

倒立振り子モデルを用いた男子 20km 競歩レースにおける身体重心水平速度の分析

法元康二¹⁾ 阿江通良²⁾ 榎本靖士³⁾ 横澤俊治⁴⁾ 藤井範久²⁾
1) 茨城県立医療大学 2) 筑波大学 3) 京都教育大学 4) 国立スポーツ科学センター

An analysis for horizontal velocity of the centre of gravity of race walkers using an inverted pendulum model on official Men's 20 km Race Walking event

Koji HOGA¹⁾ Michiyoshi AE²⁾ Yasushi ENOMOTO³⁾ Toshiharu YOKOZAWA⁴⁾
Noriyoshi FUJII²⁾

- 1) Ibaraki Prefectural University
- 2) University of Tsukuba
- 3) Kyoto University of Education
- 4) Japan Institute of Sports Sciences

Abstract

This study used the inverted pendulum model to analyse the kinematic factors of the body segments required for high walking speed in male race walkers in official races, including elite walkers. Male race walkers participating in official 20 km-races were videotaped using a VTR camera (60 Hz) set perpendicular to the course. Thirty-five elite race walkers (race records 1:19'50" – 1:34'58") were selected as subjects. A two-dimensional 14-segment linked model and an inverse pendulum model of the centre of gravity (CG) to the support foot were used to calculate biomechanical parameters in the early phase of the race. Large vertical acceleration of the torso occurred at the mid stance phase and influenced the acceleration of the pendulum length which resulted in large extensional velocity of the pendulum.

I. 緒言

陸上競技の競歩の技術に関する初期のバイオメカニクス的研究は走運動および通常歩行との違いに焦点を当てたもの (Murray ら, 1983 ; Cairns ら, 1986) が多い. Murray ら (1983) は, 競歩では通常歩行と比較してステップ頻度とステップ長が大きいことを報告している. また, Cairns ら (1986) は, 競歩では通常歩行および走運動と比較して足関節最大底屈角度, 膝関節最大伸展角度, 骨盤の角度変位, 左右軸方向の身体内側方向地面反力の大きさ, 足関節最大底屈曲トルク, 膝関節の最大伸展トルクが有意に大きかったことを報告している. しかし, 陸上競技における競歩の公認種目は室内種目を含めて 3000 m 以上の距離であるにもかかわらず (2009,

日本陸上競技連盟), これらの研究は実験室内の短い歩行路における実験試技を分析したものであった.

競歩の技術には, 高い歩行速度を獲得するだけでなく, それをレース中に維持するための要素が内包されていると考えられる. そのため, 競歩における高い競技パフォーマンスの達成に必要な要素を明らかにするためには競技会における歩行フォームの分析が必要であると考えられる. また, 公式競技会では競歩審判員の肉眼による歩型判定が行われることから, 大きな歩行速度の獲得に関する要因の分析のみであっても, 実際の競技会において失格とならなかつた競技者を選別したうえで分析し, 検討する必要がある.

Hoga ら (2003) は, 公式競技会における一流競

技者の分析を回復脚に焦点をあてて行い、回復期後半における股関節伸展トルクが大きいことが高い歩行速度の獲得に必要であると結論づけている。しかし、この研究では歩行速度と力学的エネルギーの流れの関係について焦点をあてており、歩行速度の変化に関係のある要因については詳細には明らかにしていない。

走運動あるいは通常歩行における重心水平速度の要因については、Cavagnaら(1963, 1976, 1977)、LeeとFarley(1988)、三井と図子(2006)などが倒立振子モデルを用いて分析している。Cavagnaら(1963, 1976, 1977)は、倒立振子モデルを用いて通常歩行における力学的エネルギーの変化から歩行時の運動エネルギーと位置エネルギーの変換について分析している。LeeとFarley(1988)は、通常歩行および走運動中の身体重心の軌跡に影響を及ぼす要因について倒立振子モデルを用いて分析し、接地時の倒立振子モデルと水平線のなす角度および支持脚にかかる圧縮力が重要な要因であることを明らかにしている。三井と図子(2006)は、高齢者の歩行について分析し、倒立振子によってモデル化した身体を前方に回転させ、大きなストライド長を獲得するためには、支持脚の屈曲伸展による振子のばね様の長さ変化が重要であると報告している。これらの研究では、人間の移動運動におけるスピードの生成に関わる身体各部分の機構について倒立振子モデルを用いて明らかにしており、競歩も通常歩行や走運動と同様に人間の二足移動運動であることから、倒立振子モデルを用いて身体重心速度と身体各部分の関係について明らかにすることが可能であろう。

本研究の目的は、競歩における大きな歩行速度の生成要因を公式競技会におけるデータから倒立振子モデルを用いた水平重心速度の分析から明らかにすることである。

II. 方法

1. 公式競技会におけるデータ収集

1997年から1999年にかけて日本国内で行われた公式競技会における20 kmレースに参加し、熟練した競歩審判員による判定のもとで失格とならずにフィニッシュした男子選手のうち、当該レースにおける記録が1時間35分以内の35名を被験者とした。Table 1は被験者の特性を示したものである。被験者の中には世界陸上競技選手権男子20 km優勝者、ワールドカップ競歩男子20 km優勝者、男子50 km優勝者など、世界および日本の一流競歩選手が含ま

Table 1 Characteristics of the subjects for official races ($N = 35$).

