

様々な運動強度における Running Economy の高いランニングフォームを探る

丹治 史弥

目 次

要約	1
I. 緒言	2
II. 方法	3
III. 結果	8
IV. 考察	14
V. 摘要	16

様々な運動強度における Running Economy の高いランニングフォームを探る

丹治 史弥 (筑波大学 博士後期課程)
鈴木 健太 (筑波大学 博士前期課程)
河合 謙一 (筑波大学 博士前期課程)
黒川 心 (筑波大学 博士前期課程)

要約

本研究の目的は競技レベルの高い長距離ランナーを対象に様々な運動強度におけるランニングエコノミーの優れたランニングフォームを検討することを目的とした。被験者は男子大学生長距離ランナー14名 (19.8 ± 1.0 yr, 172.1 ± 5.5 cm, 58.1 ± 4.1 kg) で、5000 m のシーズン最高記録は $15'16''7 \pm 13''8$ であった。各走速度における生理的指標を測定するトレッドミル走行テストと走行中のバイオメカニクス的指標を測定する短走路走行テストを2週間以内に実施した。ランニングエコノミーは酸素摂取量に加えて呼吸交換比および血中乳酸濃度を考慮したランニングコストとして算出された。乳酸性作業閾値の結果から 13.8 および 15.0 km h⁻¹ の走行を乳酸性作業閾値を超えない強度、 16.2 および 17.4 km h⁻¹ の走行を乳酸性作業閾値強度、そして 18.6 および 19.8 km h⁻¹ を乳酸性作業閾値を超える強度とした。その結果、すべての運動強度に共通するランニングエコノミーの優れたランニングフォームとして、1. 接地時に足関節がより背屈していること、2. 接地中の股関節の最大伸展角速度が大きいこと、3. 接地中の股関節内外転角速度の差が小さいことが認められた。これらのランニングフォームに加えて乳酸性作業閾値を超えない強度では、1. 接地中の股関節最大外転角速度が小さいこと、2. 接地時の足関節外反角速度が小さいことがランニングエコノミーの高いランナーの特徴であった。乳酸性作業閾値強度の走行では、1. 離地時の足関節の底屈が小さいこと、2. 接地中の足関節角度の変化が小さいことが特徴として認められた。乳酸性作業閾値を超える強度では、1. 離地時の足関節の底屈が小さいこと、2. 接地中の足関節角度の変化が小さいこと、3. 接地時に股関節が内旋の角速度を有していること、4. 接地中の足関節内外反角速度の差が小さいことが特徴として認められた。一方、膝関節のキネマティクス指標とランニングコストとの間には関連が認められなかった。競技レベルの高いランナー同士を比較したとき、膝関節よりも股関節や足関節のキネマティクスが重要であり、また走速度の増大に伴い、足関節の重要性が増大する可能性が示唆された。

代表者所属:

筑波大学 人間総合科学研究科 博士後期課程

茨城県つくば市天王台 1-1-1 体育科学系 A 棟 104 号室

I. 緒言

長距離走パフォーマンスにとって、最大酸素摂取量 ($\dot{V}O_{2max}$)、乳酸性代謝閾値 (Lactate Threshold: LT) および走の経済性 (Running Economy: RE) の3つの生理学的指標の能力が重要であり (Midgley et al. 2007)、とりわけ RE は、競技レベルの高いランナーによって重要な指標であるとされている (Daniels and Daniels 1992)。RE は様々な要因によって決定するが、ランナーにおける個人差の 50 % 以上はバイオメカニクスの要因によるものであるとされている (Williams and Cavanagh 1987)。従って、走パフォーマンスを向上させる鍵となるのは、バイオメカニクスの要因を向上させることであると考えられる。これまでに、RE とバイオメカニクスの要因の関係を調査した研究が多く報告されているが、高強度走行中の関係を報告した研究の多くは、RE を評価せずに、走パフォーマンスが優れたランナーのバイオメカニクスの要因を基準にしているものが多い。そのためこれらの研究において報告されたランニングフォームが、実際に優れた RE を伴っているのかは疑問が残る。

RE は一般に、LT を超えない強度における走行中の酸素摂取量 (Oxygen Uptake: $\dot{V}O_2$) によって評価される。これは LT 強度を超えると走行中のエネルギー代謝に無酸素性代謝の割合が増大し、評価が複雑となるためである。しかし、これまで LT を超える強度における RE を評価した多くの研究では、 $\dot{V}O_2$ のみからの評価であった。そのため有酸素性エネルギー代謝のみの評価であるこの方法では RE を実際よりも過大評価していた可能性があった。我々は RE の評価として、 $\dot{V}O_2$ に加えてエネルギー基質および無酸素性エネルギー代謝として血中乳酸の蓄積量を評価することで、より妥当に LT を超えた RE を評価できると仮説を立て、その妥当性を報告した (Tanji et al. 2014)。この方法を用いることによって、LT を超える強度においても RE とバイオメカニクスの要因の関係を評価できることが可能になると考えられる。

バイオメカニクスの指標は、大きくキネマティクスとキネティクスに分けられる。前者はピッチやストライド、関節角度や関節角速度といった身体の動きやその変化を定量化したものである。後者は地面反力や関節トルクといった、動きがどのような力によって引き起こされているのかを示すものである。指導現場においては即時的にフィードバックが可能であるランニングフォームを確立することが必要である。しかしこの両指標は密接に関連するため、両指標を用いて検討することで、より繊細に RE の優れたランニングフォームを明らかにすることができると考えられる。

ランニングは地面に足が接地しているサポート局面と接地していない空中局面に分けられる。前者は身体を支えるために大きな力を発揮していることや、地面から離地する際に大きな推進力を発揮するため、RE に非常に影響を与える局面であるとされている (Heise et al. 2011, Kram 2000)。サポート局面における経済的なランニングフォームを明らかにすることは RE を向上させることに有効であると考えられる。

以上のことから本研究は、競技レベルの高い長距離ランナーを対象に LT を超えない強度から LT を超える様々な強度における走行中の RE とランニングフォームの関係を明らかにし、それぞれの強度における、サポート局面での経済的なランニングフォームを検討することを目的とした。

II. 方法

1. 被験者

本研究の被験者は、大学陸上競技部に所属する長距離走を専門とする 14 名であった。年齢、身長、体重、体脂肪率および 5000 m のシーズン最高記録はそれぞれ 19.8 ± 1.0 yr, 172.1 ± 5.5 cm, 58.1 ± 4.1 kg, 7.9 ± 2.1 % および $15'16''7 \pm 31''8$ であった。実験に先立って被験者には本研究の目的・危険性などの説明が口頭および紙面において行われ、同意書への署名によって実験への参加の同意が確認された。なお、本研究は、筑波大学人間総合科学研究科体育系研究倫理委員会において承認を受けた (体 26-65)。

2. 実験手順

本研究は、ランニングにおける生理学的な指標を測定するトレッドミル走行テストとバイオメカニクス的な指標を測定する短走路走行テストの 2 つに分けて実施した。なおそれぞれのテストは 2 週間以内に実施した。

(1) トレッドミル走行テスト

環境条件を統一するために $22-25$ °C に調整された実験室内のトレッドミル (ORK-7000, 大竹ルート工業, 岩手) 上において実施し、トレッドミルの傾斜は 1 % とした。実験中は十分な換気を行ない、常に新鮮な空気が保たれるようにした。測定は 15 時から 19 時の間に行なった。

被験者は間欠的漸増負荷走行と連続的漸増負荷走行を組み合わせた多段階漸増負荷走行を実施した (図 1)。前者は 1 ステージ 3 分間の走行を 2 分間の休息を挟み、5 または 6 ステージ走行させた。第 1 ステージは 12.6 または 13.8 km h⁻¹ とし、ステージ毎に速度を 1.2 km h⁻¹ 漸増させた。ステージの終了は、1) 主観的運動強度 (Rate of Perceived Exertion: RPE) が 17 以上、2) 呼吸交換比 (Respiratory Exchange Ratio: RER) が 1.05 以上または 3) 血中乳酸濃度 (bLa) が 4.00 mmol L⁻¹ のうち、いずれか 2 つを満たしたときとした。

