DB
2029
2003
HG

博　士　論　文

長距離走動作のバイオメカニクス的評価法に関する研究

平成 15 年度

榎　本　靖　士

筑波大学

寄贈
榎本靖士氏

04010966

目 次

表一覧 … i

図一覧 … iii

1．緒言 … 1

1.1 研究の背景 … 1

1.2 長距離走動作のバイオメカニクス的評価 … 2

1.3 本研究の目的 … 5

1.4 研究課題 … 5

1.5 本研究の仮定 … 6

1.6 本研究の限界 … 7

1.6.1 研究方法に関する限界 … 7

1.6.2 結果の一般化・普遍化に関する限界 … 7

2．文献研究 … 9

2.1 長距離走動作に関するバイオメカニクス的研究 … 9

2.1.1 Performance descriptors に関する研究 … 9

2.1.2 キネマティクス的研究 … 10

2.1.3 キネティクス的研究 … 11

2.2 長距離走のエナジェティクス的研究 … 12

2.2.1 長距離走記録と生理的エネルギーとの関係に関する研究 … 12

2.2.2 長距離走の経済性と走動作の関係に関する研究 … 14

2.2.3　長距離走の力学的効率に関する研究　… 16
2.2.4　長距離走における力学的エネルギー利用の有効性に関する研究　… 17
2.3　長距離走における疲労に関するバイオメカニクス的研究　… 19
2.3.1　キネマティクス的研究　… 19
2.3.2　キネティクス的研究　… 20
2.4　バイオメカニクス的分析をもとにした動作の評価に関する研究　… 22

３．方法
3.1　データ収集　… 25
3.1.1　競技会におけるデータ収集　… 25
3.1.2　支持脚のキネティクス分析のためのデータ収集　… 29
3.1.3　4000 m 走実験におけるデータ収集　… 32
3.2　データ処理　… 35
3.3　部分および関節角度の定義　… 37
3.4　局面分け　… 37
3.5　算出項目と算出方法　… 40
3.5.1　Performance descriptors　… 40
3.5.2　キネマティクス的項目　… 41
3.5.3　キネティクス的項目　… 43
3.5.4　エナジェティクス的項目　… 46

４．一流長距離走者の走動作のバイオメカニクス的特徴 … 48

4.1 目的 … 48

4.2 方法 … 48

4.2.1 被験者 … 49

4.2.2 統計処理 … 49

4.3 結果 … 50

4.3.1 Performance descriptors … 50

4.3.2 キネマティクス … 54

4.3.2.1 身体重心の動き … 54

4.3.2.2 大腿および下腿角度および角速度 … 56

4.3.2.3 体幹および肩関節角度 … 61

4.3.3 下肢関節のキネティクス … 64

4.3.3.1 回復期における下肢関節トルクとトルクパワー … 64

4.3.3.2 支持期における下肢関節トルクとトルクパワー … 69

4.3.3.3 下肢関節スティフネス … 71

4.3.4 走動作における力学的エネルギー … 75

4.3.4.1 力学的エネルギー利用の有効性 … 75

4.3.4.2 力学的仕事と力学的エネルギーの伝達 … 75

4.4 考察 … 78

4.4.1 ステップ長とステップ頻度から見た一流長距離走者の特徴 … 78

4.4.2 一流長距離走者のキネマティクス的特徴 … 80

4.4.3 一流長距離走者のキネティクス的特徴 … 83

4.4.4 力学的エネルギー利用の有効性からみた一流長距離走者の特徴 … 87
4.5 要約 … 92

5．疲労による長距離走者の走動作の変化 … 95
5.1 目的 … 96
5.2 方法 … 95
5.3 結果 … 96
5.3.1 Performance descriptors の変化 … 96
5.3.2 キネマティクスの変化 … 100
5.3.2.1 身体重心の動き … 100
5.3.2.2 部分角度 … 104
5.3.2.3 平均部分角速度 … 108
5.3.3 キネティクスの変化 … 111
5.3.3.1 地面反力 … 111
5.3.3.2 下肢関節トルク … 115
5.3.3.3 下肢関節トルクパワー … 120
5.3.3.4 下肢スティフネス … 120
5.3.4 エナジェティクスの変化 … 123
5.3.4.1 力学的エネルギー利用の有効性指数，平均パワー，力学的エネルギーの伝達量 … 123
5.3.4.2 下肢関節の力学的仕事および貢献度 … 127
5.4 考察 … 129
5.4.1 疲労によるステップ長およびステップ頻度の変化 … 129
5.4.2 キネマティクスからみた疲労による走動作の変化 … 134

5.4.3　キネティクスからみた疲労による走動作の変化　… 136
5.4.4　エナジェティクスからみた疲労による走動作の変化　… 140
5.5　要約　… 145

6．長距離走動作のバイオメカニクス的評価法　… 148
6.1　評価項目の抽出　… 149
6.1.1　パフォーマンスに関する評価項目　… 149
6.1.2　キネマティクス的評価項目　… 155
6.1.3　キネティクス的評価項目　… 160
6.1.4　エナジェティクス的評価項目　… 161
6.2　走動作のバイオメカニクス的評価法の適用　… 167
6.2.1　評価の手順　… 167
6.2.2　評価の実際　… 171
6.3　バイオメカニクス的評価法の有用性　… 187

7．結論
7.1　一流長距離走者の走動作の特徴について　… 189
7.2　疲労による走動作の変化について　… 189
7.3　長距離走動作の評価法について　… 190

謝辞　… 191
文献　… 192
博士論文に関連する業績一覧

表一覧

Table 3-1 Characteristics and performance of 5000 m of the subjects.

Table 3-2 Competitions videotaped.

Table 3-3 Characteristics of the subjects in the experiment for the measurements of ground reaction forces.

Table 3-4 Characteristics of the subjects for 4000 m experimental trial.

Table 4-1 Characteristics of performance groups on 5000 m records.

Table 4-2 Characteristics of the good and ordinary groups in the present experiment.

Table 4-3 Performance descriptors for each group at the 2000 m and 4000 m marks.

Table 4-4 Parameters related to motion of the center of mass of a runner.

Table 5-1 Performance descriptors in the initial, middle and final stages of the 4000 m trial.

Table 5-2 Height and motion of the center of mass of a runner in the initial, middle and final stages of the trial.

Table 5-3 Correlation coefficients between the contributions of the hip, knee and ankle joints at each lap for subjects YY, KK and SK.

