

中長距離ランナーにおけるステップ変数と 走の経済性の縦断的変化の関係

丹治 史弥¹⁾ 鍋倉 賢治²⁾

Fumiya Tanji¹ and Yoshiharu Nabekura²: Relationship between longitudinal changes in step parameters and running economy in well-trained distance runners. *Japan J. Phys. Educ. Hlth. Sport Sci.*

Abstract: Step parameters are associated with running economy (RE), but the relationship between these longitudinal changes remains unclear. In the present study, we aimed to clarify the relationship between changes in step parameters and RE at intensities below and above the lactate threshold (LT) in well-trained middle to long-distance runners and to acquire knowledge applicable to coaching. A total of 29 male university students training in distance running (age, 19.4 ± 1.0 yr; height, 171.3 ± 4.5 cm; body weight, 57.1 ± 3.6 kg) participated in the study. Participants performed multistage incremental treadmill tests to measure step parameters (ground contact time: CT; step length: SL; step frequency: SF; leg stiffness: k_{leg}) and RE before and after 4 months of training. Since the LT speed of participants was 16.6 ± 1.1 km·h⁻¹, intensities below, near, and above the LT were set at 13.8 and 15.0 km·h⁻¹, 16.2 km·h⁻¹, and 17.4 and 18.6 km·h⁻¹, respectively. No significant relationships were observed between changes in RE and any of the step parameters at intensities below and near the LT. Moreover, although no significant relationship was noted between changes in RE and both SL and SF, there was a significant positive and negative relationship between changes in RE and CT and k_{leg} , respectively, at intensities above the LT. Changes in k_{leg} showed a strong negative correlation with CT changes at each intensity. It can be concluded from these findings that shortening the CT improves the RE for high-intensity running and that this variation is partly attributable to the improvement in k_{leg} .

Key words : ground contact time, step length, step frequency, running economy, leg stiffness

キーワード : 接地時間, ステップ長, ステップ頻度, ランニングエコノミー, 脚スティフネス

I 緒言

中長距離走パフォーマンスは生理学的変数である最大酸素摂取量 (maximal oxygen uptake: $\dot{V}O_{2max}$) と走の経済性 (running economy: RE) によって推定でき (Ingham et al., 2008), とりわけ競技レベルが高まるにつれて RE の優劣が走パフォーマンスを決定する (Conley and Krahenbuhl, 1980; Morgan et al., 1989). RE はあるスピードを走行するために必要なエネルギーを評価する変数であり, そのエネルギーが小さいと RE に優

れていると言え, 一般に乳酸性代謝閾値 (lactate threshold: LT) を超えない強度において評価されてきた. しかし近年, LT を超えない強度における RE に比べて LT を超える強度における RE はより走パフォーマンスとの関連が強くなると報告され, LT を超える強度における RE の重要性が主張されている (Tanji et al., 2017).

RE は様々な要因によって優劣が決定し (Anderson, 1996), その1つにバイオメカニクスの要因があげられる. 例えば, Williams and Cavanagh (1987) は LT を超えない強度における RE の個人差の 54% を説明できることを示している. 同様

1) 国立スポーツ科学センタースポーツ研究部

〒115-0056 東京都北区西が丘 3-15-1

2) 筑波大学体育系

〒305-8574 茨城県つくば市天王台 1-1-1

連絡先 丹治史弥

1. Department of Sport Research, Japan Institute of Sport Sciences

3-15-1 Nishigaoka, Kita-ku, Tokyo 115-0056

2. Faculty of Health and Sport Sciences, University of Tsukuba

1-1-1 Tennodai, Tsukuba, Ibaraki 305-8574

Corresponding author fumiya.tanji@jpnssport.go.jp

に丹治ほか (2016) は, LT を超える強度における RE の個人差 80.6% をバイオメカニクスの要因によって説明できることを報告している. これらのことから, バイオメカニクスの要因が改善したとき, RE は向上し, その結果走パフォーマンスは向上すると推測できる.

バイオメカニクスの要因の中でもステップ変数は比較的簡易に評価でき, RE との間に関連が認められている. 優れた RE に関連するステップ変数として, 短い接地時間 (ground contact time: CT; Anderson, 1996; Hayes and Caplan, 2012; Santos-Concejero et al., 2013, 2014) や短いステップ長 (step length: SL; de Ruiter et al., 2014; Tartaruga et al., 2012), 高いステップ頻度 (step frequency: SF; Cavanagh and Williams, 1982; Tartaruga et al., 2012) が示されている. したがって, トレーニングなどによって同一の走スピードにおける走行中の CT および SL が短く, SF が高くなれば RE は向上すると推測できる. しかしながら, ステップ変数と RE の縦断的变化の関係については一致した見解が得られていない.

例えば, CT の短縮によって RE は向上したとする報告 (Paavolainen et al., 1999) がある一方, その関連を認めなかった報告 (Millet et al., 2002; Spurr et al., 2003) も存在する. 同様に SL および SF の縦断的变化の関係について示した研究は, 我々の知る限り, 即時的に SF を増加させ, SL を減少させたことによって RE が向上したことを認めた de Ruiter et al. (2014) のみであり, 長期的なトレーニングによる SL および SF と RE の縦断的变化の関係について明らかにした研究は見当たらない. さらに, これらの縦断的变化の関係はこれまで, LT を超えない強度において検討されているものの, LT を超える強度においては検討されていない. 走動作は走スピードの増大に伴って変化するため (Kyröläinen et al., 2001), 運動強度によって RE との関係も異なる可能性がある. また, これらのステップ変数は接地局面の骨格筋系全体の硬さを示す脚スティフネス (leg stiffness: k_{leg}) と関連する (Cavagna et al., 1997). 例えば, 優れた k_{leg} は短い CT や高い SF に関連すると報

告されており (Farley and González, 1996; Farley and Morgenroth, 1999), それらの縦断的变化の関係を明らかにすることで, RE を向上させるトレーニング指針を検討できるだろう.

以上のことから本研究は, 専門的にトレーニングを行なっている中長距離ランナーを対象に, LT を超えない強度から LT を超える強度におけるステップ変数と RE の縦断的变化の関係を明らかにし, 現場への知見を得ることを目的とした. 本研究の仮説として, 1) ステップ変数と RE の縦断的变化の関係にはすべての運動強度において関連が認められ, 2) とりわけ LT を超える強度においてその関連が強くなり, 3) ステップ変数の変化には k_{leg} の変化が影響しているとした.