連続的漸増負荷走行は、間欠的漸増負荷走行が終了した 5 分後に開始された。1 分毎に 0.6 km h⁻¹ 速度を漸増させ、以下の条件のうち 2 つが当てはまったとき走行を終了した。1) $\dot{V}O_2$ がプラトーに達している、2) 心拍数 (Heart Rate: HR) が 220-年齢に達している、3) RER が 1.15 以上に達した。開始走速度は、被験者が 5 分程度で疲労困憊に達するように、熟練した測定者と合意のもと決定された。

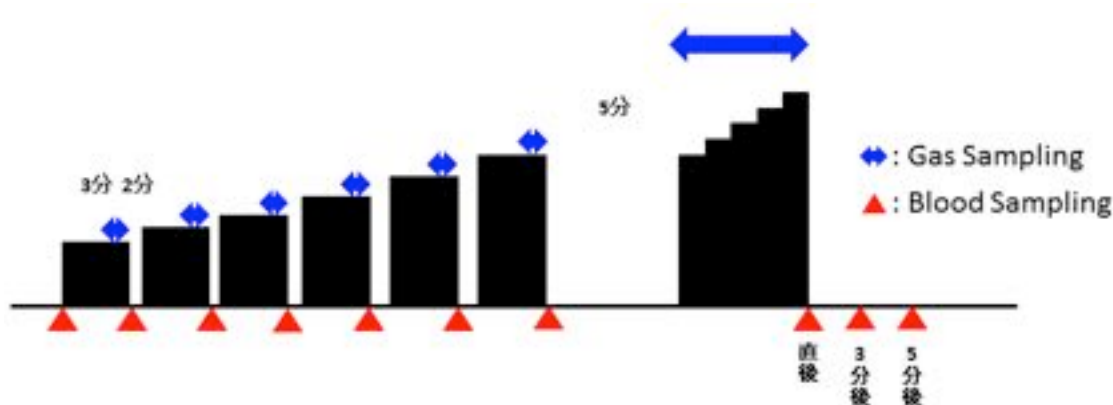


図 1. 多段階漸増負荷走行の概略図

自動呼気ガス分析器 (AE310-S エアロモニター, ミナト医科学, 大阪) による breath by breath 法に基づいた標準解析法 (EXP モード) を用いて、 $\dot{V}O_2$ 、二酸化炭素排出量 (Carbon Dioxide Excretion: $\dot{V}CO_2$)、換気量 (Pulmonary Ventilation: VE) および RER を 15 秒ごとに測定した。測定前に校正ガス (大気相当: O₂ 21.00 %, CO₂ 0.03 %, N₂ Balance および呼気相当: O₂ 15.00 %, CO₂ 5.00 %, N₂ Balance) によるキャリブレーションを行なった。加えて、流量校正器 (ACA105, 2L) を用いて換

気量のキャリブレーションを行なった。bLa の分析には血中乳酸濃度分析器 (1500 SPORT lactate analyzer, YSI, Yellow Springs, OH) を用いた。bLa は運動前, 間欠的漸増負荷走行中のそれぞれの走速度を走行終了した直後, 連続的負荷運動終了直後, 3 分後および 5 分後において指先から微量の血液を採取し, 分析を行なった。HR は HR モニター (S610i, Polar Electro Japan, 東京) によって記録し, 運動終了直後は RPE を被験者から問診した。

(2) 短走路走行テスト

実験室内において 50 m の走路をトレッドミル走行テストにおいて走行した走速度で走行させた。被験者は試技中に一定の走速度において走行するように指示された。5 m の間隔で置かれた光電管 (Timing Systems, Brower, Draper, UT) を用いて即自的な走速度の確認が行なわれ, 走速度が $\pm 3\%$ の範囲, 右足でいずれかのフォースプレートを確実に踏めている, かつ自然なランニングフォームであった試技を成功試技とした。その際に光学式三次元動作解析システム (250 Hz, VICON MX+, VICON Motion Systems, Oxford) を用いて, 12 台の赤外線カメラによって走動作を測定した (図 2)。被験者には身体測定点 47 点に赤外線反射マーカを貼付し (図 3), 三次元座標データを収集した。静止座標系は, 走路進行方向に直行する方向を X 軸, 走路進行方向を Y 軸, 鉛直上向きを Z 軸とする右手座標系と定義した。得られた座標データは Wells and Winter (1980) の方法を用いて, 分析点毎に最適遮断周波数を決定し, Butterworth digital filter による平滑化を行なった (2.5–25 Hz)。地面反力を測定するために 2 枚のフォースプラットフォーム (9281A, 9287B, Kistler, Winterthur) を用い, サンプル周波数を 1000 Hz として測定した。なお, 50 N 以下の力は除外された。すべての被験者は各々の足のサイズに合った共通のシューズ (WAVE SPACER AR3, Mizuno, 大阪) を履いて試技を行なった。

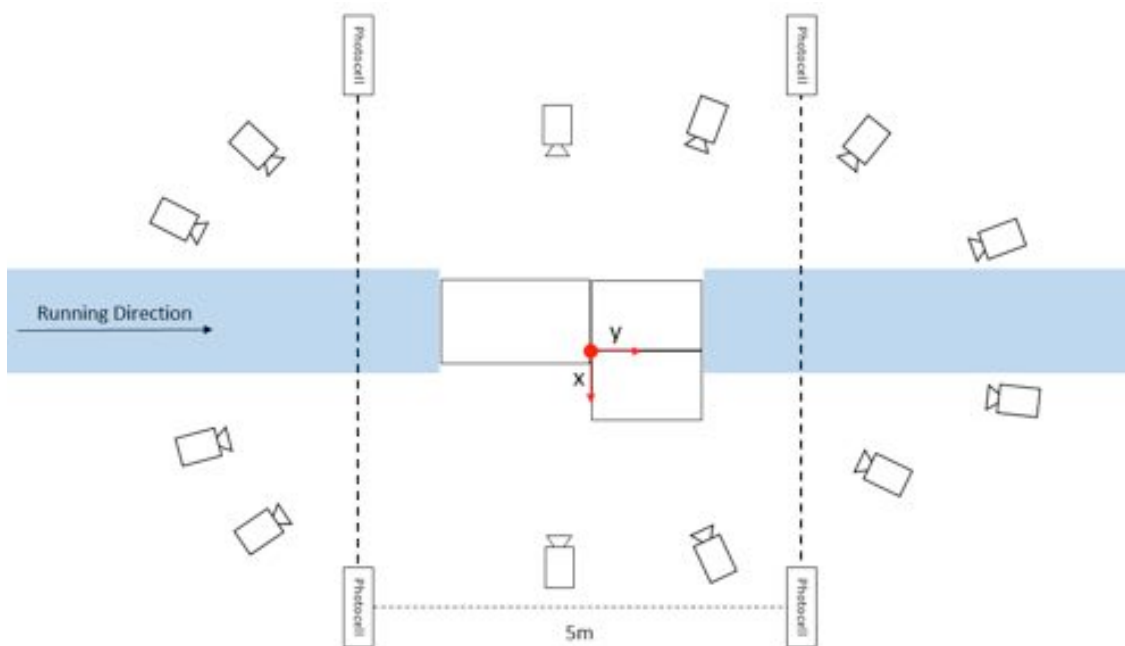


図 2. 実験のセットアップ図



図 3. 身体マーカー47点の位置

3. 算出項目および算出方法

(1) Running Cost

トレッドミルテストの各走速度の最終1分間の $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$, RERおよびbLaを算出し、これを基にRunning Economyの評価指標であるRunning Cost (RC: $\text{kcal kg}^{-1} \text{ km}^{-1}$)を算出した。エネルギー等価は、RERが0.82のとき $20.202 \text{ kJ O}_2\text{L}^{-1}$ とし、RERが ± 0.01 変化したときエネルギー等価を $\pm 50 \text{ J O}_2\text{L}^{-1}$ 変化させた。これによって算出されたエネルギー等価と $\dot{V}O_2$ ($\text{mL kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$)とをかけ合せ、その後1 kmあたりのコストに変更し、有酸素性エネルギー代謝 ($\text{kcal kg}^{-1} \text{ km}^{-1}$)を算出した。また無酸素性エネルギー代謝 ($\text{kcal kg}^{-1} \text{ km}^{-1}$)を安静時のbLaからの蓄積量を1 mMあたり 60 J kg^{-1} のエネルギー (Kyröläinen et al. 2001)で算出し、運動時間 (min)で除し、その後1 km走行当たりのコストとして算出した。ただし運動後のbLaが 2.00 mmol L^{-1} 未満の場合、無酸素性エネルギー代謝はないものとした。従ってRCは、有酸素性エネルギー代謝と無酸素性エネルギー代謝の和によって算出された。