	Mean	SD	Max - Min
Age (yrs)	23.1	4.3	34 - 18
Height (m)	1.71	0.05	1.83 - 1.63
Body Mass (kg)	57.8	4.4	68 - 50
Race time	1:27'55"1	4'33"5	1:19'50" - 1:34'59"
Personal best time	1:26'07"5	5'10"1	1:18'27" - 1:34'59"
Performance Ratio (%)	97.0	3.6	100.0 - 88.0

れていた。また、分析レースより前に達成された各被験者の自己記録から算出した自己記録達成率を示した。

なお、分析対象競技会におけるVTR撮影の一部は、日本陸上競技連盟科学委員会バイオメカニクス班の活動として行われたものである。また、最後に撮影した競技会以降、2009年3月までに更新された日本記録および世界記録の更新率はそれぞれ0.44%と1.2%で非常に小さく、競技水準の大きな変化はみられなかったことから、データの追加は行わなかった。

1周2 kmの周回コースで実施された公式競技会における男子20 kmレースのうち、歩行フォームに対する疲労の影響を少なくするためにレース前半4-8 km地点の歩行動作をVTR撮影した。レース中の競技者を側方からVTRカメラを用いて撮影を行った。撮影スピードは毎秒60フィールド、露出時間は撮影条件により1/1000秒もしくは1/1500秒であった。

カメラはコース上の距離計測線から15 mの距離に三脚に固定し、5 mの区間を撮影範囲とした。また、実座標に換算するため距離計測線上に2つの較正マークを4 m間隔で置いた。

2. 実験におけるデータ収集

被験者は10000 m競歩および20 km競歩を専門とする男子競歩競技者計12名を被験者とした。Table 2に被験者の特性を示したが、この中には日本学生陸上競技選手権10000 m競歩の優勝者など国内一流選手が複数含まれていた。実験は公認陸上競技場のトラック走路と同じ舗装材を用いた歩行路をトラックバックストレート直走路に隣接するアウトフィールドに直線長さ50 mで設定し、各被験者の10000 m競歩の自己記録の平均ペースで通常の陸上競技トラック種目とは反対方向に歩く試技を各被

Table 2 Characteristics of the subjects for experiment ($N = 12$)

	Mean	SD	Max	Min	Unpaired t-value to official races
Age (yrs)	20.9	3.0	29	18	1.94
Height (m)	1.72	0.04	1.78	1.64	0.77
Body mass (kg)	56.0	3.3	62	50	1.46
Personal best time	43'43"93	2'14"58	40'52"70	48'50"76	0.94

験者に3-5回行わせた。光電管 (Brower Timing Systems 社製, IRDT175) を用いて計測した撮影区間の歩行時間から、歩行速度を算出し、自己記録の平均ペースに最も近かった1試技を分析試技とした。また、実験に先立って各被験者には実験の内容と遂行にあたって伴う危険性について十分に説明を行い、実験参加に関する同意を得た。

撮影はインフィールド内の実験歩行路の側方50mの位置に設置した高速度VTRカメラ (NAC社製, HSV-500³VCR) を用いて、毎秒250コマ、露出時間1/500-2000秒で、カメラをパンニングして行った。地面反力の計測には、トラック外の歩行路に埋設した2台のフォースプラットフォーム (Kistler社製, 9281A) を用い、500Hzのサンプリング周波数でA/D変換した後にPCに取り込んだ。地面反力と画像を同期するために、カメラの撮影範囲内に同期装置 (DKH社製, PH-100A) を置いて、被験者が撮影範囲内の中央を通るあたりで発光させ、同期信号を地面反力データとともに記録した。また、陸上競技規則では公式競技会における歩型判定は競歩審判員の肉眼によって行うことが定められているため、本研究では競歩審判員の経験のある検者の肉眼によって各試技の判定を行い、歩型違反であると認識された試技については分析対象より除外した。

3. データ処理

(1) 2次元座標データの算出

公式競技会および実験において撮影したビデオ画像は同じ方法でデータ処理を行った。撮影したVTR画像における被験者の1サイクルの歩行動作について身体分析点 (23点) および較正マーク (2点) を、公式競技会については60Hzで、実験については125Hzで、それぞれデジタル化した。デジタル化にはDKH社製Frame-DIAS IIシステムを用い、得られた身体の2次元座標を実長換算した。WellsとWinter (1980) の方法により分析点の座標成分ごと

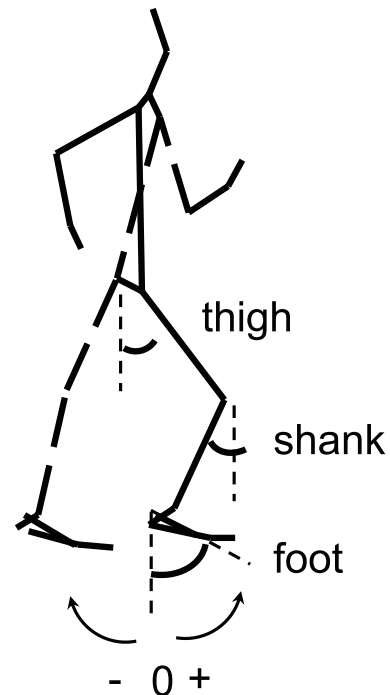


Figure 1 Definition of segment angles

に最適遮断周波数を決定し、Butterworth low-pass digital filter を用いて平滑化を行った。平滑化の最適遮断周波数は、公式競技会の歩行動作が1.8-8.4 Hzで、実験における歩行動作が2.5-6.25 Hzの範囲であった。