II 方法

1. 被験者

本研究は, 陸上競技中長距離走種目を専門にトレーニングしている男子大学生ランナー 29 名 (年齢: 19.4 ± 1.0 歳, 身長: 171.3 ± 4.5 cm, 体重: 57.1 ± 3.6 kg) を被験者とした. 被験者の 1,500 m 走または 5,000 m 走のシーズン最高記録を国際陸上競技連盟が発行する IAAF Score (Spiriev, 2017) にて得点化したとき, 平均値は 810.3 ± 90.8 points であった. 実験を開始するにあたり, すべての被験者に本研究の目的, 方法および実験の危険性について, 口頭および紙面において説明し, 実験に参加する同意を得た. なお, 本研究の方法は筑波大学人間総合科学研究科体育系研究倫理委員会の承認を得て行なわれた (課題番号: 26-65).

2. 実験デザイン

ステップ変数と生理学的変数の縦断的变化の関係を明らかにするために, 4 か月のトレーニング期間を挟み 2 回 (12 月と 3 月) の多段階漸増負荷走行テストを実施した. 実験は室内の傾斜 1% に設定されたトレッドミル (ORK-7000, 大竹ルート工業) 上において行なった. 室温によって生理学的応答が異なることを考慮し, 実験室内の温度をエアコンによって 23—26°C に調節し, また

実験室の窓を開け、自然換気を行なうことによって常に室内の酸素および二酸化炭素濃度を一定に保った。なお、トレーニング期間に介入は行なわず、それぞれの選手には競技パフォーマンス向上のための専門的なトレーニングを実施させた。

多段階漸増負荷走行テストの第1ステージの走スピードは、被験者の専門種目の記録を考慮して12.6または13.8 km・h⁻¹とし、1ステージごとに1.2 km・h⁻¹走スピードを漸増させ、それぞれ3分間の走行をさせた。トレッドミルのスピードはデジタルタコメーター (EE-1B, 日本電産シンボ社) を用いて、本来のスピードの±0.05 km・h⁻¹未満の誤差になるようにステージごとに調整された。各ステージの間に血液採取およびトレッドミルのスピード調整のために2分の休息をとらせ、6ステージ実施させた。6ステージ終了後、5分間安静にさせ、その後疲労困憊にいたるまで1分ごとに0.6 km・h⁻¹走スピードを漸増させながら連続的に走行させた。疲労困憊は、1) RERが1.15以上、2) 心拍数が年齢から推定される最大心拍数(220-年齢)に達している、3) 血中乳酸濃度(blood lactate concentration: bLa)が8.00 mmol・L⁻¹以上のうち、いずれか2つを満たしている場合とした(Fletcher et al., 2009)。

酸素摂取量(oxygen uptake: $\dot{V}O_2$)、二酸化炭素排出量(carbon dioxide production: $\dot{V}CO_2$)および換気量は、自動呼気ガス分析器(AE310-S, ミナト医科学社)のEXPモードを用いて走行中連続的に分析した。呼気ガス分析器は実験前後に校正ガス(大気相当: O₂ 20.90%, CO₂ 0.03%, N₂ Balance および呼気相当: O₂ 15.00%, CO₂ 5.00%, N₂ Balance)によって、熱線流量計は実験前に流量校正器(2L)によってそれぞれ校正した。テスト開始前、各ステージ走行直後および疲労困憊1分、3分および5分後に検者が被験者の指先から血液を採取し、血中乳酸濃度分析器(1500 SPORT lactate analyzer, YSI)によってbLaを分析した。心拍数はハートレートモニター(S610i, Polar Electro Japan)によって連続的に測定した。ステップ変数を評価するためにトレッドミルの進行方向の左側1.5mの位置に、光軸がトレッドミルの進

行方向に対して垂直になるようにハイスピードカメラ(EX-FC300S, CASIO社)を設置した。REを評価するための呼気ガス変数である $\dot{V}O_2$ および呼吸交換比(respiratory exchange ratio: RER)は多段階漸増負荷走行テストの各走スピード走行終了前1分間の平均を用い、これに対応させるためにステップ変数は走行終了前15秒間の撮影によって算出し、このとき240 fpsによって撮影した。

3. 算出項目および算出方法

多段階漸増負荷走行テストにおいて連続する1分間の $\dot{V}O_2$ の最高値を $\dot{V}O_{2max}$ として採用した。 $\dot{V}O_{2max}$ 時の走スピード(speed at $\dot{V}O_{2max}$: $s\dot{V}O_{2max}$)は多段階漸増負荷走行テストにおける各走スピードの $\dot{V}O_2$ によって、 $\dot{V}O_2$ -走スピード回帰直線を求め、 $\dot{V}O_{2max}$ を外挿することで算出された。この時、各走スピードの $\dot{V}O_2$ は各ステージ走行終了前1分間の $\dot{V}O_2$ とした。LT時の走スピード(speed at LT: sLT)は、多段階漸増負荷テストにおける各走スピードに対するbLa(走スピード-bLa)に対して残差が最小となる2本の直線回帰の交差する点とし、lactate analysis software (Lactate-E ver.2)によって算出された(Newell et al., 2007)。この算出方法は、血中に乳酸が蓄積されることによって出現するベースラインからのブレーク地点を正確に評価できるモデルであるとされている(Lundberg et al., 1986)。LTは $s\dot{V}O_{2max}$ に対するsLTの強度として算出された。

REおよびステップ変数は、すべての被験者が共通して走行した13.8, 15.0, 16.2, 17.4および18.6 km・h⁻¹のうち、12月時点での被験者のsLTが16.6 ± 1.1 km・h⁻¹であったことから(Table 1), 13.8および15.0 km・h⁻¹をLTを超えない強度(それぞれ83.7 ± 5.9 %LT強度および91.0 ± 6.4 %LT強度)、16.2 km・h⁻¹をLT付近強度(98.3 ± 6.9 %LT強度)そして17.4および18.6 km・h⁻¹をLTを超える強度(それぞれ105.6 ± 7.4 %LT強度および112.9 ± 7.9 %LT強度)とした。REはそれぞれの走スピードの $\dot{V}O_2$ 、RERおよび血中乳酸蓄積量によって、Tanji et al. (2017)の式を用いて1 km 走行当たりのコスト(kcal・kg⁻¹・km⁻¹)として

Table 1. Mean (\pm SD) changes ratio in mass, physiological variables and step parameters.