Table 6-1 Coefficients and standard coefficients of estimation equation for running velocity at 2000 m and 4000 m marks in the 5000 m race.

Table 6-2 Coefficients and standard coefficients of estimation equation for running velocity with the exception of EI at 2000 m and 4000 m marks in the 5000 m race.

Table 6-3 Variables and evaluation types of distance running motion.

Table 6-4 Characteristics of the subjects for the evaluation of running motion.

Table 6-5 The evaluation in performance descriptors for subject T at 2000 m and 4000 m marks.

Table 6-6 Kinematic evaluation for subject T at 2000 m and 4000 m marks.

Table 6-7 Kinetic evaluation for subject T at 2000 m and 4000 m marks.

Table 6-8 The evaluation in performance descriptors for subjects A, B, C and D at 2000 m and 4000 m marks.

図一覧

Figure 3-1	Flow of the study.
Figure 3-2	Camera setting at the competitions videotaped.
Figure 3-3	A view of the experiment set-up for the mesurement of ground reaction force.
Figure 3-4	Set-up for the 4000 m trial experiment.
Figure 3-5	Definitions of the segment and joint angles.
Figure 3-6	Phases of cycle.
Figure 3-7	Vertical displacement of the center of mass of a runner (CG).
Figure 3-8	Free body diagram of angular momentum about the center of mass of a runner (CG) and ground reaction force.
Figure 4-1	Thigh and shank angle for each group at the events in a cycle.
Figure 4-2	Thigh and shank angular velocity for each group at the events in a cycle.
Figure 4-3	Correlation coefficients between running velocity and angular velocities of the thigh and shank.
Figure 4-4	Torso angle for each group at the events in a cycle.
Figure 4-5	Shoulder angle for each group at the events in a cycle.
Figure 4-6	Joint torque and torque power of the right hip, knee and ankle joints during a cycle for typical runners at 4000 m mark.
Figure 4-7	Peak joint torque at the hip and knee joint for each group during the recovery phase.
Figure 4-8	Peak joint torque power at the hip and knee joint for each group during the recovery phase.

Figure 4-9 Typical joint torque (left) and joint torque power (right) at the hip, knee and ankle joints during the support phase.

Figure 4-10 Typical angle-torque relationships at the ankle and knee joints during the support phase.

Figure 4-11 Relationships of running velocity to the ankle and knee joint stiffness.

Figure 4-12 Relationship between the effective vertical stiffness (Kv) and running velocity for each group in the 5000 m race and the experiment.

Figure 4-13 Relationships of running velocity to the effectiveness index of mechanical energy utilization (EI) and mean power (MP) at the 2000 m and 4000 m marks.

Figure 4-14 Mechanical work (Wwb) and the amount of energy transfer between segments (Tb) for each group at the 2000 m and 4000 m marks.

Figure 4-15 Mechanical work done by the hip, knee, and ankle joints during a cycle for each group at the 2000 m and 4000 m marks.

Figure 4-16 Relationships of the shank angle at the foot strike to the effective vertical stiffness and the ankle and knee joint stiffness.

Figure 4-17 Relationships of EI to mechanical work (Wwb) and energy transfer within body (Tb) at the 2000 m and 4000 m marks.

Figure 4-18 Mechanical energy patterns of the right and left legs, torso and arms during a cycle for typical subjects at the 2000 m mark.

Figure 5-1 Average running velocity of each lap in the 4000 m trial.

Figure 5-2 Correlation coefficients of running velocity to step length and step frequency at the initial, middle and final stages.

Figure 5-3 Changes in running velocity, step length, step frequency, support and

non-support time during the 4000 m for subjects YY, KK and SK.

Figure 5-4 Vertical displacement of the center of mass of a runner (Hw) for subjects YY, KK and SK at each lap.

Figure 5-5 Thigh angles at events in a cycle at the initial (I), middle (M) and final (F) stages.

Figure 5-6 Shank angles at the events in a cycle at the initial (I), middle (M) and final (F) stages.

Figure 5-7 Thigh angular velocities at the phases in a cycle at the initial (I), middle (M) and final (F) stages.

Figure 5-8 Shank angular velocities at the phases in a cycle in the initial (I), middle (M) and final (F) stages.

Figure 5-9 Thigh angular velocity for typical subjects at the phases in a cycle at each lap.

Figure 5-10 Shank angular velocity for typical subjects at the phases in a cycle at each lap.

Figure 5-11 Average horizontal and vertical ground reaction force (Fx, Fy) of all subjects in the initial, middle and final stages.

Figure 5-12 Ground reaction force for subjects YY, KK and SK in the initial, middle and finial stages.

Figure 5-13 Time difference between the second peak of vertical component and the change of negative to positive in horizontal component (Fx-Fy) of ground reaction force for subjects YY, KK and SK at each lap.

Figure 5-14 Average joint torque of the lower limb joints for all subjects in the initial, middle and final stages.

Figure 5-15 Average joint torque power of the lower limb joints for all subjects in

the initial, middle and final stages.

Figure 5-16 Ankle and knee joint stiffness and effective vertical stiffness in the initial, middle and final stages.

Figure 5-17 Effective vertical stiffness for subjects YY, KK and SK at each lap.

Figure 5-18 EI, mean power (MP) and energy transfer within the body (Tb) in the initial, middle and final stages.

Figure 5-19 EI, mechanical work and mechanical energy transfer within the body for subjects YY, KK and SK at each lap.

Figure 5-20 Positive and negative mechanical work and contribution at the lower limb joints during a cycle at the initial, middle and final stages.

Figure 5-21 Contribution at the lower limb joints for subjects YY, KK and SK at each lap.

Figure 5-22 Relationships between the joint contribution and ΔI-M and ΔM-F in the initial and middle stages.

Figure 5-23 Stick pictures and ground reaction force vectors when the first vertical peak of the ground reaction force occured for subjects YY, KK and SK at the initial and final stages.

Figure 5-24 Relationships between EI and deceleration of the running velocity in the first half of the support phase, and between ratio of deceleration to the running velocity and shank angular velocity in the first half of the support phase.

Figure 5-25 Relationships of ratio of decrease in the average running velocity of the lap through the 4000 m to relative work of the hip joint, and ratio of the work at the hip joint to the ankle joint (H/A).