(2) $\dot{V}O_{2\text{max}}$ および LT

$\dot{V}O_{2\text{max}}$ は、連続的漸増負荷走行における $\dot{V}O_2$ の最も高い1分間の値を採用した。また、 $\dot{V}O_{2\text{max}}$ が出現する最も小さい走速度を $v\dot{V}O_{2\text{max}}$ として算出した。LTは、走速度とbLaの結果から、乳酸分析ソフト (Lactate-E ver.2.0)を用いて算出した (Newell et al. 2006)。

(3) ストライド長、ピッチおよび接地時間

右足がフォースプラットフォームに接地してから左足が接地するまでの身体重心の移動距離によってストライド長 (SL: m)を算出した。右足の接地から左足の接地までの時間の逆数によってピッチ (SF: Hz)を算出した。接地時間 (CT: sec)は地面反力が50 Nを超えた時間によって算出された。

(4) 関節角度および関節角速度

平滑化された座標データから、身体を15の剛体セグメントにモデル化した。そして身体各部位の3次元座標系から移動座標系を定義した。

左股関節中心から右股関節中心へ向かうベクトルを x_{pel} 軸、上後腸棘骨の midpoint から上前腸棘骨の midpoint へ向かうベクトルを s_{pel} 軸とし、 x_{pel} 軸と s_{pel} 軸の外積によって z_{pel} 軸を、 z_{pel} 軸と x_{pel} 軸の外積によって y_{pel} 軸を定義し、これを骨盤座標系とした。

右膝関節中心から右股関節中心へ向かうベクトルを s_{hFE} 軸, x_{pel} 軸を x_{hFE} 軸とし, x_{hFE} 軸と s_{hFE} 軸の外積によって y_{hFE} 軸を, x_{hFE} 軸と y_{hFE} 軸の外積によって z_{hFE} 軸を定義し, これを股関節屈曲伸展座標系とした.

y_{hFE} 軸を y_{hAA} 軸, 右膝関節中心から右股関節中心へ向かうベクトルを z_{hAA} 軸とし, y_{hAA} 軸と z_{hAA} 軸の外積によって z_{hAA} 軸と定義し, これを股関節内外転座標系とした.

z_{hAA} 軸を z_{IER} 軸, 右膝関節内顆から右膝関節外顆へ向かうベクトルを s_{IER} 軸とし, z_{IER} 軸と s_{IER} 軸の外積によって y_{IER} 軸を, y_{IER} 軸と z_{IER} 軸の外積によって x_{IER} 軸を定義し, これを股関節内外旋座標系とした.

右足関節中心から右膝関節中心へと向かうベクトルを s_{kFE} 軸, 右膝関節内顆から右膝関節外顆へ向かうベクトルを x_{kFE} 軸とし, s_{kFE} 軸と x_{kFE} 軸の外積から y_{kFE} 軸を, x_{kFE} 軸と y_{kFE} 軸の外積から z_{kFE} 軸を定義し, これを膝関節屈曲伸展座標系とした.

y_{kFE} 軸を y_{kVV} 軸, 右足関節中心から右膝関節中心へと向かうベクトルを z_{kVV} 軸とし, y_{kVV} 軸と z_{kVV} 軸の外積から x_{kVV} 軸を定義し, これを膝関節内外反座標系とした.

z_{kVV} 軸を z_{kIER} 軸, 右足関節内顆から右足関節外顆へ向かうベクトルを s_{kIER} 軸とし, z_{kIER} 軸と s_{kIER} 軸の外積から y_{kIER} 軸を, y_{kIER} 軸と z_{kIER} 軸の外積から x_{kIER} 軸を定義し, これを膝関節内外旋座標系とした.

右母指球小指球の midpoint から右踵へと向かうベクトルを s_{aPDF} 軸, x_{kIER} 軸を x_{aPDF} 軸とし, s_{aPDF} 軸と x_{aPDF} 軸の外積から y_{aPDF} 軸を, x_{aPDF} 軸と y_{aPDF} 軸の外積から z_{aPDF} 軸を定義し, これを足関節底背屈座標系とした.

y_{aPDF} 軸を y_{aINEV} 軸, 右母指球小指球の midpoint から右踵へと向かうベクトルを z_{aINEV} 軸とし, y_{aINEV} 軸と z_{aINEV} 軸の外積から x_{aINEV} 軸を定義し, これを足関節内外反座標系とした.

z_{aINEV} 軸を z_{aIER} 軸, 右母指球から右小指球へと向かうベクトルを s_{aIER} 軸, z_{aIER} 軸と s_{aIER} 軸の外積から y_{aIER} 軸を, y_{aIER} 軸と z_{aIER} 軸の外積から x_{aIER} 軸を定義し, これを足関節内外旋座標系とした.

股関節屈曲伸展角 (FE_H) は y_{pel} 軸と y_{hFE} 軸の角度差, 股関節内外転角 (AA_H) は z_{hFE} 軸と z_{hAA} 軸の角度差, 股関節内外旋角 (IER_H) は x_{hAA} 軸と x_{hIER} 軸の角度差として算出した. 膝関節屈曲伸展角 (FE_K) は y_{hIER} 軸と y_{kFE} 軸の角度差, 膝関節内外旋角 (IER_K) は x_{kVV} 軸と x_{kIER} 軸の角度差として算出した. 足関節底背屈角 (PDF_A) は y_{kIER} 軸と y_{aPDF} 軸の角度差, 足関節内外反角 ($INEV_A$) は z_{aPDF} 軸と z_{aINEV} 軸の角度差として算出した.

符号の正負は股関節で伸展, 外転および外旋を正, 屈曲, 内転および内旋を負, 膝関節で伸展および外旋を正, 屈曲および内旋を負, 足関節で底屈および外反を正, 背屈および内反を負とした. 算出されたデータは, 右足が接地し離地するまでの時間を 100% として規格化された.

以上によって得られた各関節角度において, 接地時の関節角度 (On_{JA}), 離地時の関節角度 (Off_{JA}), 接地中の最も大きい関節角度 (Max_{JA}), 接地中の最も小さい関節角度 (Min_{JA}) および接地中の関節角度の Max_{JA} と Min_{JA} の差 (Dif_{JA}) の 5 つの指標を算出し, RC との関係をも明らかにした.

得られたそれぞれの関節角度を時間微分することで, 関節角速度を算出した. 算出された各関節角速度においても同様に, 接地時の関節角速度 (On_{JAV}), 離地時の関節角速度 (Off_{JAV}), 接地中の最も大きい関節角速度 (Max_{JAV}), 接地中の最も小さい関節角速度 (Min_{JAV}) および接地中の関節角速度の Max_{JAV} と Min_{JAV} の差 (Dif_{JAV}) 5 つの指標を算出し, RC との関係をも明らかにした.

(5) 地面反力

得られた X, Y, Z 軸 (それぞれ側方, 水平, 鉛直方向) の地面反力は被験者の体重によって除し, 同じく右足が接地し離地するまでの時間を 100% として規格化された. X 軸は, 進行方向に対して右手側が正, Y 軸は進行方向が正とした. X 軸の地面反力においては, 最大値 (Max_{GRF}), 最小値 (Min_{GRF}), Max_{GRF} と Min_{GRF} の差 (Dif_{GRF}) および反力の絶対値の総和 (Sum_{GRF}) の 4 つの指標を算出した. Y 軸の地面反力においては, Max_{GRF} , Min_{GRF} , Dif_{GRF} , Sum_{GRF} に加えてブレーキ局面の反力の総和 ($Sum1_{GRF}$) および推進局面の反力の総和 ($Sum2_{GRF}$) の 6 つの指標を算出した. Z 軸の地面反力においては, Max_{GRF} および Sum_{GRF} の 2 つの指標を算出した. それぞれの指標と RC の関係を明らかにした.