(2) キネマティクスの変数の算出

平滑化した座標データから身体を左右の手、前腕、上腕、足、下腿、大腿、頭部、体幹の14部分からなるリンクセグメントにモデル化し、阿江 (1996) の身体部分慣性係数を用いて、部分および全身の重心位置、部分の慣性モーメントを算出した。また、全身の重心および部分の重心位置を数値微分することで、重心速度、重心加速度を算出した。さらに、Figure 1で定義した部分角度を算出し、数値微分することにより角速度、角加速度を求めた。

歩行の1サイクルを右足離地時から次の右足離地時までとし、1サイクルに要した時間を2等分して、その逆数をピッチ、1サイクル中における重心の水平方向の変位を2等分したものをステップ長とした。1サイクルの平均歩行速度 (V_{ave}) はピッチとステップ長の積により算出した。

(3) 倒立振り子モデルの定義

三井と関子 (2006) と同様に、全身の身体重心位置および地面反力の足圧中心位置を用いて歩行フォームをFigure 2で示したように倒立振り子にモデル化した。公式競技会では地面反力の計測はできないため、実験データから推定した足圧中心位置を用いた。

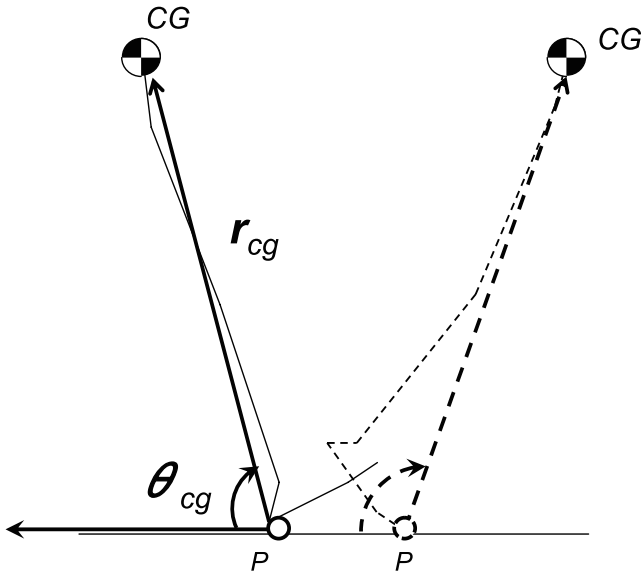


Figure 2 An inverted pendulum model

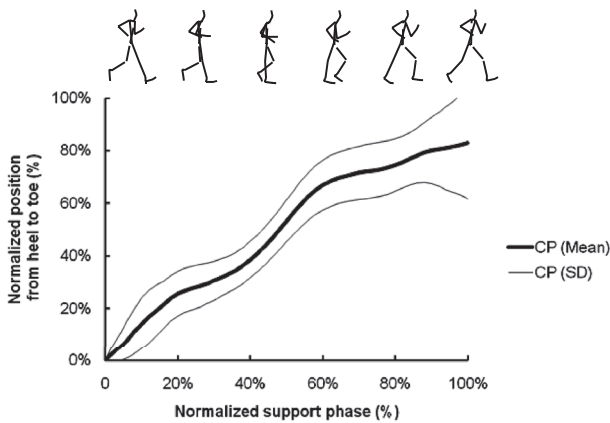


Figure3 Normalized pattern of the center of pressure position (CP) for all subject in the experiment. Position of CP for each subject was normalized by the horizontal length from heel to toe of the support foot as 100 %, and normalized by the time of the support phase, which was defined as the time from the instant of right heel strike to the instant of right toe off as 100 %.

実験における各被験者の接地時の支持足かかとの水平位置を0%とし、離地時のつま先の水平位置を100%として被験者ごとの相対的な足圧中心位置を算出し、支持足接地から支持足離までの時間を100%として各被験者の相対足圧中心位置データを規格化した。さらに、規格化したデータの全被験者の相対足圧中心位置データの平均値を算出した

(Figure 3). 時々刻々の相対足圧中心位置は右足支持期全体を通して歩行速度との間に5%以下の有意な相関がみられなかったことから、実験における足圧中心位置の平均値を公式競技会における倒立振子の地面に対する接点の位置とした。

身体重心の水平速度 (V_x) を、以下の式 (1) - (4) によって回転要素 (V_{rot}) と伸縮要素 ($V_{flex-ext}$)、および足圧中心要素の (V_{foot}) の三要素に分けた。

$$V_x = V_{flex-ext} + V_{rot} + V_{foot} \quad (1)$$

$$V_{flex-ext} = -r_{CG} \cos \theta_{CG} \quad (2)$$

$$V_{rot} = r_{CG} \dot{\theta}_{CG} \sin \theta_{CG} \quad (3)$$

$$V_{foot} = \dot{P}_{foot} \quad (4)$$

ここで r_{CG} は倒立振子ベクトルの大きさ、 θ_{CG} は被験者の後方に向かう水平線ベクトルを基準とした倒立振子ベクトルの角度、 \dot{r}_{CG} と $\dot{\theta}_{CG}$ は r_{CG} と θ_{CG} を時間微分したもの、 \dot{P}_{foot} は、倒立振子の地面との接点となる足圧中心の水平方向の位置である P_{foot} を時間微分したものである。