		December	March	Change (%)	Effect size
Body weight	kg	57.1 \pm 3.6	57.9 \pm 3.8	1.4 \pm 1.3	0.22
$\dot{V}O_{2max}$	mL \cdot kg $^{-1}\cdot$ min $^{-1}$	70.7 \pm 6.1	68.7 \pm 5.5	-2.4 \pm 7.2	0.33
s $\dot{V}O_{2max}$	km \cdot h $^{-1}$	19.9 \pm 1.1	19.6 \pm 0.9	-1.0 \pm 4.4	0.23
sLT	km \cdot h $^{-1}$	16.6 \pm 1.1	16.7 \pm 1.0	1.3 \pm 5.1	0.17
LT	% $\dot{V}O_{2max}$	83.5 \pm 4.9	85.4 \pm 4.8	2.5 \pm 6.7	0.39
RE13.8	kcal \cdot kg $^{-1}\cdot$ km $^{-1}$	1.03 \pm 0.05	1.03 \pm 0.06	0.0 \pm 5.4	0.02
RE15.0		1.05 \pm 0.05	1.05 \pm 0.05	-0.1 \pm 4.8	0.05
RE16.2		1.07 \pm 0.05	1.07 \pm 0.06	0.0 \pm 5.6	0.01
RE17.4		1.09 \pm 0.05	1.09 \pm 0.07	-0.3 \pm 6.6	0.08
RE18.6		1.11 \pm 0.06	1.10 \pm 0.07	-0.5 \pm 6.7	0.11
CT13.8	sec	0.217 \pm 0.013	0.217 \pm 0.012	-0.1 \pm 3.0	0.03
CT15.0		0.208 \pm 0.011	0.207 \pm 0.011	-0.4 \pm 3.0	0.10
CT16.2		0.197 \pm 0.011	0.197 \pm 0.010	0.2 \pm 2.7	0.02
CT17.4		0.189 \pm 0.010	0.189 \pm 0.010	-0.1 \pm 2.1	0.02
CT18.6		0.181 \pm 0.010	0.181 \pm 0.009	0.0 \pm 2.6	0.02
FT13.8	sec	0.122 \pm 0.014	0.118 \pm 0.010	-2.0 \pm 11.2	0.28
FT15.0		0.126 \pm 0.012	0.124 \pm 0.010	-1.6 \pm 8.2	0.22
FT16.2		0.132 \pm 0.013	0.129 \pm 0.010	-1.9 \pm 8.4	0.25
FT17.4		0.135 \pm 0.013	0.132 \pm 0.012	-1.7 \pm 5.7	0.21
FT18.6		0.137 \pm 0.015	0.135 \pm 0.012	-1.4 \pm 6.1	0.17
SL13.8	m	1.30 \pm 0.05	1.29 \pm 0.05	-1.1 \pm 3.2	0.30
SL15.0		1.39 \pm 0.05	1.38 \pm 0.05	-1.0 \pm 2.8	0.29
SL16.2		1.48 \pm 0.06	1.47 \pm 0.05	-0.8 \pm 2.8	0.25
SL17.4		1.56 \pm 0.07	1.55 \pm 0.06	-0.8 \pm 2.0	0.21
SL18.6		1.65 \pm 0.07	1.63 \pm 0.07	-0.7 \pm 1.9	0.18
SF13.8	Hz	2.95 \pm 0.12	2.99 \pm 0.11	1.2 \pm 3.4	0.29
SF15.0		3.00 \pm 0.11	3.03 \pm 0.12	1.1 \pm 2.9	0.28
SF16.2		3.04 \pm 0.12	3.07 \pm 0.12	0.9 \pm 2.8	0.24
SF17.4		3.10 \pm 0.13	3.12 \pm 0.12	0.9 \pm 2.0	0.20
SF18.6		3.14 \pm 0.14	3.17 \pm 0.13	0.8 \pm 2.0	0.17
k _{leg} 13.8	kN \cdot kg $^{-1}$	8.74 \pm 1.21	8.85 \pm 1.06	1.8 \pm 7.8	0.10
k _{leg} 15.0		8.64 \pm 1.33	8.81 \pm 1.14	2.6 \pm 7.6	0.14
k _{leg} 16.2		8.74 \pm 1.23	8.86 \pm 1.09	0.9 \pm 7.9	0.11
k _{leg} 17.4		8.69 \pm 1.28	8.79 \pm 1.17	1.5 \pm 6.0	0.08
k _{leg} 18.6		8.67 \pm 1.42	8.74 \pm 1.20	1.5 \pm 7.3	0.06

[†] $\dot{V}O_{2max}$, maximal oxygen uptake; s $\dot{V}O_{2max}$, speed of maximal oxygen uptake; sLT, speed of lactate threshold; LT, lactate threshold; RE, running economy; CT, ground contact time; FT, flight time; SL, step length; SF, step frequency; k_{leg}, leg stiffness.

算出した。ステップ変数は、CT、滞空時間 (flight time: FT)、SL、SF および k_{leg} を評価した。CT は連続する 8 ステップ (4 ストライド) の各ステップにおけるトレッドミルに被験者の足が接地しているフレーム数を QuickTime Player 7 (Apple Inc) を用いて目視から求め、それらの平均値から時間 (sec) を算出した。SF (Hz) は 1 ステップ目の接地から連続する 9 ステップ目の接地までのフレーム数から時間 (sec) を求め、1 ステップ当た

りの平均時間の逆数によって算出した。SL (m) はデジタルタコメーターによって測定されたトレッドミルのスピードから SF を除すことによって算出した。FT は SF の逆数から CT を減算することによって算出した。k_{leg} (kN \cdot m $^{-1}$) は Morin et al. (2011) の方法を用いて、最大鉛直地面反力 (F_{zmax}) に対する下肢最大変位 (ΔL) によって算出した。それぞれの算出式は以下の通りである。

$$k_{leg} = Fz_{max} / \Delta L$$

$$Fz_{max} = mg \frac{\pi}{2} \left(\frac{FT}{CT} + 1 \right)$$

$$\Delta L = L - \sqrt{L^2 - \left(\frac{v_{CT}}{2} \right)^2} + \Delta z$$

このとき、m は体重 (kg)、g は重力加速度 (9.8 m・s⁻²)、L は Winter (1979) のモデル式によって算出された下肢長 (m)、v は走スピード (m・s⁻¹) である。また、Δz は接地中の身体重心の最大変位 (m) であり、算出式は以下の通りである。

$$\Delta z = -\frac{Fz_{max}}{m} \frac{CT^2}{\pi^2} + g \frac{CT^2}{8}$$

4. 統計分析

生理学的変数およびステップ変数の12月から3月までの変化率をΔ (%) にて算出し、12月から3月にかけて値が減少したとき負、値が増大したとき正として表した。したがって、RE においては経済性が向上したときに負、低下したときに正となる。統計処理には SPSS Statistic 22 (IBM 社, Chicago, IL, USA) を使用し、統計的有意水準は *p* < 0.05 とした。結果はすべて平均値 ± 標準偏差にて示した。2変量の関係を明らかにす