Figure 6-1 Relationships of running velocity to second half of support distance

and non-support distance for each group at the 2000 m and 4000 m marks of the 5000 m race.

Figure 6-2 Relationship between running velocity and ratio of the first half of the support distance to the step length.

Figure 6-3 Relationship between running velocity and non-support time at the 2000 m and 4000 m marks.

Figure 6-4 Relationship between running velocity and vertical displacement of the center of mass of a runner (CG) to step length at the 2000 m and 4000 m marks.

Figure 6-5 Relationship between EI and deceleration of running velocity in the support phase (DEC) at the 2000 m and 4000 m marks.

Figure 6-6 Relationships of running velocity to knee angular displacement in the first half of the support phase and shank angular displacement in the second half of the support phase at the 2000 m and 4000 m marks.

Figure 6- 7 Relationships between running velocity and peak values of the hip and knee joint torque.

Figure 6-8 Relationships between running velocity and peak values of the hip and knee joint torque power.

Figure 6-9 Symbols and score of the evaluation types listed on Table 6-3.

Figure 6-10 Energetic evaluation for subject T at the 2000 m and 4000 m marks.

Figure 6-11 Energetic evaluation for subjects A, B, C and D at the 2000 m and 4000 m marks.

Figure 6-12 Changes in the evaluation score of performance descriptors, kinematics, kinetics and energetics for subjects A, B, C and D at the 2000 m and 4000 m marks between First and Second races.

1 緒言

1.1 研究の背景

長距離競走は，決められた長い距離をいかに短い時間で走るかを競うものであり，紀元前5世紀の古代ギリシア時代から行なわれていたことが知られている（Cavanagh，1990）．現在，日本ではマラソンや駅伝などの長距離競走は非常に人気が高く（渋谷ら，1998），また多くの子供が学校や地域のマラソン大会を通じて長距離競走を経験しており，国民の関心の高いスポーツ種目の1つと言えよう．

陸上競技の正式な長距離走種目は3000 m以上の距離で競われ，オリンピックや世界選手権では男女とも5000 m，10000 m，マラソン（42.195 km）が行なわれる．近年，これらの種目における記録向上は著しく，ラストスパートからのみではなくレース全体の平均走速度からみても高い走速度が必要とされるようになってきている．現在の男子5000 mと10000 mの世界記録は，ともに1998年にGebrselassie選手（エチオピア）によって樹立された12分39秒36と26分22秒75である．一方，5000 mと10000 mの日本記録は，それぞれ高岡選手が1998年に樹立した13分13秒40と2001年に樹立した27分35秒09である．5000 mの日本記録を単純に2倍しても10000 mの世界記録に及ばないことからも世界の長距離走のスピード化が著しいことがわかる．

一方，中学生や高校生の長距離走種目では，最近のレベルの向上は著しい．例えば，中学男子3000 mで8分台を記録した人数は1989年に21人であったが，1999年では70人と大きく増加している．また，高校男子5000 mで14分台を記録した人数は，1989年に184人であ

ったが，1999年では450人と激増した（1989年および1999年度陸上競技マガジン記録集計号）．これらは，将来活躍が期待される選手が数多く育っていることを示していると考えられる．しかし，これらの選手が大学や実業団へと進んでから伸び悩むことも多く，レベルの高いジュニア選手が数多いにも関わらず，日本記録を更新し，国際大会で活躍する選手が育っていないことは一考すべきことであろう．

これまで長距離走のトレーニングは，運動生理学的にも多くの研究が行なわれており（山西，1994），トレーニングに関する知識は中学校や高校の指導者にも広く普及してきている．しかし，これは主に持久力を中心とした体力的要因の向上を目的としたものである．一方，走動作や走技術に関しては，選手や指導者の関心は高いとしても，多くは経験や感覚にもとづいて改善されているか，走動作の改善をトレーニング課題にあげられていないのが現状であろう．長距離競走の指導書では走技術の重要性が指摘されているが（金原，1981；有吉，1988；グリーンとパティ，1999），長距離走の走技術に関するバイオメカニクス的研究は非常に少ない．このような現状を考えると，今後さらなる長距離競走のスピード化へと対応するために走動作の改善におけるバイオメカニクスの役割は大きいと言えよう．

1.2　長距離走動作のバイオメカニクス的評価

これまで長距離走パフォーマンスに関する生理学的研究は多く行なわれ，種々の生理学的指標を用いた長距離走者の評価はトレーニング現場においても定着している．最大酸素摂取量（VO_2max）は，長距離走者の持久力を評価する生理学的指標として広く用いられてきたが（豊岡，1977），近年では無酸素性作業閾値（AT）出現時の走速

度がパフォーマンスと強い関係があるとして利用されている（Tanakaら，1984；大後ら，1999）．これは，酸素摂取能力ばかりでなく，走の経済性（running economy）に関する要素も含んでおり，非常に重要な評価指標であると考えられる．

走の経済性は，最大下における一定の走速度で走行したときの体重あたりの酸素摂取量のことを言い（Daniels, 1985; Cavanagh と Kram, 1985），同じ走速度であれば少ない酸素摂取量で走れるほうが経済的であると考えられている．Anderson（1996）は，経済性に関するバイオメカニクス的要因を総括しているが，1つのバイオメカニクス的要因では経済性の良し悪しを説明できないと述べている．また，走の経済性には生理的エネルギーから力学的エネルギーへの変換と力学的エネルギーから有効エネルギーへの変換の 2 つの過程が含まれているため（阿江と藤井，1996），走動作以外の多くの要因が関係していると考えられる．このため，これまでの走の経済性に関する研究では，走動作そのものはほとんど論じられておらず，走動作評価の観点もあまり議論されていないようである．

Cavanagh ら（1985）や Williams ら（1987）は，一流長距離走者を対象に走動作を評価するためのバイオメカニクス的分析を試みている．しかし，モデルとなるデータがないことや実験室内での測定であったことなどの理由から，得られたバイオメカニクス的変量とパフォーマンスとの関係が十分に検討されていない．そして彼らはさらなるデータの蓄積の必要性を強調している．

短距離走に関しては多くのバイオメカニクス的知見が蓄積されてきている．伊藤ら（1998）は，100 m レースの中間疾走動作のデータから最高疾走速度を高めるためには股関節角速度を脚のスウィング