(4) 統計処理

支持期における時系列データは右足接地から右足離地までの時間を100%として規格化し、被験者間でデータの大きさとパターンの比較を行った。また、比較にあたって同一被験者群で比較する場合には対応のある t 検定を行い、異なる被験者群で比較する場合には対応のない t 検定を行った、それぞれの有意水準は5%未満とした。

回転要素、伸縮要素と足圧中心要素の歩行速度に対する影響をみるために、水平重心速度に対する重回帰分析を行い、標準回帰係数 β を算出した。また、分析項目間の関係を見るため、ピアソンの相関係数 r を算出した。有意水準は5%未満とした。

III. 結果

1. 歩行速度

公式競技会および実験における全ての被験者の1サイクルの平均歩行速度 (V_{ave}) を Table 3 に示した。公式競技会における V_{ave} (3.80 ± 0.20 m/s) と実験における V_{ave} (3.91 ± 0.17 m/s) の間には有意な差はみられなかった。

Table 3 Mean average walking speed for official races ($N = 35$) and experiment ($N = 12$).

	Mean	SD	Unpaired t-value
Official races (m/s)	3.80	0.20	1.77
experiments (m)	3.91	0.17	

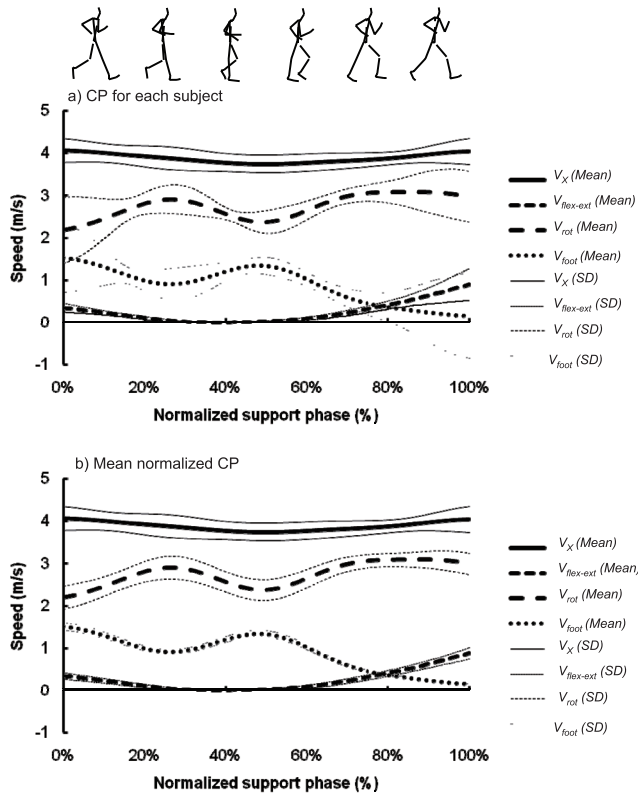


Figure 4 Horizontal velocity of the centre of gravity (V_x), the flexion-extension component ($V_{flex-ext}$), the rotational component (V_{rot}), and the moving foot of the pendulum component (V_{foot}) of V_x for all subjects ($N = 12$) during the support phase on experiment. The upper figure (a) shows data calculated with the center of pressure for each subject. The lower figure (b) shows data calculated with the average center of pressure.

2. 支持期における水平重心速度の変化

実験における全ての被験者の水平重心速度 (V_x), 伸縮要素 ($V_{flex-ext}$), 回転要素 (V_{rot}), 足圧中心要素 (V_{foot}) の規格化した右足支持期の変化パターンの平均値と標準偏差を Figure 4a に示した。

V_x と $V_{flex-ext}$ は右足接地から右足支持期 40% まで減少し, 右足離地まで増加していた。 V_{rot} は右足接地から右足支持期 30% まで増加したあと減少し, 右足支持期 50% から 80% まで増加して離地していた。

Figure 4b は Figure 3 で示した実験におけるす

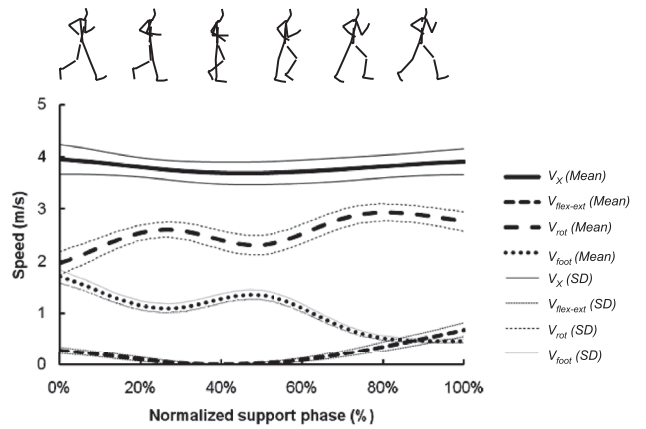


Figure 5 Horizontal velocity of the centre of gravity (V_x), the flexion-extension component ($V_{flex-ext}$), the rotational component (V_{rot}), and the moving foot of the pendulum component (V_{foot}) of V_x for all subjects ($N = 35$) during the support phase on official races. Data was calculated with the average center of pressure of experiment.