4. 統計処理

数値はすべて平均値±標準偏差で示した。すべての統計処理には SPSS Statistic 22 (IBM 社, Chicago, IL) を使用した。被験者内の指標の変化の検定には一元配置の分散分析を行ない、主効果が有意であると認められたとき、Bonferroni の信頼区間の調整を用いた。2 変量間の関係には Pearson の積率相関係数を用いて分析した。RC の説明変数を検討するために、すべてのバイオメカニクスの指標を従属変数に代入しステップワイズ法による重回帰分析を行なった。このとき F 値が 0.05 以下のとき指標は投入され、0.10 以上のとき除去された。また、地面反力の指標を除く各強度において共通して RC との関連が認められたバイオメカニクスの指標を強制投入する重回帰分析も行なった。統計的有意水準は $P < 0.05$ とし、 $P \leq 0.10$ を傾向または関連があるとした。

III. 結果

1. 生理学的指標

トレッドミル走行テストにおける結果, $\dot{V}O_2\max$, $v\dot{V}O_2\max$ および LT はそれぞれ 70.6 ± 5.1 $\text{mL kg}^{-1} \text{km}^{-1}$, $20.0 \pm 0.7 \text{ km h}^{-1}$ および $17.1 \pm 0.9 \text{ km h}^{-1}$ であった. 従って, 実際に走行した 13.8 および 15.0 km h^{-1} が LT を超えない強度, 16.2 および 17.4 km h^{-1} が LT 付近の強度そして 18.6 および 19.8 km h^{-1} が LT を超える強度であった.

各走速度における RC は, $13.8, 15.0, 16.2, 17.4, 18.6$ および 19.8 km h^{-1} でそれぞれ $1.01 \pm 0.06, 1.03 \pm 0.05, 1.05 \pm 0.05, 1.07 \pm 0.06, 1.11 \pm 0.05$ および $1.14 \pm 0.05 \text{ kcal kg}^{-1} \text{ km}^{-1}$ であった (図 4). 走速度の増大に伴い RC の増大が認められ, 13.8 と 15.0 km h^{-1} および 18.6 と 19.8 km h^{-1} を除くすべての間に有意差が認められた. ただし, 19.8 km h^{-1} の試技のみ 11 人の遂行であった.

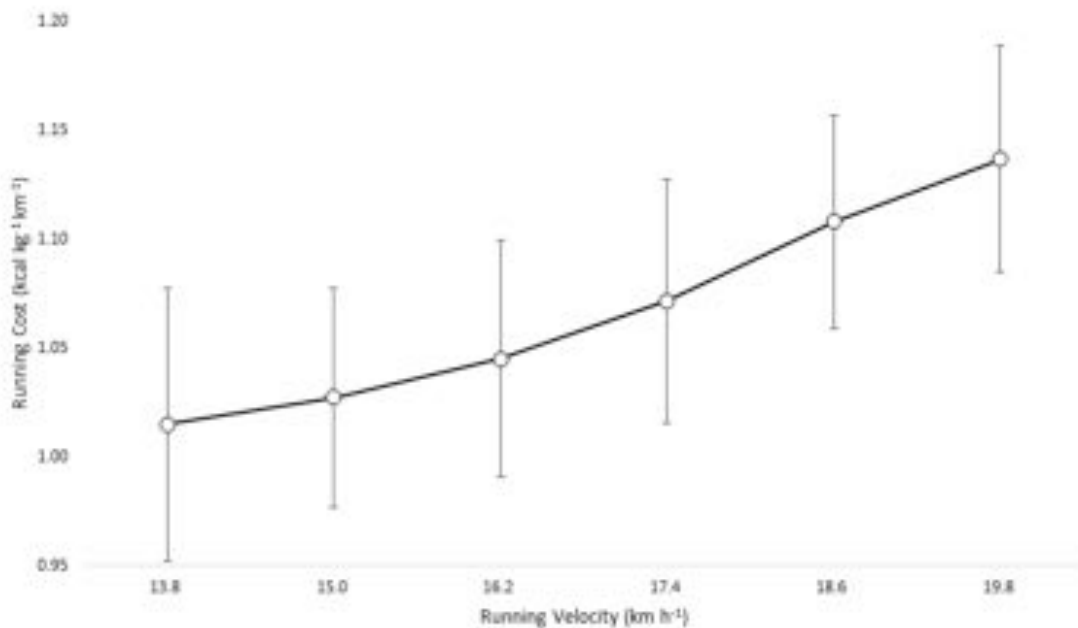


図 4. 各走速度における Running Cost

2. バイオメカニクスの指標

(1) 基礎パラメータ

短走路走行テストにおける各試技の SL, SF および CT を表 1 に示した. 走速度の増大に伴い SL および SF は増大し, CT は減少した.

表 1. 各試技におけるストライド長, ピッチおよび接地時間

	13.8	15.0	16.2	17.4	18.6	19.8
SL (m)	1.36 ± 0.13	1.43 ± 0.14	1.49 ± 0.12	1.56 ± 0.12	1.63 ± 0.10	1.70 ± 0.11
SF (Hz)	2.77 ± 0.12	2.83 ± 0.15	2.94 ± 0.25	3.00 ± 0.15	3.04 ± 0.21	3.12 ± 0.21
CT (sec)	0.203 ± 0.011	0.194 ± 0.008	0.183 ± 0.014	0.173 ± 0.011	0.169 ± 0.010	0.161 ± 0.006

SL: Step Length, SF: Step Frequency, CT: Contact Time

(2) 関節角度

図 5 に $13.8, 16.2$ および 19.8 km h^{-1} における接地中の各関節角度の変化を示した. $FE_H, FE_K,$

PDF_AおよびINEV_Aは走速度が増大したとき、接地や離地時の角度にわずかな違いが認められるものの、接地中を通しての角度変化には大きな違いが認められなかった。一方、AA_Hは最大外転角度および最大内転角度が増大し、IER_Hは最大外旋角度が出現する時間が早くなり、IER_Kは変化が大きく異なることが明らかとなった。