速度に近づけることが重要であることを指摘した．そして，この考え方にもとづいて 1 名の日本一流女子短距離選手のキック動作の改善を試み，記録が向上したことを報告している．これは，バイオメカニクス的分析にもとづいて動作を改善することがパフォーマンスの向上に結びつくことを示したものと言えよう．

短距離走では最高疾走速度を高めることを第一の評価観点とすることができるが，長距離走では走速度を高めるのみではなく，その走速度を持続することが同程度に重要であるため，これら 2 つの観点を加味した長距離走に適する評価項目を明らかにする必要がある．その方法の 1 つとして，一流長距離走者をバイオメカニクス的に分析し，その走動作の特徴にもとづいて評価項目を抽出することが考えられる．また，走速度持続に関してはペース配分やかけ引きがあるため，実際のレースにおけるよりも実験的な疲労状態における走動作を研究することにより走速度持続に関するバイオメカニクス的評価項目を明らかにできると考えられる．すなわち，長距離走動作を評価するためには，走速度の増大と持続に関して一流長距離走者の走動作の特徴を明らかにすることで，走動作の評価項目を抽出し，走動作評価のためのモデルを構築することが役立つと考えられる．

そして，走動作の評価法を開発することは，走動作の改善に役立つシステムを提供し，長距離走の競技力向上に直接的に貢献すると考えられる．スポーツ技術の最適化のため，学習者の動作をモデルと比較して評価することは重要であるが（阿江，1998），実際にデータを用いてスポーツ技術の最適化や動作の評価を行なった例は少ない．長距離走動作の評価システムは，データの蓄積（データベースの作成），走動作のモデル構築と評価項目の決定，評価法の適用からなるが，一

流長距離走者の動作をバイオメカニクス的に分析することで一流選手の特徴を加味した評価モデルを構築できると考えられる．なお，このような評価システムを構築する過程は，他のスポーツ種目の評価システムを構築する場合にも応用できると考えられる．

1.3　本研究の目的

本研究の目的は，異なる競技レベルの長距離走者の走動作をバイオメカニクス的に分析することにより，一流長距離走者の走動作の特徴，および疲労による走動作の変化を明らかにするとともに，これらの知見をもとに長距離走動作の評価項目を抽出し，長距離走動作のバイオメカニクス的評価法を提案することである．

1.4　研究課題

本研究の目的を達成するために，以下の研究課題を設定した．

研究課題 1

一流長距離走者の走動作の特徴を明らかにし，長距離走者が高い走速度を獲得するための走技術を検討する．

研究課題 2

疲労に伴う長距離走者の走動作の変化を明らかにし，走速度を維持するための走技術を検討する．

研究課題 3

研究課題 1 および 2 で得られた知見をもとに，長距離走動作の評価

項目を抽出し，長距離走動作の評価法を適用することで長距離走動作のバイオメカニクス的評価法を提案する．

1.5　本研究の仮定

本研究は以下の仮定のもとで行なわれる．

① 本研究で対象とした競技会および実験における被験者は，一流長距離走者および学生長距離走者を代表するものである．

② 4000 m 実験走（後述）では，被験者にペースメーカーを用いて各自の 5000 m ベスト記録から求めた平均ペースで走らせたので，相対的に同じ強度のペースが維持できた．

③ 分析地点における 1 サイクルの走動作は，走者の特徴を表したものである．

④ 走動作は 3 次元的であるが，矢状面内の 2 次元動作分析によって長距離走動作の特徴を知ることができる．

⑤ 実際のレースを分析したため，身体計測点にマークをつけることができなかったが，分析者はデジタイズを習熟しているので，計測点の座標は適切に収集できた．

⑥ 外国人選手にも，日本人アスリート用の身体部分慣性係数（阿江，1996）を用いたが，形態的には著しい相違はないので日本人アスリート用の身体部分慣性係数を用いることができる．

1.6 本研究の限界

本研究には，以下に述べる限界があろう．

1.6.1 研究方法に関する限界

① 競技会レースにおけるデータは，ペース配分や戦術による影響を受ける．

② 競技会および実験走では，被験者の体調の影響を受ける．

③ 地面反力データは，競技会レースでは測定できないため画像データから推定して算出した．

④ 2次元動作分析のため，前頭面内の動きや力に関しては明らかにできない．

⑤ サンプリング周波数は競技会では60コマ／秒，実験では125コマ／秒であり，ピーク値や積分値に差が生じる．

⑥ 身体部分の質量や慣性特性は，阿江（1996）の推定式を用いて算出した．

⑦ 関節トルクは，関節まわりの筋群，結合組織などによる正味のトルクである．

1.6.2 結果の一般化・普遍化に関する限界

① 本研究で得られた一流長距離走者の特徴は，一流走者から学生走者までのレベル間において認められた相違から見い出されたものである．比較するレベルを変えることで得られる結果が変化する可能性がある．

② 本研究は5000 mレースを対象にしたが，得られた知見を他の長距離種目に適用する場合には，距離の相違などに注意して解釈する

必要がある.

③ 得られた知見は成人男性長距離走者を対象としたものであるので，中学・高校生走者や女性走者に適用する場合には，注意が必要である.

2　文献研究

2.1　長距離走動作に関するバイオメカニクス的研究

2.1.1 Performance descriptors に関する研究

走速度の増大は，ステップ長やステップ頻度の増大によってなされる．これまで，走速度の増大は比較的低い速度では主にステップ長の増大に，最高走速度に近づくとステップ頻度の増大によることが報告されている（Hogberg，1952；星川ら，1971；松尾と福永，1981）．

松尾ら（1994）は，1991 年世界陸上東京大会の男女 5000 m および 10000 m における上位入賞者の走速度，ステップ長，ステップ頻度を 100 m 区間の平均値で算出し，走速度の変化とステップ長およびステップ頻度の変化との関係を検討している．その結果，中間走では走速度の範囲が 5.5～7.0 m/s で，ステップ長は 1.7～2.1 m，ステップ頻度は 3.1～3.5 Hz の範囲であり，長距離走の走速度の変化は，ステップ長とステップ頻度の両方に影響を受けることを示している．

また，酸素摂取量を指標として最適なステップ長とステップ頻度の関係も研究されている（佐竹と池上，1985；Cavanagh と Williams，1982；Kaneko ら，1987）．これらの研究では，ある走速度に対して最適なステップ長とステップ頻度があり，それは自然なフォームで走ったときのものであると報告している．しかし，これらの研究は走運動を対象としてはいるが，長距離走パフォーマンスとの関係について論じていない．