べての被験者の足圧中心位置の平均値を倒立振子の地面との接点と仮定して実験における被験者の V_x , $V_{flex-ext}$, V_{rot} , V_{foot} を算出し, 規格化した右足支持期の変化パターンを示したものである。全ての変数で Figure 4a に示した被験者ごとの足圧中心による場合と同じ変化パターンを示し, また, 1% ごとのデータを比較したところ有意な差はみられなかった。

実験における全被験者の相対足圧中心位置の平均値を用いて算出した公式競技会における全ての被験者の V_x , $V_{flex-ext}$, V_{rot} , V_{foot} の規格化した右足支持期における平均値と標準偏差を Figure 5 に示した。 V_x と $V_{flex-ext}$ は右足接地から右足支持期 40% まで減少し, 右足離地まで増加していた。 V_{rot} は右足接地から右足支持期 30% まで増加したあと減少し, 右足支持期 50% から 80% まで増加して, その後減少して離地していた。

Table 4 は公式競技会におけるデータの右足接地時および離地時の V_x と V_x の最小値を示したものである。また, V_{ave} との関係を見るために, V_{ave} に対する相関係数 (r) および標準回帰係数 (β) を示した。重回帰分析の結果では, V_{ave} に対する有意な関係はどの変数についてもみられなかったが, 右足接地時における V_x ($r = 0.70$, $p < 0.001$), V_x の最小値 ($r = 0.94$, $p < 0.001$), 右足離地時における ($r = 0.81$, $p < 0.001$) とともに V_{ave} と有意な強い相関がみられ, 最小値が最も強い相関を示した。

Table 4 The horizontal velocity of the centre of gravity at right heel strike, at right toe-off and the minimum value for all subjects in official races ($N = 35$). Coefficients of correlation (r) and standardized coefficients of multiple regressions (β) to the average walking speed during one cycle (V_{x-ave}) were calculated.

	Mean	SD	r to the average walking speed (V_{x-ave})	β to the average walking speed (V_{x-ave}) ($r^2 = 0.999$)
V_x at right heel strike (m/s)	3.95	0.28	0.70 ***	0.20
V_x at minimum (m/s)	3.63	0.21	0.94 ***	0.24
V_x at right toe off (m/s)	3.91	0.25	0.81 ***	0.56

*** $p < 0.001$

Table 5 The flexion-extension component ($V_{x-flex-ext}$), the rotational component (V_{x-rot}), and the foot of the pendulum component (V_{x-foot}) of the horizontal velocity of the centre of gravity at the instant of the minimum average walking speed (V_{x-min}) for all subjects in official races ($N = 35$).

	Mean	SD	r to V_{x-min}	β to V_{x-min} ($r^2 = 0.999$)
$V_{x-flex-ext}$ (m/s)	0.04	0.08	0.14	0.16
V_{x-rot} (m/s)	2.43	0.25	0.76 ***	0.84 ***
V_{x-foot} (m/s)	1.16	0.22	0.04	0.02

*** $p < 0.001$

Table 5 は Table 4 と同様に公式競技会での V_x が最小値を示した時点における $V_{flex-ext}$, V_{rot} , V_{foot} を示したものである。 V_x の最小値 (V_{x-min}) との関係を見るために、 V_{x-min} に対する相関係数 (r) および標準回帰係数 (β) を示した。 V_{x-min} は、 V_{rot} との間に有意な相関がみられ ($r = 0.76$, $p < 0.05$), また、重回帰分析の結果、 V_{x-min} とは V_{rot} が最も強い関係を示した ($\beta = 0.84$, $p < 0.05$)。 なお、表には示さなかったが、 V_{ave} に対しても V_{rot} が最も強い関係を示した ($r = 0.54$, $p < 0.05$, $\beta = 0.84$, $p < 0.05$)。

公式競技会における右足接地から V_x が最小値を示した時点までの $V_{flex-ext}$ および V_{rot} の変化量を

Table 6a The difference in $V_{flex-ext}$ and V_{rot} from the right heel strike to the instant of minimum V_x for all subject in official races ($N = 35$).

	Mean	SD	r to V_{ave}
V_{x-rot} (m/s)	0.42	0.30	0.19
$V_{x-flex-ext}$ (m/s)	-0.25	0.11	-0.03

Table 6b The difference in $V_{flex-ext}$ and V_{rot} from the instant of minimum V_x to right toe-off for all subject in official races ($N = 35$).