るために、Pearson の積率相関係数を用いて分析した。また12月と3月の値を比較するために効果量 (effect size) を Cohen (1988) の方法を用いて算出し、Lipsey (1990) および Sawilowsky (2009) のスケールによって解釈した。したがって、*d* が 0.00-0.19 のとき very small, 0.20-0.49 のとき small, 0.50-0.79 のとき medium そして 0.8 以上のとき large と判断した。

III 結果

被験者の体重、生理学的変数およびステップ変数の12月および3月の値、12月から3月にかけての変化率および effect size を Table 1 に示した。体重、 $\dot{V}O_{2max}$, $s\dot{V}O_{2max}$, sLT および LT の変化率はそれぞれ 1.4% ± 1.3%, -2.4% ± 7.2%, -1.0% ± 4.4%, 1.3% ± 5.1% および 2.5% ± 6.7% であり、それらの effect size は very small または small であった (Table 1)。また、RE, CT および k_{leg} の変化を示す effect size はすべての運動強度において very small であった。FT, SL および SF の変化を示す effect size は 18.6 km・h⁻¹ で very small, その他のすべての走スピードで small であった。なお、1名の 16.2 km・h⁻¹ のステップ変数のデータが撮りミスのため欠損した。

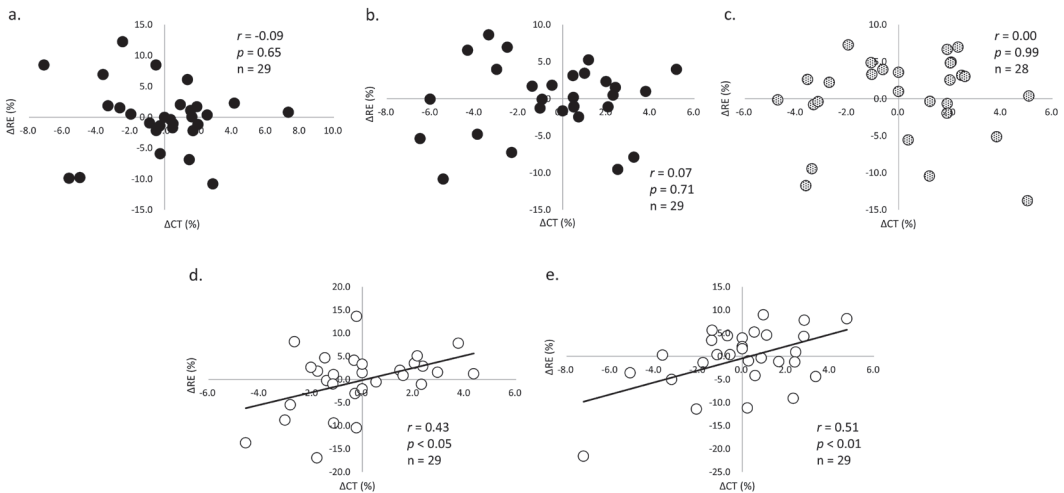


Figure 1. Relationships between the changes ratio of ground contact time and running economy at each running speed.

[†] a, 13.8 km・h⁻¹; b, 15.0 km・h⁻¹; c, 16.2 km・h⁻¹; d, 17.4 km・h⁻¹; e, 18.6 km・h⁻¹.

Table 2. Correlation coefficients (p value) between the changes ratio of running economy and flight time, step length, step frequency and leg stiffness at each running speed

km·h ⁻¹	ΔFT	ΔSL	ΔSF	Δk _{leg}
13.8	0.11 (0.58)	-0.02 (0.90)	0.04 (0.84)	0.10 (0.61)
15.0	-0.03 (0.88)	0.08 (0.67)	-0.08 (0.68)	-0.05 (0.82)
16.2	-0.05 ^a (0.81)	-0.08 ^a (0.69)	0.09 ^a (0.66)	-0.01 ^a (0.95)
17.4	-0.41 [*] (<0.05)	-0.03 (0.88)	0.04 (0.83)	-0.42 [*] (<0.05)
18.6	-0.52 ^{**} (<0.01)	-0.11 (0.56)	0.12 (0.53)	-0.56 ^{**} (<0.01)

[†] ^a, n = 28; ^{*}, $p < 0.05$; ^{**}, $p < 0.01$; ΔFT, changes ratio of flight time; ΔSL, changes ratio of step length; ΔSF, changes ratio of step frequency; Δk_{leg}, changes ratio of leg stiffness.

それぞれの走スピードにおける CT の変化率 (ΔCT) と RE の変化率 (ΔRE) の関係を Fig.1 に、FT の変化率 (ΔFT), SL の変化率 (ΔSL), SF の変化率 (ΔSF) および k_{leg} の変化率 (Δk_{leg}) と ΔRE の相関係数を Table 2 に示した. 13.8, 15.0 および 16.2 km·h⁻¹ において ΔCT と ΔRE の間に有意な相関関係は認められなかった (それぞれ $r = -0.09, 0.07$ および 0.00 ; $p > 0.05$). 一方, 17.4 および 18.6 km·h⁻¹ において有意な正の相関関係が認められた (それぞれ $r = 0.43$ および 0.51 ; $p < 0.05$). ΔFT および Δk_{leg} も同様に 13.8, 15.0 および 16.2 km·h⁻¹ において ΔRE との間に有意な相関関係は認められなかった (それぞれ ΔFT : $r = 0.11, -0.03$ および -0.05 , Δk_{leg} : $r = 0.10, -0.05$ および -0.01 ; $p > 0.05$). 一方, 17.4 および 18.6 km·h⁻¹ において有意な負の相関関係が認められた (それぞれ ΔFT : $r = -0.41$ および -0.52 , Δk_{leg} : $r = -0.42$ および -0.56 , $p < 0.05$). 一方で, ΔSL および ΔSF はすべての走スピードにおいて ΔRE との間に有意な相関関係が認められなかった.

ΔCT と ΔSL はすべての走スピード (13.8, 15.0, 16.2, 17.4 および 18.6 km·h⁻¹) において有意な相関関係は認められず (それぞれ $r = -0.21, 0.25, -0.18, -0.21$ および 0.15 ; $p = 0.27, 0.19, 0.36, 0.28$ および 0.45), 同様に ΔSF もすべての走スピードにおいて有意な相関関係は認められなかった (それぞれ $r = 0.20, -0.26, 0.18, 0.21$ および -0.14 ; $p = 0.30, 0.18, 0.36, 0.28$ および 0.47).