Nelson と Gregor（1976）は，大学長距離走者を対象にいくつかの走速度でステップ長およびステップ頻度の分析を 4 年間にわたって縦断的に行なった．その結果，多くの走者でパフォーマンスの向上にともない同一の走速度におけるステップ頻度の増大とステップ長の減少が確認された．一方，

ステップ長の増大とステップ頻度の減少が生じるものもいたが，いずれも長距離走トレーニングにより走動作の改善が生じた結果であると報告している．

以上のことから，長距離走の走速度の範囲では，走速度の増大にはステップ長がより影響するが，長距離走トレーニングを継続することで同じ速度におけるステップ頻度が増大する傾向のあることがわかる．しかし，ステップ長とステップ頻度はパフォーマンスと密接な関係にあり走動作の評価の観点になり得るが，これらのみでは走動作の改善法を提示することは困難であろう．

2.1.2 キネマティクス的研究

Cavanagh ら（1977）は，これまで長距離走の研究が生理学および医学的観点からのみ行なわれており，走技術に関する科学的知見がなく，走技術の評価はコーチの経験からのみ行なわれていると述べている．そして，22 名の長距離走者を競技レベルにより elite と good 群に分け，両群の走動作を比較し，走技術に関する知見を得ようと試みた．その結果，good 群は，ステップ長，重心の上下動および重心の上下動の左右差が大きかったものの，両群間の走動作に大きな違いは見られず，elite 群より good 群に良いフォームのものがいる可能性があると述べている．

Correa（1989）は，16 名の長距離走者を 5000 m 走の記録をもとに elite 群と average 群に分け，3 つの走速度（4.5，5.0，5.5 m/s）において走動作を比較した．いずれの走速度においても elite 群は，average 群よりステップ長および離地時の足底屈角が小さく，遊脚の回復動作がすばやいことを示唆している．

この他にも，10000 m レースやマラソンにおける走動作の変化（Elliot

と Ackland, 1981；Buckalew ら，1985）や中間走とラストスパート局面における走動作の違い（杉山ら，1984；河野，1986）に着目した研究はあるが，長距離走の走技術を明らかにするには至っていない．杉山ら（1984）は，長距離走技術を明らかにするために，多くの走者を分析することや評価パラメータを検討することが必要であると述べている．

以上のことは，競技レベルの差のみに着目した走動作の比較では長距離走技術を明らかにすることが困難であることを示していると考えられる．長距離走動作を評価するためには，実際のレースにおける競技レベル別にみた走動作の特徴を明らかにすること，様々な観点からみた走技術を検討することなどが必要であろう．

2.1.3 キネティクス的研究

長距離走者の下肢キネティクスに関する研究は，ジョギングに関して行なわれているものの（Cavanagh と Lafortune, 1980；Winter, 1983），長距離走に関するものは非常に少ない．

松尾と福永（1981）は，短距離走者と長距離走者にジョギングからスプリントまでの地面反力を計測した．その結果，長距離走者は短距離走者と比較して，ステップ頻度が大きく，ステップ長が小さい傾向を示し，負の平均パワーが小さく，衝撃を小さくする走動作をしていたと推察している．

Roy（1981）は，長距離走者に様々な走速度で走らせ，そのときの地面反力の計測と画像撮影を行い，走速度の増加によるステップ長やステップ頻度およびそれらを構成する Temporal factors や地面反力に関する要因（Dynamic factors）の変動を調べた．重回帰分析の結果，走速度の増加の大部分は Temporal factors によって説明でき，Dynamic factors のみで行うと63％しか説明できないことを示した．すなわち，走速度の増加によってス

テップ長やステップ頻度は大きく変化するが，地面反力の大きさやパターンはあまり変化しないことを示した．

Simpson と Bates（1990）は，長距離走者に走速度を増大させたときの支持期における下肢関節トルクのピーク値やそのタイミングの変化を検討している．その結果，股関節伸展トルクの増大が走速度の変化と最も関係していたこと，股関節伸展トルクはブレーキ力の減少，股関節および膝関節伸展トルクは推進力の増大に寄与していたことを示している．

Stefanyshyn と Nigg（1998）は，長距離走者と短距離走者にそれぞれの走速度で走行中の地面反力と走動作を測定し，足関節の関節角度－トルク関係から足関節の（動的な）関節スティフネスを算出した．その結果，短距離走者の方が関節スティフネスが高いこと，長距離走者の中で足関節底屈トルクのピーク値は 175～250 Nm と大きなばらつきがみられたが，足関節スティフネスの値は 4.8～6.8 Nm/kg/deg と差が小さいことから，関節スティフネスは個人差よりもむしろ，種目の違いによって影響されるものであると示唆している．

以上の報告から，長距離走において支持期の股関節トルクや下肢関節スティフネスなどが走速度の増大に重要な役割をもつ可能性が示唆される．しかし，これらは，走速度を大きく変化させたり，短距離走者と比較することにより明らかにされたものであり，長距離走のレーススピードでのキネティクス変量の相違に着目したものではない．

2.2　長距離走におけるエナジェティクス的研究

2.2.1 長距離走記録と生理的エネルギーとの関係に関する研究

これまで長距離走者のパフォーマンスの向上に役立つ研究は，おもにレース中に発揮しうる生理的エネルギーを大きくすることに焦点があてられ

てきた.

長距離走における生理的エネルギー供給能力の指標として，最大酸素摂取量（$\dot{V}O_{2max}$）が用いられている． Costill ら（1973）は，16 名の長距離走者において 10 マイルの競技記録と$\dot{V}O_{2max}$との間に非常に高い負の相関（r=-0.91）があったことを報告している．豊岡（1977）は，様々な研究で報告された値から 128 名における 5000 m の競技記録と$\dot{V}O_{2max}$との間に高い負の相関（r=-0.744）を報告している．これらの報告から，競技記録の高いものは，高い最大酸素摂取能力を有していることがわかる.

Farrell ら（1979）は，18 名の長距離走者において様々な距離（42.2，19.3，15，9.7，3.2 km）の競技記録と生理的能力との関係を検討し，それぞれの距離での走速度と最大酸素摂取量の間のみならず，それらのレース速度での酸素摂取量（r=0.87~0.94），および乳酸蓄積開始速度での酸素摂取量（r=0.85～0.91）との間にも高い相関を認めている．これらは，競技記録の高いものは，レース中に多くの生理的エネルギーを有気的に生み出す能力を有していることを示している.