	Mean	SD	r to V_{ave}
V_{x-rot} (m/s)	0.56	0.29	-0.28
$V_{x-flex-ext}$ (m/s)	0.73	0.16	0.53 **

** $p < 0.01$

Table 6a に示した。 さらに、 Table 6b には同じく公式競技会での V_x が最小値を示した時点から右足離地までの $V_{flex-ext}$ および V_{rot} の変化量を示した。 なお、 V_{ave} との関係を見るために、 V_{ave} に対する相関係数をそれぞれ示した。

$V_{flex-ext}$ は V_x が最少値を示した時点から右足離地まで増加し、 $V_{flex-ext}$ の増加量は V_{ave} との間に有意な相関がみられた ($r = 0.53$, $p < 0.01$)。 V_{rot} は右足接地から V_x が最少値を示した時点まで増加していたが、 V_{ave} との間に有意な相関はみられなかった ($r = 0.19$)。

3. 身体重心と頭部、 上肢、 体幹 (HAT) の鉛直加速度と速度

Table 7 は V_x が最小値を示した時点の振子の長さの加速度 (A_{pen}) および、 身体重心の鉛直方向加速度 (A_{y-cg})、 頭部、 上肢、 体幹を合わせた部分 (HAT) の鉛直方向加速度 (A_{y-HAT}) を示したものである。 表中には示さなかったが、 A_{pen} ($13.78 \pm 2.85 \text{ m/s}^2$) と V_{ave} の間には有意な相関がみられた ($r = 0.40$, $p < 0.05$)。 A_{y-cg} ($r = 0.88$, $p < 0.05$) および A_{y-HAT} ($r = 0.84$, $p < 0.05$) は A_{pen} との間にも有意な相関がみられた。

Figure 6 は公式競技会における全ての被験者の身体重心の鉛直方向加速度 (A_{y-cg}) および HAT の鉛直方向加速度 (A_{y-HAT}) の平均値と標準偏差を規格化した右足支持期について示したものである。 A_{y-cg} および A_{y-HAT} は右足接地時においてほぼ 0 の値を示し、 支持期 40 % まで増加して、 右足離地まで減少して

Table 7 The acceleration of pendulum (A_{pen}), the vertical acceleration of the center of gravity (A_{y-cg}) and the vertical acceleration of head, arms, and torso (A_{y-HAT}) at the instant of the minimum walking speed for all subjects in official races ($N = 35$).

	Mean	SD	r to A_{pen}
A_{pen} (m/s^2)	13.78	2.85	
A_{y-cg} (m/s^2)	-0.21	0.60	0.88 *
A_{y-HAT} (m/s^2)	0.41	1.07	0.84 *

* $p < 0.05$

Table 8 The time and length of downward and upward vertical displacement of CG during the support phase for all subjects in official races ($N = 35$).

		Mean	SD	r to V_{ave}
Time (s)	Down	0.11	0.02	-0.21
	Up	0.17	0.02	-0.36 *
Length (m)	Down	-0.03	0.01	0.05
	Up	-0.05	0.01	0.14

* $p < 0.05$

いた。また、 A_{y-cg} と A_{y-HAT} は支持期 35% から 50% まで V_{ave} と有意な相関を示した。また、 V_x が最小値を示した時点における支持脚の足部、下腿、大腿の角速度および角加速度と V_{ave} の関係についてみたところ有意な相関はみられなかった。

Table 8 は公式競技会の全ての被験者の右足支持期における身体重心が上方および下方へ移動した距離を示したものである。身体重心の変位は上方、下方ともに V_{ave} とは有意な相関はみられなかった。しかし、上方への移動時間については V_{ave} と有意な相関がみられた ($r = -0.36$, $p < 0.05$)。

IV. 考察

1. 公式競技会における倒立振りモデルの妥当性

本研究では、公式競技会での地面反力計測ができなかったため、実験における支持足の足圧力中心位置をもとにして、公式競技会における足圧中心位置を推定して倒立振りモデルの地面との接点とした分析を行った。

Figure 4a と 4b に示した通り、実験における被験者ごとの足圧力中心を倒立振りモデルの地面との接点として算出した水平歩行速度の各要素と、足圧

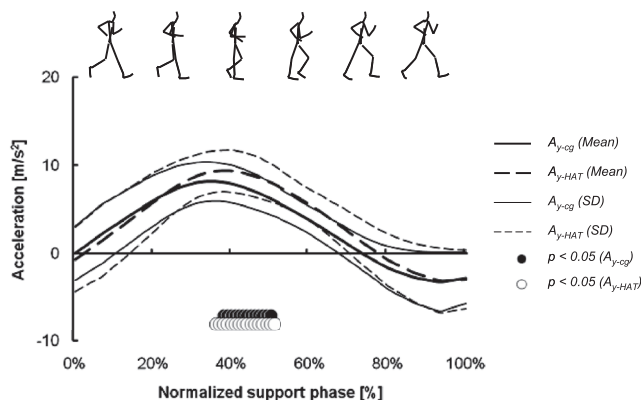


Figure 6 The vertical acceleration of the center of gravity (A_{y-cg}) and HAT (A_{y-HAT}) for all subjects ($N = 35$) during the support phase. Circles indicate the phases in which A_{y-cg} and A_{y-HAT} was significantly related to the mean upward vertical average of each segment.