それぞれの走スピードにおける Δk_{leg} と ΔCT の関係を Fig.2 に, Δk_{leg} と ΔFT, ΔSL および ΔSF の相関係数を Table 3 に示した. Δk_{leg} はすべての走スピードにおいて ΔCT との間に有意な負の相関関係が認められ, ΔFT との間に有意な正の相関関係が認められた一方で, ΔSL および ΔSF との間に有意な相関関係は認められなかった.

被験者の体重の変化率 (ΔBW) と ΔRE, ΔCT, ΔFT, ΔSL, ΔSF および Δk_{leg} の相関関係を Table 4 に示した. ΔBW と ΔRE および ΔFT の間にはすべての走スピードにおいて有意な相関関係が認められなかった ($p > 0.05$). ΔBW と ΔCT および Δk_{leg} の間には 16.2 km·h⁻¹ においてそれぞれ有意な負および正の相関関係が認められた (それぞれ $r = -0.48$ および 0.59 ; $p < 0.05$) もの, その他の走スピード (13.8, 15.0, 17.4 および 18.6 km·h⁻¹) においては有意な相関関係が認められなかった ($p > 0.05$). 13.8 および 17.4 km·h⁻¹ において ΔBW と ΔSL の間には有意な正の相関関係 (それぞれ $r = 0.41$ および 0.40 ; $p < 0.05$) が, ΔBW と ΔSF の間には有意な負の相関関係 (それぞれ $r = -0.41$ および -0.41 ; $p < 0.05$) が認められたものの, その他の走スピードにおいては有意な相関関係が認められなかった ($p > 0.05$).

IV 考 察

本研究は専門的にトレーニングを行なっている

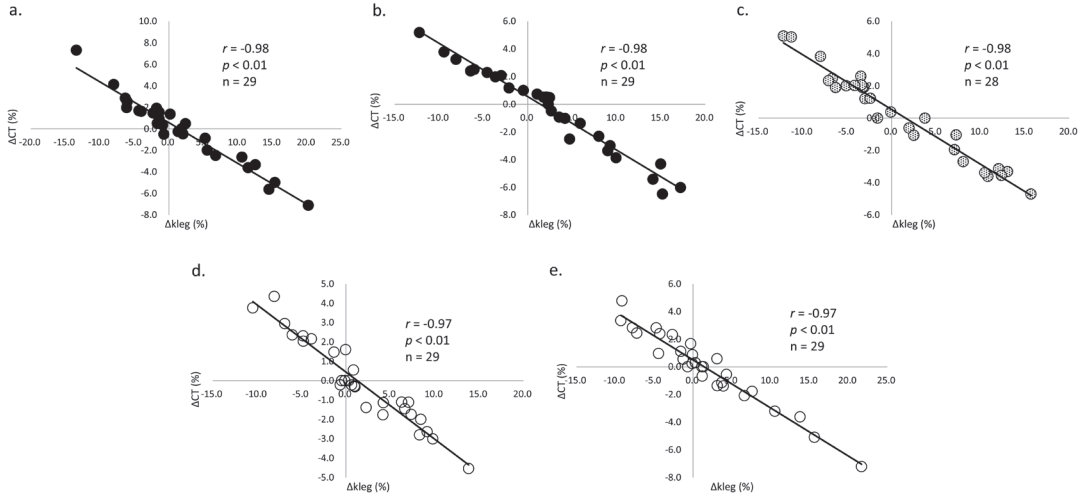


Figure 2. Relationships between the changes ratio of leg stiffness and ground contact time at each running speed.
[†] a, 13.8 km·h⁻¹; b, 15.0 km·h⁻¹; c, 16.2 km·h⁻¹; d, 17.4 km·h⁻¹; e, 18.6 km·h⁻¹.

Table 3. Correlation coefficients (*p* value) between the changes ratio of leg stiffness and flight time, step length and step frequency at each running speed.

km·h ⁻¹	ΔFT	ΔSL	ΔSF
13.8	0.70** (<0.01)	0.31 (0.10)	-0.31 (0.11)
15.0	0.57* (<0.05)	-0.14 (0.47)	0.14 (0.46)
16.2	0.70** (<0.01)	0.23 ^a (0.25)	-0.23 ^a (0.25)
17.4	0.65** (<0.01)	0.33 (0.08)	-0.33 (0.08)
18.6	0.81** (<0.01)	-0.06 (0.75)	0.05 (0.79)

[†] ^a, n=28; *, *p* < 0.05; **, *p* < 0.01; ΔFT, changes ratio of flight time; ΔSL, changes ratio of step length; ΔSF, changes ratio of step frequency.

Table 4. Correlation coefficients (*p* value) between the changes ratio of body weight and running economy, contact time, flight time, step length, step frequency and leg stiffness at each running speed.

km·h ⁻¹	ΔRE	ΔCT	ΔFT	ΔSL	ΔSF	Δk _{leg}
13.8	0.24 (0.21)	-0.08 (0.69)	0.05 (0.78)	0.32 (0.09)	-0.32 (0.09)	0.24 (0.22)
15.0	0.22 (0.25)	-0.05 (0.82)	0.08 (0.69)	0.41* (<0.05)	-0.41* (<0.05)	0.19 (0.31)
16.2	0.07 ^a (0.71)	-0.48** (<0.05)	0.24 ^a (0.22)	0.34 ^a (0.08)	-0.33 ^a (0.08)	0.59** (<0.01)
17.4	0.07 (0.72)	-0.15 (0.44)	0.09 (0.63)	0.40* (<0.05)	-0.41* (<0.05)	0.35 (0.06)
18.6	-0.01 (0.96)	0.24 (0.20)	-0.03 (0.88)	0.24 (0.21)	-0.25 (0.20)	-0.05 (0.80)

[†] ^a, n=28; *, *p* < 0.05; **, *p* < 0.01; ΔRE, changes ratio of running economy; ΔCT, changes ratio of contact time; ΔFT, changes ratio of flight time; ΔSL, changes ratio of step length; ΔSF, changes ratio of step frequency; Δk_{leg}, changes ratio of leg stiffness.