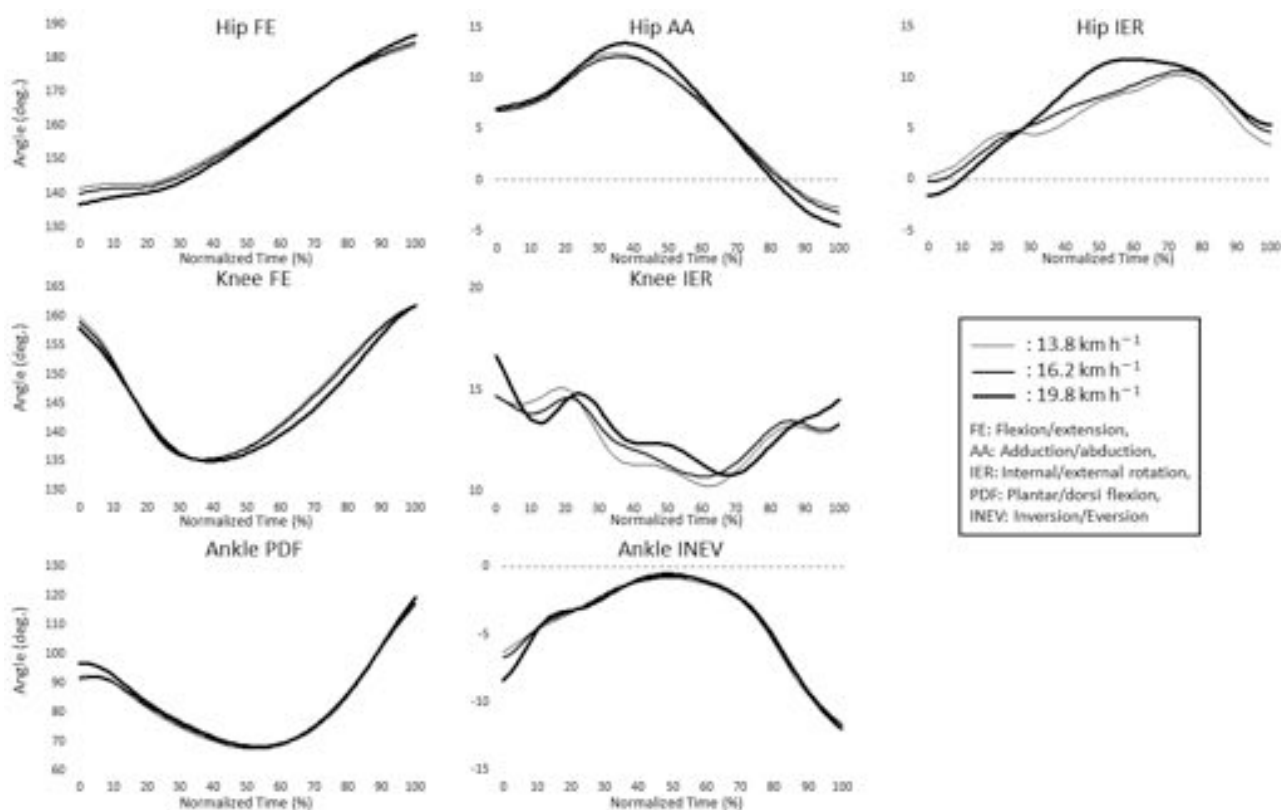


図 5. 接地中の各関節角度の変化

(3) 関節角速度

図 6 に 13.8, 16.2 および 19.8 km h⁻¹における接地中の各関節角速度の変化を示した。すべての項目において、走速度の増大に伴い最大角速度および最小角速度の増大が認められ、接地中の角速度の変化が大きくなることが認められた。特に AA_H, PDF_Aおよび INEV_Aは大きな角速度の変化があった。IER_Kは 19.8 km h⁻¹のとき他の速度と大きく異なる変化が認められた。FE_H, AA_H, IER_Hおよび FE_Kは最大角速度に到達する時間が遅くなった。

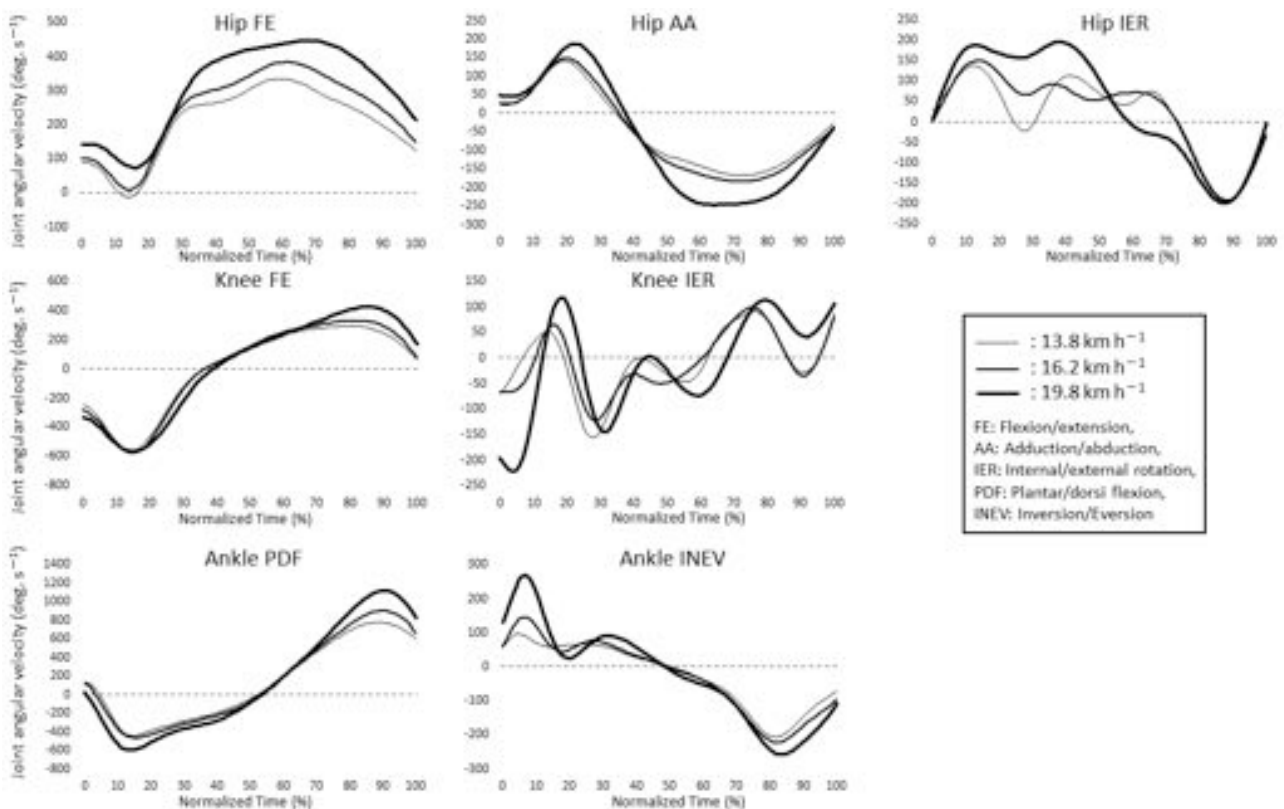


図 6. 接地中の各関節角速度の変化

(4) 地面反力

図 7 に 13.8, 16.2 および 19.8 km h^{-1} における地面反力を示した. それぞれの方向に対する地面反力は, 走速度の増大に伴い増大した. 走速度が増大しても, ブレーキ局面と加速局面の時間の割合に変化は認められなかった (図 7. 中央).

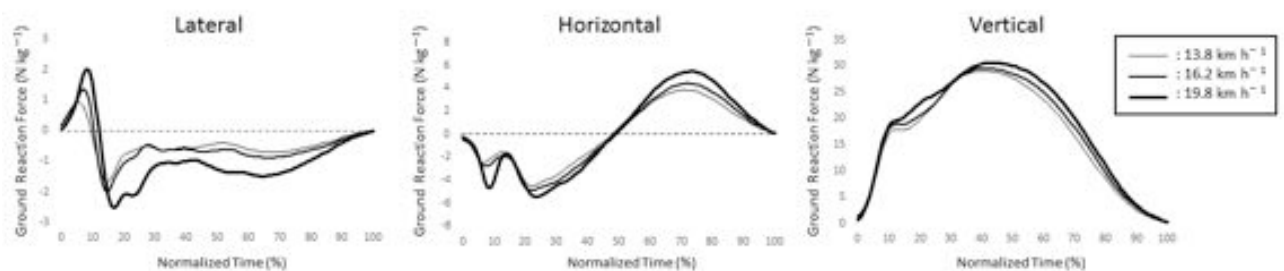


図 7. 側方, 前後, 鉛直方向の地面反力

3. Running Cost とバイオメカニクスの指標の関係

(1) 関節角度

RC と各関節角度との間に関連が認められた指標およびその相関係数を表 2 に示した. FE_H , IER_H および IER_K の指標と RC との間にはすべての運動強度において関連が認められなかった. AA_H は LT を超えない強度において Max_{JA} と RC との間に正の関連が認められ, FE_K は LT 強度において Off_{JA} および Max_{JA} と RC との間に正の関連が認められ, LT を超える強度において Min_{JA} と RC との間に有意な正の相関関係が認められた. PDF_A は LT を超えない強度において On_{JA} , LT 付近および LT を超える強度において On_{JA} , Off_{JA} , Max_{JA} および Dif_{JA} に RC との有意な正の相関関係または正の関連が認められた. $INEV_A$ の指標は, LT を超える強度において Dif_{JAV} との間に有意な正の相