中心の全被験者の平均値を接点とした各要素のデータの間には有意な差はみられなかった。このことは、推定値に基づいたモデルによって各要素を算出することが妥当であったことを示している。また、Table 3 に示した通り、1 サイクル中の平均歩行速度は実験と公式競技会とで有意な差は見られず、水平重心速度の変化パターンについても、Figure 4a と 4b に示した実験におけるデータと Figure 5 に示した公式競技会におけるデータの間に有意な差はみられなかったことから、実験において算出した平均の足圧中心位置に基づいた倒立振りモデルによって公式競技会のデータを分析することも妥当であると考えられる。

2. 右足支持期における水平重心速度の変化

Figure 4a, 4b, 5 に示したように実験でも公式競技会でも水平重心速度は接地後に支持期中盤まで減少し、その後増加して離地していた。ここで、接地時、最小値出現時、離地時のそれぞれの水平歩行速度と平均の歩行速度との関係をみたところ、いずれの局面においても有意な相関があり、最小値出現時の歩行速度が平均歩行速度と最も関係が強かったことから (Table 4)、この時の水平重心速度を構成する要素を詳細に検討することで大きな歩行速度を獲得するための要因を明らかにできると考えられる。そこで、水平重心速度の最小値が出現した時点での伸縮要素、回転要素、足圧中心要素と歩行速度最小値および平均歩行速度の関係をみたところ、回

転要素が最も関係が強かったことから (Table 5), 水平重心速度が最小値を示す時点での回転要素が大きいことが水平重心速度を高め, 高い歩行速度を獲得するための重要な要因であると考えられる.

Figure 5 に示したとおり, 水平重心速度の回転要素は水平重心速度が減少する局面では増加する変化パターンである. Table 6a に示した通り, 右足接地から水平重心速度最小値が出現する時点までの回転要素の変化は平均歩行速度とは有意な関係は見られず, 接地後の回転要素の増加は大きな歩行速度の獲得には関係していなかったと考えられる. また, 水平重心速度の右足接地から最小値までの減少 (-0.32 ± 0.23 m/s) についても平均歩行速度とは有意な相関は見られず ($r = 0.004$), 支持期前半における水平重心速度および各要素の変化は大きな歩行速度の獲得には関係していなかったと考えられる. その一方で, 右足接地時の水平重心速度の大きさは平均歩行速度と有意な相関がみられただけでなく (Table 4), 水平重心速度最小値と有意な強い相関がみられ ($r = 0.59, p < 0.05$), 水平重心速度の最小値の高さに影響していたと考えられる.

競歩のルールでは一方の足が離地してからもう一方の足が接地するまでのロス・オブ・コンタクト局面の発生は競歩審判員が肉眼で判定することになっており, その局面は 0.04 s 以下になることが Knicker と Loch (1990) により報告されている. また, Hoga ら (2003) が報告しているように, 日本国内の公式競技会でも同じ時間におさまっていることから, 競歩における非支持時間は非常に短く, 接地時の水平重心速度は離地時のものとの関係が非常に強いと考えることができる. Table 6b に示した通り, 水平重心速度最小値が出現する時点から右足離地までの伸縮要素の変化は平均歩行速度とは有意な関係がみられたことから, 支持期後半での伸縮要素の変化は右足離地時の水平重心速度の大きさに影響し, 大きな歩行速度の獲得に影響していたと考えられる.

3. 右足支持期における振子の加速度と身体重心および体幹の鉛直加速度

水平重心速度の最小値が出現した時点における振り子の長さの加速度は平均歩行速度との間に有意な関係がみられた. この時点では振子は地面に対してほぼ垂直な姿勢であると考えられることから, この時点で振り子の加速度が高いことは, 身体各部の鉛直加速度の大きさに影響を受けていると考えられる. 身体重心および体幹の鉛直加速度もピーク時におい

て大きく, 平均歩行速度と有意な関係があったことから, 振り子の加速度は体幹の鉛直方向の加速度の影響を受けていたと考えられる.

また, 競歩においては支持脚が地面と垂直になる時点では膝関節は伸展位にあり, 下肢各関節の矢状面内の動きが身体重心および体幹の鉛直方向の加速度に影響するとすれば, 足部の動きによることになるが, 足部の角加速度は平均歩行速度と有意な相関はなかった. Murray ら (1983) や法元 (2006) は, 競歩における支持期中盤では前額面内の骨盤の回転をさせることによって支持期前半の矢状面内の支持脚の回転に伴う体幹および身体重心の位置が高くなるのを防ぐ, あるいは重心位置を低くし, その際には股関節の外側トルクが大きくなることを述べている. さらに, 指導者向けの技術指針として DaMilano ら (2008) は, 前額面内の骨盤の回転によって体幹の重心位置の上昇を抑えるあるいは位置を低くすることを述べている. そのため, この局面では支持脚膝関節が伸展位を保持した状態でも身体重心および体幹の上下動は発生すると考えられる. しかし, 本研究では矢状面内の動きを 2 次元画像分析でとらえたにすぎないため, 前額面内の骨盤の動きと鉛直方向の重心加速度, 歩行速度の関係については今後 3 次元的分析によって検討する必要がある.

また, DaMilano ら (2008) は, 指導者向けの判定対策として, 身体の上下動が大きい場合はロス・オブ・コンタクトを誘発するものとして避けるべきものとしている. Figure 6 に示したような鉛直方向への加速度はこういった上下動を誘発すると考えられるが, Table 7 に示したように本研究の被験者では支持期後半における鉛直方向の変位は平均歩行速度には関係はなかった. その一方で鉛直方向への変位の時間は平均歩行速度と有意な相関があり, 歩行速度が高いほど鉛直変位時間は短い傾向を示した. 加速度が高いことは速度を大きくすることになるが, 速度が大きいことは変位の増大か変位時間の短縮につながることになる. したがって, 本研究の被験者では, 鉛直方向の加速度が大きいことは, 歩型違反となるロス・オブ・コンタクトにつながる上下動を大きくするのではなく, 重心位置が接地時と同じ高さに復元する時間を短くしていたと考えられる.