しかし，三浦ら（1971）は，同等の酸素摂取能力を持つものでも競技成績に差が生じるのは，供給されたエネルギーを走速度に変換する技術に差があるためと指摘している．また，宮下と斎藤（1973）は，長距離走における巧みさとは，同じエネルギー供給能力を持つ者が長距離を走るとき，保持するエネルギーを速く走るという目的のために有効に使用することであると述べている．さらに，豊岡と金子（1976）は，大学長距離選手の 4 年間にわたる縦断的研究を行い，彼らの酸素摂取能力にほとんど改善がみられなかったことから，記録の向上はエネルギーの効果的利用によると示唆している.

これらいくつかの生理学的研究から，長距離走においてレース中の高い

エネルギー供給能力は高い競技記録を生み出すために必要であるが，生み出された生理的エネルギーが有効に走速度に利用されることも重要なことが示唆される．

2.2.2 長距離走の経済性と走動作の関係に関する研究

走の経済性（running economy）とは，最大下における一定の走速度で走行したときの体重あたりの酸素摂取量のことをいい（Daniels，1985；Cavanagh と Kram，1985），経済性の高いものとは，消費した生理的エネルギーが少ない走者のことである．

多くの研究者が，経済性と長距離走パフォーマンスとの間に有意な相関があり（Costill ら，1973；Farrell ら，1979；勝田ら，1986；Morgan と Craib 1992 など），競技記録の高いものほど，最大下でのエネルギー消費量が少ないことを示している．このようなことから，走技術の重要性が指摘されているが，経済性は生理的エネルギーから力学的エネルギーへの変換と力学的エネルギーから生理的エネルギーへの変換を含んでいるため（阿江と藤井，1996），走動作以外の要因が関係していると考えられる（山地，1997）．すなわち，体温，筋線維組成，疲労の状態，力学的効率，運動単位の動員パターンなどの生理的要因（Morgan と Craib，1992），不安や認識などの心理的要因（Crews，1992），体重，体脂肪率，質量分布，関節の柔軟性などの形態的要因（Martin と Morgan，1992；Craib ら，1996）などである．

Williams と Cavanagh（1987）は，31 名の長距離走者を対象に経済性を従属変数として独立変数にバイオメカニクス的変量を用いて重回帰分析を行なった．その結果，回帰式の説明率が R^2=0.54 であったことから，経済性に差が生じる原因をバイオメカニクス的変量を用いて説明できるとしている．また，彼らは，経済性によって分けられた 3 グループ間でバイオメ

カニクス的変量を比較している．そして，これらのグループ間で経済性の高いグループほど，体幹と脚の間のエネルギーの伝達が大きく，有意ではないが経済性の高いグループほど力学的パワーが小さく，部分間でのエネルギーの伝達が大きい傾向にあることを報告している．

一方，Martin ら（1993）は，経済性と力学的仕事との関係を検討した結果，経済性と平均パワーや力学的エネルギーの伝達とは有意な相関はみられなかったことを報告している．これは，Williams と Cavanagh の見解に反するものであった．

Heise ら（1995）は，経済性と筋電図からみた下肢の筋活動との関係を検討し，経済性の高い走者は，遊脚期の大腿直筋の活動開始時が早く，遊脚期におけるハムストリングスと腓腹筋の同時活動時間が短かったと述べている．その他，接地期における大腿直筋とハムストリングスの同時活動による脚の固定，さらに遊脚期の股関節屈曲トルクと膝関節伸展トルクの同時発揮に関与する大腿直筋の活動および股関節伸展と膝関節屈曲トルクの同時発揮に関与するハムストリングスの活動など 2 関節筋の活動により経済性を高めることができると述べている．

Thomas ら（1995）は，14 名の女性長距離走者に最大下での 5 km テスト走をトレッドミル上で行わせ，その前半と後半で経済性と走動作を測定したところ，経済性には有意差がみられたが，走動作には有意差はみられなかったと報告している．

Anderson（1996）は，経済性に関するバイオメカニクス的要因を総括している．そして，経済性にみられる差は，競技能力の差を実質的に反映するが，経済性を左右する要因を 1 つのバイオメカニクス的要因では説明できないと述べている．同様に Williams と Cavanagh（1987）は，経済性と多くのキネマティクスとの間には有意な関係はほとんどみられなかったこと

から，個々の要因ではなく，多くのバイオメカニクス的要因が総合的に経済性に影響を及ぼすと述べている

このように先行研究の中には，経済性のばらつきを走動作によって説明できるという報告とできないという報告がある．これは，上述したような様々な要因が経済性に影響し，また被験者の特性や競技レベルなどにより経済性に大きく影響を及ぼす要因が変化するためであると考えられる．このようなことから，経済性のみから長距離走における合理的な走動作を明らかにすることは困難なようである．

2.2.3 長距離走の力学的効率に関する研究

力学的効率（mechanical efficiency，以下効率）は，一般的に運動中のエネルギー消費量に対する力学的仕事の比であり，古くから多くの研究者が用いている．しかし，生理的エネルギー消費量の推定法に関してはベースラインや無気的エネルギーの見積もりの問題が，力学的仕事に関しては推定法や筋・腱複合体の影響の見積りなどの問題が残されている（Normanら，1977；金子，1985；Cavanagh と Kram，1985；Kaneko，1990）．

Cavagna と Kaneko（1977）は，歩行とランニングにおける仕事と効率を検討している．歩行では，ある速度において効率に最適な値が存在するのに対し，ランニングでは速度の増加にしたがって効率が増加することを報告している．しかし，これについては後の研究（Kaneko，1990）において無気的エネルギー消費量が見積られていなかったことによるもので，それを含めれば速度の上昇とともに減少するとしている．

Kaneko ら（1985）は，短距離走者と長距離走者において走速度が 4.0～9.8 m/s の範囲でトレッドミル上を走らせたときの効率について検討している．効率は，速度の増加にしたがって減少する傾向にあり（64 ～16 %），