関関係が認められたが, LT を超えない強度および LT 強度においては RC と関連する指標は認められなかった。

表 2. Running Cost と各関節角度指標との間の相関係数

km h ⁻¹	Hip FE	Hip AA	Hip IER	Knee FE	Knee IER	Ankle PDF	Ankle INEV
13.8 (n = 14)	n.s.	Max _{Jk} (0.46)	n.s.	n.s.	n.s.	On _{Jk} (0.47)	n.s.
15.0 (n = 14)	n.s.	Max _{Jk} (0.48)	n.s.	n.s.	n.s.	On _{Jk} * (0.54)	n.s.
16.2 (n = 14)	n.s.	n.s.	n.s.	Off _{Jk} (0.48), Max _{Jk} (0.47)	n.s.	On _{Jk} (0.48), Off _{Jk} (0.51), Max _{Jk} (0.51), Dif _{Jk} * (0.57)	n.s.
17.4 (n = 14)	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	On _{Jk} * (0.55), Off _{Jk} * (0.63), Max _{Jk} * (0.63), Dif _{Jk} ** (0.71)	n.s.
18.6 (n = 14)	n.s.	n.s.	n.s.	Min _{Jk} * (0.55)	n.s.	On _{Jk} ** (0.67), Off _{Jk} * (0.57), Max _{Jk} * (0.54)	n.s.
19.8 (n = 11)	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	On _{Jk} * (0.61), Off _{Jk} * (0.71), Max _{Jk} * (0.71), Dif _{Jk} * (0.67)	Dif _{Jk} * (0.70)

On: Angle at Foot Strike, Off: Angle at Toe Off, Max: Maximal Angle, Min: Minimal Angle, Dif: Angle of The Difference between Max and Min.

No Mark: P > 0.10, *: P < 0.05, **: P < 0.01, n.s.: no significant

The number in parenthesis is R value.

(2) 関節角速度

RC と各関節角速度との間に関連が認められた指標およびその相関係数を表 3 に示した. FE_Hは, すべての強度において RC と Dif_{JAV}との間に負の関連が認められ, Max_{JAV}または Min_{JAV}との間に有意な相関関係または関連が認められた. AA_Hは RC との間に 15.0 km h⁻¹において Max_{JAV}および Dif_{JAV}と有意な正の相関関係が認められ, 17.4 km h⁻¹において Max_{JAV}および Dif_{JAV}と有意な正の相関関係, Min_{JAV}と負の関連が認められた. また LT を超える強度において Dif_{JAV}との間に正の関連が認められた. IER_Hは RC との間に 15.0 km h⁻¹において Max_{JAV}と有意な正の相関関係が認められ, 16.2 km h⁻¹において Max_{JAV}と正の関連および Dif_{JAV}と正の相関関係が認められた. LT を超える強度において On_{JAV}, Max_{JAV}および Dif_{JAV}と正の相関関係または関連が認められた.

FE_Kは 13.8 km h⁻¹において Max_{JAV}と RC との間に正の関連が認められたが, その他の走速度においては RC との関連がある指標は認められなかった. IER_Kは 15.0 km h⁻¹において On_{JAV}と RC との間に負の関連が認められたが, その他の走速度においては RC との関連がある指標は認められなかった.

PDF_Aは RC との間に 13.8 km h⁻¹において Min_{JAV}と有意な負の相関関係が認められ, Dif_{JAV}と有意な正の相関関係が認められた. また 15.0 km h⁻¹において On_{JAV}と負の関連が認められ, 17.4 km h⁻¹において Min_{JAV}と負の関連および Dif_{JAV}と正の関連が認められ, 18.6 km h⁻¹において On_{JAV}と負の関連, Max_{JAV}および Dif_{JAV}と正の関連が認められた. INEV_Aは LT を超えない強度において RC と On_{JAV}, Off_{JAV}, Max_{JAV}, Dif_{JAV}との間に有意な正の相関関係または正の関連が認められ, Min_{JAV}との間に負の関連が認められた. また LT を超える強度において Min_{JAV}と有意な相関関係 (18.6 km h⁻¹では負, 19.8 km h⁻¹では正) および Max_{JAV}と Dif_{JAV}と正の関連が認められた一方, LT 強度において関連のある指標は認められなかった.

表 3. Running Cost と関節角速度指標との間の相関係数

km h ⁻¹	Hip FE	Hip AA	Hip IER	Knee FE	Knee IER	Ankle PDF	Ankle INEV
13.8 (n = 14)	Min _{JAV} (0.45), Dif _{JAV} (-0.49)	n.s.	n.s.	Max _{JAV} (0.51)	n.s.	Min _{JAV} (-0.49), Dif _{JAV} (0.70)	On _{JAV} (0.57), Off _{JAV} (0.49), Max _{JAV} (0.55), Min _{JAV} (-0.50), Dif _{JAV} (0.67)
15.0 (n = 14)	Dif _{JAV} (-0.49)	Max _{JAV} (0.60), Dif _{JAV} (0.65)	Max _{JAV} (0.61)	n.s.	On _{JAV} (-0.48)	On _{JAV} (-0.50)	On _{JAV} (0.46)
16.2 (n = 14)	Max _{JAV} (-0.55), Dif _{JAV} (-0.49)	n.s.	Max _{JAV} (0.50), Dif _{JAV} (0.55)	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
17.4 (n = 14)	Max _{JAV} (-0.48), Dif _{JAV} (-0.44)	Max _{JAV} (0.55), Min _{JAV} (-0.47), Dif _{JAV} (0.64)	n.s.	n.s.	n.s.	Min _{JAV} (-0.49), Dif _{JAV} (0.51)	n.s.
18.6 (n = 14)	Min _{JAV} (0.50), Dif _{JAV} (-0.59)	Dif _{JAV} (0.51)	On _{JAV} (0.47), Max _{JAV} (0.46), Dif _{JAV} (0.59)	n.s.	n.s.	On _{JAV} (-0.46), Max _{JAV} (0.47), Dif _{JAV} (0.50)	Min _{JAV} (-0.68), Dif _{JAV} (0.54)
19.8 (n = 11)	Max _{JAV} (-0.65), Dif _{JAV} (-0.60)	Dif _{JAV} (0.52)	On _{JAV} (0.55)	n.s.	n.s.	n.s.	Max _{JAV} (0.54), Min _{JAV} (0.74), Dif _{JAV} (0.70)

On: Angle at Foot Strike, Off: Angle at Toe Off, Max: Maximal Angle, Min: Minimal Angle, Dif: Angle of The Difference between Max and Min.
No Mark: P ≤ 0.10, *: P < 0.05, **: P < 0.01, n.s.: no significant.
The number in parenthesis is R value.

(3) 地面反力

RCと各地面反力との間に関連が認められた指標およびその相関係数を表4に示した。X軸の指標は、LTを超えない強度およびLT付近の強度においてSumとRCの間に有意な正の相関関係が認められたが、走速度が増大するとその関係は消失した。Y軸の指標は、15.0 km h⁻¹を除くすべての走速度においてSumとRCとの間に有意な正の相関関係または関連が認められた。Z軸の指標は、13.8および18.6 km h⁻¹においてSumとRCとの間に関連が認められたが、その他の走速度においては関連が認められなかった。

表 4. Running Cost と地面反力指標の間の相関係数

km h ⁻¹	Lateral	Horizontal	Vertical
13.8 (n = 14)	Sum _{GRF} (0.69)	Min _{GRF} (-0.48), Dif _{GRF} (0.56), Sum1 _{GRF} (0.58), Sum _{GRF} (0.71)	Sum _{GRF} (0.52)
15.0 (n = 14)	Sum _{GRF} (0.67)	n.s.	n.s.
16.2 (n = 14)	Sum _{GRF} (0.57)	Sum _{GRF} (0.49)	n.s.
17.4 (n = 14)	n.s.	Sum2 _{GRF} (0.49), Sum _{GRF} (0.57)	n.s.
18.6 (n = 14)	n.s.	Sum _{GRF} (0.48)	Sum _{GRF} (0.50)
19.8 (n = 11)	n.s.	Max _{GRF} (0.64), Min _{GRF} (-0.52), Dif _{GRF} (0.58), Sum1 _{GRF} (0.66), Sum2 _{GRF} (0.54), Sum _{GRF} (0.72)	n.s.