中長距離ランナーを対象に、生理学的変数およびステップ変数の縦断的变化を追跡した。その結果、被験者全体の体重、生理学的変数およびステップ変数の変化は very small または small であった。本研究では4か月のトレーニング期間前後における各変数を評価したが、その期間のトレーニング介入は行なわなかった。そのため、すべての被験者に共通した変化は認められず、またその変化もわずかであったと考えられる。

1. CT と RE の縦断的变化の関係

これまで CT と RE の横断的關係を調査した研究によって、短い CT は優れた RE に寄与すると指摘されてきた (Anderson, 1996; Hayes and Caplan, 2012; Santos-Concejero et al., 2013, 2014)。しかし、CT と RE の縦断的变化の關係においては一致した見解が得られておらず、縦断的变化の關係を調査した研究のうち、Paavolainen et al. (1999) は CT が短縮し、RE が向上したことを認めている一方、Millet et al. (2002) および Spurr et al. (2003) は CT と RE の変化に関連を認めていない。本研究の結果、LT を超えない強度 (13.8 および $15.0 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) および LT 付近強度 ($16.2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) において ΔCT と ΔRE の間に有意な相関關係は認められなかったものの、LT を超える強度 (17.4 および $18.6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) において有意な正の相関關係が認められた。つまり、LT 以下の強度では CT と RE の縦断的变化に関連がない一方、LT を超える強度では CT が短縮したランナーほど RE が向上したと示され、運動強度によってそれぞれの先行研究の見解を支持する結果となった。さらに Δk_{leg} は、すべての運動強度において ΔCT との間には負の関連が認められた一方、 ΔRE との間には LT を超える強度においてのみに負の関連が認められた。

このような運動強度による CT と RE の関連の違いについて丹治ほか (2017) は、走行中の脚の伸長-短縮サイクル (stretch-shortening cycle: SSC) に伴う弾性エネルギーの貯蔵・再利用を要因としてあげている。高い運動強度では、低い運動強度に比べて、CT が短くかつ接地局面の足関節

底背屈角速度が大きくなり、足関節のエキセン トリックに対するコンセン トリックの関節トルクが大きくなる (岡子ほか, 1998)。その結果、より大きな弾性エネルギーの貯蔵・再利用が生み出され、高い運動強度では CT が RE の優劣に影響すると推察されている。

さらに Bosco et al. (1981) は、走行中のエキセン トリックからコンセン トリックへの移行時間 (coupling time) の短縮によって筋の増強効果が増大し、また CT の短縮と優れた RE に関連すると報告している。運動強度の増大にともない $F_{z\text{max}}$ は増大するため、より大きな筋の増強効果、つまり優れた k_{leg} と関連したと考えられる。一方、CT が長くなると弾性エネルギーの貯蔵・再利用が小さくなり、筋の増強効果も減少するため、エネルギー産生や接地時の衝撃への緩衝のためにより筋を活動させる必要がある。走スピードの増大によって筋の活動は増大する (Kyröläinen et al., 2001) ため、LT を超える強度においてはさらに筋活動が増大し RE が低下すると考えられる。

ΔBW と ΔRE との間にはすべての走スピードにおいて関連が認められず、 ΔCT および Δk_{leg} との間にも $16.2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ を除くすべての走スピードにおいて関連が認められなかった。また関連が認められた $16.2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ においても ΔBW と ΔCT および Δk_{leg} の關係は ΔCT と Δk_{leg} の關係よりも弱かった ($r = -0.48$ および 0.59 vs -0.98)。したがって、体重の変化は CT や k_{leg} の変化に寄与する可能性があるものの、その影響は小さいと推察される。むしろ ΔCT と Δk_{leg} は強く関連し、ともに ΔRE に関連したことから、CT の短縮・延長は k_{leg} の向上・低下によるものであり、その結果 RE の向上・低下に影響すると推察される。

以上のことから、LT を超える強度においては k_{leg} の向上が CT の短縮に関連し、RE の向上に貢献する可能性があるが、LT 以下の強度においては RE の変化に大きな影響を及ぼさず、直接的な関連が見られなかったと考えられる。

2. SL および SF と RE の縦断的变化の關係

これまで SL および SF と RE の横断的關係を調

査した研究によって、短いSLおよび高いSFが優れたREに寄与すると指摘されてきた(Cavanagh and Williams, 1982; de Ruyter et al., 2014; Tartaruga et al., 2012). しかし、縦断的な関係において高いSF(または短いSL)への変化によってREが向上したことを報告したのは、我々の知る限り即時的にSFを変更させたde Ruyter et al. (2014)の研究のみであった。4か月の期間をあけてステップ変数とREの縦断的な変化の関係を調査した本研究の結果、 ΔSL および ΔSF と ΔRE の間にはすべての運動強度において有意な相関関係が認められなかった。同様に、 ΔSL および ΔSF はすべての運動強度において Δk_{leg} との間にも関連が認められなかった。

Cavanagh and Williams (1982)は、自由に走行した際のSL(自由SL)と比べて短いSLにおいてREが最も優れていることを報告しているが、そのREの差はわずかである。本研究ではトレーニング介入を行なわなかったため、SLやSFの縦断的な変化は小さく、効果量としてはvery smallまたはsmallであった。さらに試技中も走行に関する指示を行なわなかったため、いずれの試技においても自由SLで走行しており、大きくREに影響しなかったと推察される。同様に、同一スピードにおいて走行中のSFを変更させたときの k_{leg} を調査したFarley and González (1996)によると、SFの増大によって k_{leg} は増大するものの、その変化量は小さい。加えてMorin et al. (2007)も、SFを変化させたときの k_{leg} の変化率はCTを変化させたときよりも小さく($y = 1.31x + 13.5$ vs $-3.19x - 0.59$)、その関係性も弱いことを示している($r^2 = 0.47$ vs 0.90)。

SFを即時的に変更させたとき、 ΔSF と ΔCT には有意な負の相関関係が認められる(Farley and González, 1996)が、本研究では ΔSL および ΔSF はすべての運動強度において ΔCT との間に関連が認められなかった。つまり、長期的な変化でかつ自由走行では ΔSF と ΔCT は関連しないと推察される。一方で ΔBW と ΔSL および ΔSF の間には 15.0 および $17.4 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ においてそれぞれ有意な正および負の相関関係が認められた。その他

の走スピードにおいては有意でないものの、 13.8 および $16.2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ では関連傾向($p < 0.10$)が認められた。つまり、体重が増加したランナーほどSLが長く、SFが小さくなる傾向があると推察される。これらの結果は、SLおよびSFがCTや k_{leg} の縦断的な変化への関連性は弱く、その要因の1つに体重の変化が影響していると示唆される。

以上のことから、すべての運動強度においてSLおよびSFの縦断的な変化が小さく、かつ k_{leg} との関連もCTと比較して弱いため、REとの関連が認められなかったと考えられる。