また，低い速度では長距離走者が，高い速度では短距離走者がより高い値を示したことから，姿勢維持のための筋活動量や筋線維タイプが関係していることを示唆している．

Kyöläinen ら（1995）は，持久系競技者とパワー系競技者において 2.50, 3.25, 4.00 m/s でのトレッドミルおよびグラウンド走行中の効率を比較し，いずれの条件においても効率に差がなかったと報告している．しかし，血中乳酸および呼吸交換比がパワー系競技者において高かったことから，効率に差がなかった原因としてパワー系競技者のエネルギー消費量が過小評価されていることを示唆している．また，グループ間でのバイオメカニクス的要因における差はほとんどみられず，持久性競技者はブレーキ局面の時間が有意に短く，そこでの膝関節屈曲速度が大きいことから，弾性エネルギーの再利用の可能性を示唆している．

Shorten（1985）は，トレッドミル走行中の膝伸展筋群における弾性エネルギーの再利用を推定し，身体部分のエネルギー変化から求めた力学的仕事に対して大きな割合を持つことを示している．また，弾性エネルギーの再利用を含めることによって，効率が 0.43 から 0.34 へと有意な減少を示した．ここで，効率の減少は，弾性エネルギーによるとみなされた仕事が力学的仕事から除かれるためである．

このように，走の効率に関する研究には筋の機能に言及したものが多く，走動作との関係はあまり検討されていないようである．

2.2.4 長距離走における力学的エネルギー利用の有効性に関する研究

Shorten ら（1981）は，様々な速度で走らせたときの速度あたりのエネルギー消費量は，力学的仕事が大きいほど，身体部分内での力学的エネルギー交換率（$\%T_w$）が低いほど，大きい傾向を示し，これらがランニング技

術を示していると述べている．さらに，エネルギー消費量には代謝によるエネルギーの変換効率と運動遂行のために必要な力学的仕事の2つの過程が関与しているが，$\%T_w$は後者の過程に関するものであると述べている．

Matsuoら（1985）は，15名の女子長距離選手の3000 mの競技記録と外的仕事との関係を検討している．そして，競技記録の高いものほど外的仕事が小さく，競技記録は外的仕事の水平成分とは関係がなかったが，鉛直成分と有意な負の相関がみられたことから，上下動が大きいものほど競技記録が低いことを報告している．

三浦ら（1976）は，5000 mの競技記録の高い選手と低い選手の走動作にはステップ長に差がみられ，それは上下動の差によるものであったと報告している．そこで，競技記録の高い選手と低い選手の5000 mレース中の鉛直方向の力学的仕事の差を酸素摂取量に換算し，酸素摂取量と走速度の関係から走速度の増加分を算出し，記録の低い選手の走速度に加えた．その結果，走速度が4.970 m/sから5.769 m/sとなることを示し，フォームを改善することにより，記録の高い選手と同等の競技記録になることを示した．

湯ら（1997）は，世界と日本の一流女子長距離選手についてレース中の走動作を事例的に研究し，世界一流選手の方が身体重心の上下動が小さく，体幹および四肢の力学的エネルギー変化が小さいことなどを報告した．この結果は，日本一流選手は力学的エネルギーのロスが大きく，多くの力学的エネルギーを発揮できたとしても，それらが有効に走速度に利用されなければ高い競技記録を生み出すことができないことを示したものと考えられる．

以上の研究は，長距離走における力学的エネルギー利用の有効性に着目した研究であると言えるが，いずれも有効性を定量的に評価したものでは

なく，走動作についてもあまり論じていない．

2.3 長距離走における疲労に関するバイオメカニクス的研究

長距離走において走速度を維持することは，レース記録や勝敗に影響を及ぼす重要な要因である．ここでは疲労によって生じる動作の変化に関する研究を，（1）キネマティクス的，（2）キネティクス的研究に分けて概括する．

2.3.1 キネマティクス的研究

Elliot と Ackland（1981）は，10000 m レースにおいて 8 名の一流選手を対象に 4 地点で走動作を 2 次元分析し，疲労によるキネマティクスの変化を検討した．レース後半にかけて走速度が徐々に減少したが，これはステップ長の減少によるものでステップ頻度はほぼ一定に保たれていた．遊脚大腿が鉛直になったときの下腿角度は徐々に減少し，その他の走動作の変化はおもに接地時付近において見られたが，それらの変化はわずかであった．そして，一流選手は疲労による走動作の変化はほとんど生じなかったと述べている．

Williams ら（1991）は，5000 m レースにおける疲労による走動作の変化を走速度の影響による動作の変化を考慮して検討した．その結果，疲労によりステップ長の増加，遊脚の最大膝関節屈曲角度の増大，股関節屈曲時の最大大腿角度の増大などが生じると報告しているが，グループの平均値で見た場合，疲労によるキネマティクスの変化はわずかであり，走者個々の変化に着目すべきであると述べている．

Morgan ら（1996）も，一流長距離走者 10 名を対象に高強度（90％$\dot{V}O_2max$）でのトレッドミル 30 分間走を行わせた結果，走動作に変化はみられなかっ

たと報告している．

Siler と Martin（1991）は，19 名（9 名の fast 群と 10 名の slow 群）の長距離走者を対象にそれぞれの 10-km レースペースでトレッドミルをできる限り走らせる実験を行い，走動作を 5 分ごとに分析した．その結果，ステップ長の増大や大腿の動作範囲の減少などがみられた．しかし，疲労による動作の変化はわずかであり，パフォーマンスの違いによって走動作の変化が生じる時間には違いがなかったと結論している．

以上の研究から，走速度が一定であれば疲労によりステップ長の増大とステップ頻度の減少が生じることが示唆されるが，走動作の変化はわずかであり，また走者により変化が異なることがわかる．

2.3.2 キネティクス的研究

短距離走に関してはいくつか走動作における下肢キネティクス的変量の変化に着目した研究があるものの（Sprague と Mann，1983；Nummela ら，1994），長距離走では見当たらない．そこで，ここではトレッドミルを走行中の下肢の加速度を測定したものや疲労をもたらす走運動の前後で脚筋の疲労を評価した研究を概括する．

Verbitsky ら（1998）は，22 名の一般健常者に AT ペースでの 30 分間トレッドミル走を行わせ，そのときの下腿の加速度を加速度計により計測した．同時に呼気ガスを計測し，呼気終末炭酸ガス分圧（$PETCO_2$）により疲労したグループと疲労しなかったグループに分けた．疲労したグループではステップ頻度の減少と下腿の加速度の増大がみられたことから，疲労により着地の衝撃が増大することを明らかにし，これがランニング障害の原因の 1 つであることを示唆している．