On: Angle at Foot Strike, Off: Angle at Toe Off, Max: Maximal Angle, Min: Minimal Angle
Dif: Angle of The Difference between Max and Min, Sum: The Total Ground Reaction Force during Ground Contact.
Sum1: The Total Ground Reaction Force during Brake, Sum2: The Total Ground Reaction Force during Acceleration.
No Mark: P ≤ 0.10, *: P < 0.05, **: P < 0.01, n.s.: no significant
The number in parenthesis is R value.

(4) バイオメカニクスの指標による RC の説明係数

表 5 に各走速度における RC の説明変数および決定係数が示されている。説明変数とされたのは 13.8 km h⁻¹ で Horizontal Sum_{GRF}, INEV_A Off_{JAV} および Horizontal Max_{GRF}, 15.0 km h⁻¹ で Lateral Sum_{GRF}, 16.2 km h⁻¹ で PDF_A Dif_{JA} および IER_H Max_{JAV}, 17.4 km h⁻¹ で PDF_A Dif_{JA}, 18.6 km h⁻¹ で PDF_A On_{JA}, INEV_A Max_{JAV}, IER_K Max_{JAV}, IER_K Off_{JAV} および FE_K Max_{JAV}, 19.8 km h⁻¹ で INEV_A Min_{JAV}, Horizontal Sum_{GRF} および Lateral Sum_{GRF} であった。またその決定係数はそれぞれ 0.79, 0.38, 0.55, 0.47, 0.93 および 0.87 となった。

加えて RC と関連が認められた関節角度および関節角速度の指標のうち、各強度において共通して認められた指標における RC の決定係数を求めた (表 6)。LT を超えない強度では AA_H Max_{JA}, PDF_A On_{JA}, FE_H Dif_{JAV} および INEV_A On_{JAV} を, LT 強度では PDF_A Dif_{JA} および FE_H Max_{JAV} を, そして LT を超える強度では, PDF_A On_{JA}, PDF_A Off_{JA}, FE_H Dif_{JAV} および INEV_A Dif_{JAV} を説明変数とした。その結果すべての強度において 40 %以上の説明係数が認められ, 最も高い決定係数が認められたのは 13.8 km h⁻¹ で 0.66 であった。

表 5. RC の説明変数と決定係数

km h ⁻¹	13.8 (n = 14)	15.0 (n = 14)	16.2 (n = 14)	17.4 (n = 14)	18.6 (n = 14)	19.8 (n = 11)
Explanatory Variable	Horizontal Sum _{GRF} , INEV _A Off _{JAV} , Horizontal Max _{GRF}	Lateral Sum _{GRF}	PDF _A Dif _{JA} , IER _H Max _{JAV}	PDF _A Dif _{JA}	PDF _A On _{JA} , INEV _A Max _{JAV} , IER _K Max _{JAV} , IER _K Off _{JAV} , FE _K Max _{JAV}	INEV _A Min _{JAV} , Horizontal Sum _{GRF} , Lateral Sum _{GRF}
Coefficient of Determination	0.79	0.38	0.55	0.47	0.93	0.87

表 6. 関節角度および関節角速度の指標による RC の説明係数

km h ⁻¹	13.8 (n = 14)	15.0 (n = 14)	16.2 (n = 14)	17.4 (n = 14)	18.6 (n = 14)	19.8 (n = 11)
Explanatory Variable	AA _H Max _{JA} , PDF _A On _{JA} , FE _H Dif _{JAV} , INEV _A On _{JAV}		PDF _A Dif _{JA} , FE _H Max _{JAV}		PDF _A On _{JA} , PDF _A Off _{JA} , FE _H Dif _{JAV} , INEV _A Dif _{JAV}	
Coefficient of Determination	0.66	0.40	0.36	0.44	0.57	0.40

IV. 考察

本研究は競技レベルの高い大学生長距離ランナーを対象に、LTを超えない強度からLTを超える強度の様々な運動強度におけるREとバイオメカニクスの指標との関係を明らかにし、それぞれの強度におけるREの優れたランニングフォームを検討することが目的であった。LTを超えるREをより妥当に検討するために $\dot{V}O_2$ に加えてエネルギー基質 (RER) および無酸素性エネルギー代謝 (bLaの蓄積) を考慮したREの評価方法を用いた (Tanji et al. 2014)。また本研究は、REに非常に影響を与えると考えられている接地中のランニングフォームに焦点を当てて検討した (Heise et al. 2011, Kram 2000)。

すべての運動強度において共通してRCとの関連が認められたキネマティクス指標はPDF_{A OnJA}, FE_{H DifJAV}およびAA_{H DifJAV}で、キネマティクス指標はHorizontal Sum_{GRF}であった。PDF_{A OnJA}はRCとの正相関が認められ、接地時に足関節がより背屈しているランナーはRCが優れていることが明らかとなった。一方で接地時のFE_HやFE_Kの関節角度とRCとの関連は認められなかった。従って同じ膝関節および股関節角度において背屈する接地、つまりかかと接地 (Heel foot strike: HFS) が優れたREのランニングフォームである可能性が示唆された。古くからREと接地パターンについては議論が続いており、様々な競技レベルのランナーを対象にその関係が報告されているが、HFSと前足部接地 (Fore foot strike: FFS) のどちらの接地パターンがREの優れたランニングフォームであるのか一致した見解は得られていない (Anderson 1996)。競技レベルの高いランナーを対象とした本研究では、すべての走速度においてHFSが優れている可能性が高いという結果となった。またこの関係が走速度の増大に伴い強くなった。一般に走速度の増大に伴いCTは短くなり、接地パターンもFFSになる傾向が認められているが (Chapman et al. 2012)、本研究においても走速度の増大に伴いCTは短くなり (表1) またPDF_{A OnJA}が増大 (より底屈) することが明らかとなった (図5)。従って、走速度の増大に伴いFFSとなる傾向にあるが、このとき過度に底屈することがRCをより増大させると考える方が良いかもしれない。FE_{H DifJAV}は接地中の股関節最大伸展角速度と最大屈曲角速度 (または最小伸展角速度) の差によって求められ、RCとの負の関連が認められた。接地直後の股関節角速度が小さくまた最大伸展角速度が大きいことがFE_{H DifJAV}が大きくなるためには必要である。接地直後は部分的にしか足が接地していないことから、股関節の伸展があまり生じず、この局面における過度な伸展角速度はRCを低下させる可能性がある。一方、接地中盤は振子のような動作をすることで股関節をすばやく伸展させることがRCの向上に重要であると考えられる。AA_{H DifJAV}は接地中の股関節外転角速度と内転角速度の差によって求められ、RCとの正の関連が認められた。つまり内外転の角速度の変化が小さいランナーはRCが小さいことがわかる。ランニングは身体を水平方向に進めることが求められるため、過度な股関節内外転角速度はランニングにとって不必要である可能性が示唆された。走速度が増大するにつれてRCとの関係が少し弱くなることから、これらの要因は低強度において特にREに影響を及ぼす指標であると考えられる。実際、LTを超えない強度においてAA_{H MaxJA}がRCに関連する指標であった。Horizontal Sum_{GRF}は地面反力の水平成分に生じた力作用の絶対値の総和によって算出され、RCとの正の関連が認められた。従って、ブレーキ局面および加速局面において水平方向の力作用が小さいランナーはRCが小さいことが明らかとなった。ブレーキ局面に大きな減速を生じると加速局面において大きな加速が求められ、接地中の身体重心の速度が大きく変化し、REを低下させることが報告されており (Williams et al. 1987)、本研究の結果はこれを支持している。加えてHorizontal Sum_{GRF}とPDF_{A OnJA}は有意な正の相関関係が認められた (13.8, 15.0, 16.2, 17.4, 18.6 および 19.8 km h⁻¹でそれぞれ $r = 0.64, 0.78, 0.67, 0.59, 0.60$ および 0.56)。従って、接地時により底屈しているランナーは、水平成分の力作用が大きくなり結果としてRCが低下する可能性が示唆された。