3. 現場への示唆

本研究の結果、LTを超える強度においてのみ、CTの短縮によってREの向上が認められた。LTを超える強度におけるREは走パフォーマンスとの関連が強く、CTの短縮によって走パフォーマンスの向上が見込めると推察される。また、 ΔCT と Δk_{leg} の間には非常に強い関連が認められたことから、 k_{leg} を向上させることによってCTは短縮すると考えられる。 k_{leg} は最大鉛直地面反力($F_{z_{max}}$)を接地中の下肢最大変位(ΔL)で除すことによって算出される(Morin et al., 2011)。したがって、 $F_{z_{max}}$ に対する ΔL を小さくすることが求められ、これを達成するために支持期を通しての骨格筋系全体の硬さを向上させるトレーニングやそれを補う走動作への改善が有効であると推察できる。

k_{leg} を向上させるトレーニングとして、プライオメトリックトレーニング(プライオメトリクス)が有効であると知られている(Cornu et al., 1997)。これは接地局面の骨格筋スティフネスを向上させるためであるが、運動形態によって k_{leg} に対する下肢関節スティフネスの貢献に違いが認められている。走行中の k_{leg} は足関節スティフネスの貢献が大きいものの、運動強度が高まるにつれて膝関節スティフネスの貢献も大きくなる(Arampatzis et al., 1999)。一方でホッピング中の k_{leg} は運動強度が高まるにつれて足関節スティフネスの貢献が大きくなる(Farley and Morgenroth, 1999)。この違いは運動に水平方向の移動が含ま

れているかによるものと推察できる。以上のことから LT を超える強度における走行中の k_{leg} を向上させるプライオメトリクスとして、リバウンドジャンプやドロップジャンプといった鉛直方向への運動よりもバウンディングや立五段跳びといった水平方向への運動のプライオメトリクスが効果的であると考えられる。

接地局面での大きな足関節底背屈角速度は、足関節におけるエキセントリックに対するコンセントリックの関節トルクが増大（図子ほか，1998），すなわち k_{leg} が増大し，SSC においてより大きな弾性エネルギーの貯蔵・再利用に有効である。丹治ほか（2016）は，LT を超える強度において経済性に優れた走動作として，接地時に足関節が背屈位であることを報告している。さらに丹治ほか（2017）は，運動強度の増大にともない，かかと接地ではなく中足部接地での走行が経済性に優れることを示唆している。以上のことから LT を超える強度における走行中の k_{leg} の向上を補う走動作として，接地時に足関節を背屈位にし，中足部から接地，その後足関節底背屈角速度を大きくすることが効果的であると考えられる。

4. 研究の限界

一般的に k_{leg} は，走行中の 1 ステップにおける鉛直方向の最大地面反力および支持期における最大脚変位によって算出される（Arampatzis et al., 1999; Farley and González, 1996; Farley and Morgenroth, 1999; Morin et al., 2007）が，本研究では Morin et al.（2011）の方法を用いて CT, FT, 体重, 下肢長などから簡易的に k_{leg} を算出した。そのため， Δk_{leg} と ΔCT の関連が一般的な方法に比べて強くなった可能性があり，また計算上と理論上の k_{leg} についておよび CT との関係についての解釈に注意が必要である。つまり，CT に変化がなくても体重や下肢長の変化によって k_{leg} は変化する可能性がある。

しかし，一般的な方法によって算出された k_{leg} においても， Δk_{leg} と ΔCT の関連が強いことが報告されている（ $r^2 = 0.90$; Morin et al., 2007）。そのため， k_{leg} の算出方法によって CT との関連が

強くなったのではなく，そもそも両者の間には非常に強い関連があると推察される。また，本研究の被験者は 19.4 ± 1.0 歳とほぼ成長期を過ぎており，トレーニング前後での身長の変化はなく，下肢長も変化がなかった。さらに， ΔBW と Δk_{leg} の間には $16.2 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ 除いてすべての走スピードにおいて関連が認められなかった（ $p > 0.05$ ）。したがって，肢長や体重の変化による k_{leg} の変化への影響はそれほど大きくないと推察される。ただし，成長期の選手を対象とする場合は注意が必要となるだろう。

本研究で用いた算出式では計算上，CT の短縮によって k_{leg} が向上することになるが，Farley and Morgenroth（1999）は優れた k_{leg} が短い CT をもたらすことを指摘している。つまり， k_{leg} の向上が CT を短縮させると考えられる。そのためトレーニングなどによって k_{leg} を向上せずに CT を短縮させようとすると，持ち合わせている k_{leg} 以上の負荷が脚にかかり，故障のリスクが高まると推察される。しかし本研究では k_{leg} と CT の関連について明らかにしたものの，その因果関係は明確に判断できないため，その解釈には限界がある。今後これらの因果関係についてのさらなる調査が求められるだろう。

一方で，この簡易的に k_{leg} を算出する方法は Morin et al.（2005）によってその妥当性が検証されており，本研究ではこの方法を用いることによって RE とバイオメカニクスの要因を同一のトレッドミル走行中に評価した。走行時間や疲労などによってステップ変数（Fourchet et al., 2015; Girard et al., 2017）が変動するため，これらを同一の走行で評価したことは，その関連性をより繊細に検討できたと考えられる。比較的簡易に評価できる変数によって算出した k_{leg} が中長距離走パフォーマンスに強く関連する RE と関連したことから，指導現場においても使いやすい有益な情報となり得るだろう。

V 結論

本研究は，専門的にトレーニングを行なってい

る中長距離ランナーを対象に、LTを超えない強度からLTを超える強度におけるステップ変数とREの縦断的变化の関係を明らかにした。その結果、LTを超える強度におけるCTおよび k_{leg} とREの縦断的变化の間に有意な正の相関関係が認められた一方、LT以下の強度においてはそれらの関連が認められなかった。また、すべての運動強度においてSLおよびSFとREの縦断的变化の間に有意な相関関係は認められなかった。これらのことから、LTを超える強度においてはトレーニングなどによってCTが短縮すると、REは向上し、それには k_{leg} の向上が関連していると結論づけられる。