V. 結論

本研究の目的は, 競歩における大きな歩行速度の生成要因を公式競技会におけるデータから倒立振り

モデルを用いた水平重心速度の分析から明らかにすることであった。

目的を達成するために、男子 20 km 競歩の公式競技会における 2 次元画像分析データにより推定した足圧中心を地面との接点とし、身体重心を端点とする倒立振子にモデル化して水平歩行速度を伸縮要素、回転要素、足圧中心要素の 3 つに分けて分析した。足圧中心の推定のために、10000 m 競歩および 20 km 競歩を専門種目とする 12 名を被験者とした実験において競歩中の地面反力を測定し、全被験者の相対足圧中心位置の平均値を求めた。

分析の結果得られた知見をまとめると以下のようになる。

- ① 1 歩中の平均歩行速度は身体重心水平速度の最小値と関係が強かった。
- ② 身体重心水平速度の最小値は最小値が出現した時点の回転要素との関係が強かった。
- ③ 支持足が接地してから身体重心水平速度の最小値が出現するまで、水平速度の回転要素は増加していたが、その増加量は歩行速度とは関係がなかった。
- ④ 身体重心水平速度の最小値が出現してから支持足が離地するまで、水平速度の伸縮要素は増加しており、その増加量は歩行速度と関係していた。
- ⑤ 身体重心水平速度の最小値が出現した時点での、倒立振子の長さの加速度は歩行速度と関係し、身体重心および体幹の鉛直方向上方への加速度も歩行速度と関係していた。しかし、足部、下腿、大腿の矢状面内の角加速度は歩行速度とは関係がなかった。

以上の本研究の結果から、1 歩中の平均歩行速度は、水平速度の最小値と関係が強かったものの、接地時、離地時の水平速度とも関係しており、接地時から最小値までの速度変化は歩行速度と関係がなかった一方で、最小値から離地時までの速度変化が歩行速度と関係していたことが明らかになった。そのため、大きな歩行速度の獲得のためには、支持期中盤において、Murray ら (1983) や法元 (2006)、DaMilano ら (2008) が述べたような前額面内の骨盤の回転によって体幹の鉛直方向上方への加速度を発生させることで、足圧中心に対する身体重心の伸縮速度を大きくし、そのことによって支持足離地時点での身体重心水平速度を大きくすることが重要であると考えられる。

文献

- 阿江通良 (1996) 日本人幼少年およびアスリートの身体部分慣性係数. *Japanese Journal of Sports Science*, 15 (3), 155-162.
- Cairns, M.A., Burdett, R.G., Pisciotto, J.C., and Simon, S.R. (1986). A biomechanical analysis of race walking gait. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 18(4): 446-453.
- Cavagna, G.A., Saibene, F.P., and Margaria, R. (1963). External work in running. *Journal of Applied Physiology*, 18: 1-9.
- Cavagna, G.A., Thys, H. and Zamboni A. (1976). The sources of external work in level walking and running. *Journal of Physiology*, 262: 639-657.
- Cavagna, G.A., Heglund, N.C., and Taylor, C.A. (1977). Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *American Journal of Physiology*, 233: R243-R261.
- DaMilano, M., Vizini, V., LaTorre, A., Saladie LaFuente, L., Hoga, K. and Ae, M. (2008). La Marcia-Percorso attraverso la specialita piu medagliata dell' Atletica Leggera Italiana. Commissione Giudici Marcia e Settore Tecnico Marcia : Roma, pp30-39.
- Hoga, K., Ae, M., Enomoto, Y., and Fujii, N. (2003). Mechanical energy flow in the recovery leg of elite race walkers. *Sport Biomechanics*, 2(1): 1-13.
- 法元康二 (2006) 世界トップアスリートの歩型に学ぶ: 分析データの歩型指導への応用. *月刊陸上競技*, 40 (6), 166-169.
- Knicker, A., and Loch, M. (1990). Race walking technique and judging the final report of the international athletic foundation research project, *New Studies in Athletics*, 5(3): 7-9.
- Lee, C.R., and Farley, C.T. (1988). Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running. *Journal of Experimental Biology*, 201: 451-456.
- 三井 孝, 関子浩二 (2006) 身体の逆振り子運動からみた高齢者歩行における歩幅の獲得要因. *体育*

学研究, 51 (4), 447 - 458.

Murray, M.P., Guten, G.N., Mollinger, L.A., and Gardner, G.A. (1983). Kinematic and electromyographic patterns of Olympic racewalkers. *The American Journal of Sports Medicine*, 11(2): 68-74.

Wells, R.P., and Winter, D.A. (1980). Assessment of signal and noise in the kinematics of normal, pathological and sporting gaits. *Human Locomotion I*, Canadian Society of Biomechanics, Ottawa: pp92-93.

財団法人日本陸上競技連盟 (2009) 陸上競技ルールブック 2009 年版, あい出版: 東京.