LTを超えない強度において共通してRCとの関連が認められたキネマティクス指標はAA_{H MaxJA}およびINE_{V A OnJAV}で、キネマティクス指標はLateral Sum_{GRF}であった。INE_{V A OnJAV}は接地時の外反角速度であり、RCとの正の関連が認められた。足の外側から接地すると外反の角速度を持った状態となることから、低強度走行では足の中央から接地することが重要であろう。Lateral Sum_{GRF}は側方方向への力の作用の総和でRCとの正の相関関係が認められた。身体が左右に振れ

ると、この値は大きくなり RC が増大する。LateralGRF が大きくなるのは接地直後であることから、左右にぶれないスムーズな接地を求める必要がある。LT を超えない強度において RC に共通して関連した AAH MaxJA, PDF_A OnJA, FE_H DifJAV および INEVA OnJAV の 4 つのキネマティクス指標での重回帰分析を行なったところ、RC に対する説明率は 13.8 および 15.0 km h⁻¹ でそれぞれ 66 および 40 % であった。これはバイオメカニクスの指標が RE の個人差の 54 % 程度を説明するとした Williams and Cavanagh (1987) の報告に近いものと言える。従って、LT を超えない強度の走行においてはこれら 4 つのランニングフォームに着目するべきであると示唆される。

LT 強度において共通して RC との関連が認められたキネマティクス指標は PDF_A OffJA および PDF_A DifJA であり、キネティクス指標は認められなかった。離地時は PDF_A が最も大きくなる局面であり、そのときにより底屈しているほど RE は劣っていることが明らかとなった。底屈は下腿三頭筋の活動を伴うことが知られており、このわずかな角度の差が筋の活動を増大させ、RC を増大させた可能性が示唆された。接地中の PDF_A の角度は変化しないほど RE が優れていることも同様に離地時の角度によるものであると考えられる。LT 強度において RC に共通して関連した PDF_A OnJA, PDF_A OffJA および FE_H MaxJAV の 3 つの指標によって重回帰分析を行なったところ、RC に対する説明率は 16.2 および 17.4 km h⁻¹ でそれぞれ 36 および 44 % であった。これは LT を超えない強度における指標の説明率よりも低い値となった。トレッドミル走行テストの結果を基にこの走速度を LT 強度としたが、被験者によって運動強度がわずかに異なったことが原因である可能性がある。

LT を超える強度において共通して RC との関連が認められたキネマティクス指標は PDF_A OffJA, PDF_A DifJA, IER_H OnJAV および INEVA DifJAV であり、キネティクス指標は認められなかった。IER_H OnJAV は接地時の股関節外旋角速度であり、RC との正の関連が認められた。接地および離地時は股関節の内旋角速度はおおよそ 0 deg. s⁻¹ となるが、このとき内旋の角速度になっているランナーは RC が低いことが推察される。従って、接地時に股関節が内旋の角速度を有していることが優れた RE のランニングフォームである可能性が示唆された。INEVA DifJAV は接地中の最大外反角速度と最大内反角速度の差によって求められ、RC との正の相関関係が認められた。LT を超えた強度の走行ではとりわけ接地直後の外反角速度が大きくなる傾向がある (図 6)。この角速度の増大を抑制できるような接地を心がける必要がある。LT を超える強度において RC に共通して関連した PDF_A OnJA, PDF_A OffJA, FE_H DifJAV および INEVA DifJAV の 4 つの指標によって重回帰分析を行なったところ、RC に対する説明率は 18.6 および 19.8 km h⁻¹ でそれぞれ 57 および 40 % であった。運動強度が大きくなるに伴い、近位部のキネマティクスよりも遠位部のキネマティクスが重要である可能性が考えられる。

以上のように LT を超えない強度と LT を超える強度においては RE の優れたランニングフォームが少し異なった。特に LT を超える強度においてはより足関節のキネマティクスが重要であることが明らかになった。一方で、膝関節に関する指標はすべての運動強度において RC との関連が弱いことが明らかになった。これは本研究が競技レベルの高いランナーを対象としたことが原因として挙げられる。膝関節のキネマティクス指標と RE の関係についての報告はレクリエーションランナー (Williams and Cavanagh 1987) を対象としているものはあるが、エリートランナーを対象としたものは見られない。競技レベルが高いランナーの場合、個人間の RE の差は股関節や足関節のキネマティクス指標が重要であると考えられる。また、本研究ではキネティクス指標として地面反力を測定したが、さらに詳細に検討するためには下肢筋電活動を評価することが求められる (Saunders et al. 2004)。

V. 摘要

本研究は競技レベルの高い大学生長距離ランナーを対象とし、様々な運動強度におけるランニングエコノミーの優れたランニングフォームを明らかにするために実施された。得られた結果をまとめると以下の通りとなった。

運動強度に関わらず **RE** が優れたランナーのランニングフォームの共通点

1. 接地時に足関節がより背屈している
2. 接地中の股関節の伸展速度が大きい
3. 接地中に股関節を内外転させない

LT を超えない強度における **RE** が優れたランナーのランニングフォーム

1. 接地中の股関節最大外転角速度が小さい
2. 足の中央部で接地する

LT 付近の強度における **RE** が優れたランナーのランニングフォーム

1. 離地時に過度な足関節底屈をしない
2. 接地中の足関節底屈背屈角度を変化させない

LT を超える強度における **RE** が優れたランナーのランニングフォーム

1. 離地時に過度な足関節底屈をしない
2. 接地中の足関節底屈背屈角度を変化させない
3. 接地時に股関節が内旋の角速度を有している
4. 接地中に足関節を内外反させない

VI. 参考文献

Midgley AW, McNaughton LR, Jones AW. Training to enhance the physiological determinants of long distance running performance: Can valid recommendations be given to runner and coaches based on current scientific knowledge? *Sports Med* 2007; 37: 857 - 880

Daniels J, Daniels N. Running economy of elite male and elite female runners. *Med Sci Sports Exerc* 1992; 24: 483 - 489

Williams KR, Cavanagh PR. Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *J Appl Physiol* 1987; 63: 1236 - 1245

Tanji F, Shirai Y, Kurokawa K, Kawai K, Nabekura Y. The evaluation of running economy in above LT intensity running. 19th European College of Sport Science 2014; MO - PM29

Heise GD, Smith JD, Martin PE. Lower extremity mechanical work during stance phase of running partially explains interindividual variability of metabolic power. *Eur J Appl Physiol* 2011; 111: 1777 - 1785

Kram R. Muscular force or work: What determines the metabolic energy cost of running? *Exerc Sport Sci Rev* 2000; 28: 138 - 143

Wells RP, Winter DA. Assessment of signal and noise in the kinematics of normal pathological and sporting gait. *Human Locomotion I*. 1980; 92 - 93

Kyröläinen H, Belli A, Komi PV. Biomechanical factors affecting running economy. *Med Sci Sports Exerc* 2001; 33: 1330 - 1337

Newell J, Higgins D, Madden N, Cruickshank J, Einbeck J, McMillan K, McDonald R. Software for calculating blood lactate endurance markers. *J Sports Sci* 2007; 25: 1403 - 1409

Anderson T. Biomechanics and running economy. *Sports Med* 1996; 22: 76 - 89.

Chapman RF, Laymon AS, Wilthte DP, McKenzie JM, Tanner DA, Stager JM. Ground contact time as an indicator of metabolic cost in elite distance runners. *Med Sci Sports Exerc* 2012; 44: 917 - 925

Williams KR, Cavanagh PR, Ziff JL. Biomechanical studies of elite female distance runners. *Int J Sports Med* 1987; 8: 107 - 118

Saunders PU, Pyne DB, Telford RD, Hawley JA. Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Med* 2004; 34: 465 - 485

VII. 謝辞

本研究は筑波大学体育系教授 藤井範久氏をはじめとする筑波大学 LASBM の方々のご協力のもと実施することができました。また、筑波大学体育系准教授 榎本靖士氏，同人間総合科学研究科 関慶太郎氏には多くのご支援を頂きました。ここに記して感謝の意を表します。