謝辞

本研究はJSPS 科研費JP23500720, JP15K01550の助成を受けて実施されました。

文 献

- Anderson, T. (1996) Biomechanics and running economy. *Sports Med.*, 22: 76-89.
- Arampatzis, A., Bruggemann, G. P., and Metzler, V. (1999) The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *J. Biomechanics*, 32: 1349-1353.
- Bosco, C., Komi, P. V., and Ito, A. (1981) Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta. Physiol. Scand.*, 111: 135-140.
- Cavagna, G. A., Mantovani, M., Willems, P. A., and Musch, G. (1997) The resonant step frequency in human running. *Pflügers Arch.-Eur. J. Physiol.* 434: 678-684.
- Cavanagh, P. R., and Williams, K. (1982) The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 14: 30-35.
- Cohen, J. (1988) *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed.). Routledge.
- Conley, D. L., and Krahenbuhl, G. S. (1980) Running economy and distance running performance of highly trained athletes. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 12: 357-360.
- Cornu, C., Almedida Silveira, M. I., and Goubel, F. (1997) Influence of plyometric training on the mechanical impedance of the human ankle joint. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 76: 282-288.
- de Ruiter, C. J., Verdijk, P. W., Werker, W., Zuidema, M. J., and de Haan, A. (2014) Stride frequency in relation to oxygen consumption in experienced and novice runners. *Eur. J. Sport Sci.*, 14: 251-258.
- Farley, C. T. and González, O. (1996) Leg stiffness and stride frequency in human running. *J. Biomechanics*, 29: 181-186.
- Farley, C. T. and Morgenroth, D. C. (1999) Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *J. Biomechanics*, 32: 267-273.
- Fletcher, J. R., Esau, S. P., and MacIntosh, B. R. (2009) Economy of running: beyond the measurement of oxygen uptake. *J. Appl. Physiol.*, 107: 1918-1922.
- Fourchet, F., Girard, O., Kelly, L., Horobeanu, C., and Millet, G. P. (2015) Changes in leg spring behavior, plantar loading and foot mobility magnitude induced by an exhaustive treadmill run in adolescent middle-distance runners. *J. Sci. Med. Sport*, 18: 199-203.
- Girard, O., Millet, G. P., and Micallef, J. P. (2017) Mechanical alterations during 800-m self-paced track running. *Int. J. Sports Med.*, 38: 314-321.
- Hayes, P. and Caplan, N. (2012) Foot strike patterns and contact times during high-calibre middle-distance races. *J. Sports Sci.*, 30: 1275-1283.
- Ingham, S. A., Whyte, G. P., Pedlar, C., Bailey, D. M., Dunman, N., and Nevill, A. M. (2008) Determinants of 800-m and 1500-m running performance using allometric models. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 40: 345-350.
- Kyröläinen, H., Belli, A., and Komi, P. V. (2001) Biomechanical factors affecting running economy. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 33: 1330-1337.
- Lipsey, M. W. (1990) *Designing sensitivity: Statistical power for experimental research*. Sage.
- Lundberg, M. A., Hughson, R. L., Weisiger, K. H., Jones, R. H., and Swanson, G. D. (1986) Computerized estimation of lactate threshold. *Comput. Biomed. Res.*, 19: 481-486.
- Millet, G. P., Jaouen, B., Borrani, F., and Candau, R. (2002) Effects of concurrent endurance and strength training on running economy and $\dot{V}O_2$ kinetics. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 34: 1351-1359.
- Morgan, D. W., Martin, P. E., and Krahenbuhl, G. S. (1989) Factors affecting running economy. *Sports Med.*, 7: 310-330.
- Morin, J. B., Dalleau, G., Kyrolainen, H., Jeannin, T., and Belli, A. (2005) A simple method for measuring stiffness during running. *J. Appl. Biomechanics*, 21: 167-180.
- Morin, J. B., Samozino, P., Zameziati, K., and Belli, A. (2007) Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *J. Biomechanics*, 40: 3341-3348.
- Morin, J. B., Tomazin, K., Edouard, P., and Millet, G. Y. (2011) Changes in running mechanics and spring-mass behavior induced by a mountain ultra-marathon race. *J.*

- Biomechanics, 44: 1104-1107.
- Newell, J., Higgins, D., Madden, N., Cruickshank, J., Einbeck, J., McMillan, K., and McDonald, R. (2007) Software for calculating blood lactate endurance markers. *J. Sports Sci.*, 25: 1403-1409.
- Paavolainen, L., Hakkinen, K., Hamalainen, I., Nummela, A., and Rusko, H. (1999) Explosive-strength training improves 5-km running time by improving running economy and muscle power. *J. Appl. Physiol.*, 86: 1527-1533.
- Santos-Concejero, J., Granados, C., Irazusta, J., Bidaurrezaga-Letona, I., Zabala-Lili, J., Tam, N., and Gil, S. M. (2013) Differences in ground contact time explain the less efficient running economy in North African runners. *Biol. Sport*, 30: 181-187.
- Santos-Concejero, J., Tam, N., Granados, C., Irazusta, J., Bidaurrezaga-Letona, I., Zabala-Lili, J., and Gil, S. M. (2014) Stride angle as a novel indicator of running economy in well-trained runners. *J. Strength Cond. Res.*, 28: 1889-1895.
- Sawilowsky, S. (2009) New effect size rules of thumb. *J. Mod. Appl. Stat. Meth.*, 8: 467-474.
- Spiriev, B. (2017) IAAF scoring tables of athletics: 2017 revised edition. IAAF.
- Spurrs, R. W., Murphy, A. J., and Watsford, M. L. (2003) The effect of plyometric training on distance running performance. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 89: 1-7.
- 丹治史弥・榎本靖士・鍋倉賢治 (2017) 中長距離ランナーにおける高強度走行中のステップ変数と走の経済性. *体育学研究*, 62 : 523-534.
- 丹治史弥・関慶太郎・榎本靖士・鍋倉賢治 (2016) 高強度走行中のランニングフォームと経済性. *ランニング学研究*, 27 : 21-35.
- Tanji, F., Shirai, Y., Tsuji, T., Shimazu, W., and Nabekura, Y. (2017) Relation between 1,500-m running performance and running economy during high-intensity running in well-trained distance runners. *J. Phys. Fitness Sports Med.*, 6: 41-48.
- Tartaruga, M. P., Brisswalter, J., Peyre-Tartaruga, L. A., Ávila, A. O., Alberton, C. L., Coertjens, M., Cadore, E. L., Tiggemann, C. L., Silva, E. M., and Kruel, L. F. M. (2012) The relationship between running economy and biomechanical variables in distance runners. *Res. Q. Exerc. Sport*, 83: 367-375.
- Williams, K. R. and Cavanagh, P. R. (1987) Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *J. Appl. Physiol.*, 63: 1236-1245.
- Winter, D. A. (1979) *Biomechanics of human movement*. John Wiley Sons.
- 関子浩二・西菌秀嗣・平田文夫 (1998) 筋収縮の違いからみた下肢三頭筋のトルク発揮特性. *体力科学*, 47 : 593-600.

(2017年10月5日受付)
(2018年4月17日受理)

Advance Publication by J-STAGE
Published online 2018/7/12