, **90**, 1850–1859.
- Webber, Jr, C. L., Hu, Z., & Akar, J. (2011). Unstable cardiac singularities may lead to atrial brillation. *International Journal of Bifurcation and Chaos*, **21**, 1141–1151.
- Webber, Jr, C. L. & Zbilut, J. P. (1994). Dynamical assessment of physiological systems and states using recurrence plot strategies. *Journal of Applied Physiology*, **76**, 965–973.
- Webber, Jr, C. L. & Zbilut, J. P. (1996). Assessing deterministic structures in physiological systems using recurrence plot strategies. In Khoo, M. C. K. (Ed.), *Bioengineering Approaches to Pulmonary Physiology and Medicine*, pp. 137–148. Plenum Press, NY.
- Winter, D. A. (2004). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (3rd edition). Wiley, NJ.
- Zbilut, J. P. & Webber, Jr, C. L. (2007). Recurrence quantification analysis: Introduction and historical context. *International Journal of Bifurcation and Chaos*, **17**, 3477–3481.
- Zbilut, J. P., Webber, Jr, C. L., & Zak, M. (1998). Quantification of heart rate variability using methods derived from nonlinear dynamics. In Drzewiecki, G. & Li, J. K.J. (Eds.), *Analysis and Assessment of Cardiovascular Function*, pp. 324–334. Springer Verlag, NY.