Mizarahi ら（2000）は，Verbitsky ら（1998）と同様の実験を行っている．

その結果，接地前の膝関節伸展が減少し，接地にかけて膝関節屈曲動作が減少するため接地時の下腿の衝撃が増大したと述べている．また，ステップ頻度の減少と PETCO2 の低下がみられたことから，ステップ頻度の減少が一定走速度中であってもエネルギーコストの増大を引き起こしていることを示唆している．

Nicol ら（1991c）は，1 名の女性と 8 名の男性被験者を対象に，マラソン走行前，中，後でのさまざまな運動テストを行わせ，筋疲労のメカニズムを明らかにしようと試みた．その結果，スプリント最大走速度，膝関節最大アイソメトリック伸展トルク，ドロップジャンプおよび 5 段跳びのパフォーマンスおよび地面反力鉛直成分のピーク値において低下がみられ，これらは筋の伸張負荷に対する耐性および弾性要素によるエネルギー再利用の減少を示唆するものであると述べている．

Paavolainen ら（1999）は，10-km 走パフォーマンスの高い群 9 名（HC）と低い群 10 名（LC）に一定走速度での 10-km 走を行わせ，その前後で 20 m 全力走の走速度，地面反力および大腿直筋，大腿二頭筋，腓腹筋の筋電図を測定した．その結果，10-km 走後の 20 m 走では，走速度，地面反力の鉛直成分のピーク値や鉛直および水平成分の平均力および積分筋電図の有意な減少と接地時間の有意な増大がみられた．また，HC と LC の間に 20 m 全力走での測定値には違いはみられなかったが，HC は 10-km 走中の接地時間が有意に短く，接地前および支持期における積分筋電図が有意に高かったことから，接地前と支持期における筋の活動によりすばやく力を発揮する能力が 10-km パフォーマンスに重要であると述べている．

三本木ら（1999）は，日常的にジョギングを行っている男性 5 名に血中乳酸濃度 2mmol/l に相当する強度で 43.2 km を走行させ，走行中に 5 分間の休息を 8 回設け，フォースプラットフォーム上で 5 回連続リバウンドジ

ャンプを行わせ下肢関節の絶対仕事を算出した．その結果，持久走後半で足および膝関節の絶対仕事および下肢総仕事に対する貢献度は，持久走前に比べて有意に低下しており，持久走では足および膝関節の筋出力が低下する可能性を示唆している．

以上の研究から，長距離走では疲労により，接地直後の衝撃力の増加，支持期における筋の力の立ち上がりの低下などが生じることがわかる．しかし，これらが長距離走パフォーマンスにどのような影響を及ぼすかは明らかにされていない．また，疲労が生じたときの走動作においてキネティクス的変量を算出した研究がないため，走動作とキネティクスとの関係は十分に明らかにされていないと言えよう．

2.4 バイオメカニクス的分析をもとにした動作の評価に関する研究

スポーツ技術の最適化に関するバイオメカニクス的研究はあるが（Nelson，1985；Hay と Reid，1988；McPherson，1996；Bober，1981；阿江，1995b），実際のスポーツ種目に適用した例は非常に少ない．Hay は，パフォーマンスの力学的モデルを作成することにより，パフォーマンス評価を行うことを提案し，スプリントにおいても適用している（Hay と Reid，1988）．また，McPherson と Walsh（1990）は，Hay の方法をノルディックスキーのスケーティング技術に用いている．しかし，Hay の方法はパフォーマンスに影響を及ぼすバイオメカニクス的要因に着目してモデルを構築して評価を行うので，一流選手の動作の特徴や力学量としては大きくないが重要な動作などは考慮することができない．Ae と Kubo（1999）は，スポーツ動作を改善するために，未熟な学習者と熟練者の動作およびパフォーマンスに関係するバイオメカニクス的変量を比較することにより改善点を明らかにできることを報告した．

短距離走では，一流走者の走動作をモデルとして，走動作を評価し，走動作の改善を試みた研究はあるが（伊藤ら，1998；中田，2001），長距離走では見当たらない．これは，短距離走では最高疾走速度を高めることが最も大きな評価の観点にすることができるが，長距離走では走速度を高めるのみではなく，その走速度を維持することも重要であるため，まず走動作を評価するバイオメカニクス的項目を明らかにする必要があると考えられる．長距離走でも Cavanagh ら（1985）や Williams ら（1987）が，一流長距離走者の形態，生理学的およびバイオメカニクス的測定を行い，長距離走者のバイオメカニクス的評価を試みている．また，Cavanagh ら（1977）は，一流長距離走者をステップ長とステップ頻度，下肢のキネマティクス，回復脚のキネティクスおよび身体重心の動きに着目して走技術を明らかにしようと試みている．しかし，データの蓄積がないこと，評価の観点が経済性や障害の予防であったこと，実験室内の測定であったことなどの理由から走技術の評価には至っていない．このほかにも走の経済性を評価項目として走技術の改善を試みた研究はあるが（Messier と Cirillo, 1989；Petray と Krahenbuhl，1985；Lake と Cavanagh，1996），いずれも走動作に関しては明確な結果を得ることができておらず，またその原因についてもあまり議論されていない．

臨床歩行分析の分野では，バイオメカニクス的分析を用いた歩行動作の評価が数多く行なわれている．Winter（1993）は，多くの正常歩行のバイオメカニクス的データから，サポートモーメント，下肢関節パワーや筋電図データを用いて健常者のデータベースと比較することにより歩行の評価を行っている．鈴木（1997）は，脊椎疾患の歩行障害患者に対してフォースプラットフォームを用いた地面反力データから対称指数，再現指数，円滑指数，動揺指数，リズム指数，衝撃指数，振幅指数，よろめき指数を算

出して歩行動作を評価している.さらに,歩行分析による定量的な評価は,治療の効果をモニターし，次の治療法の検討にフィードバックすることができ，これらの蓄積が治療プログラムを最適化すると述べている．これらの臨床歩行における評価法に関する知見は，長距離走においても走動作をバイオメカニクス的に評価できる可能性を示唆するものであろう.

以上の文献研究から，長距離走動作のバイオメカニクス的評価法を開発するためには，レースにおける長距離走者の走動作に関するバイオメカニクス的データを蓄積し，一流長距離走者の走動作の特徴を，パフォーマンスに関する項目，キネマティクス的項目，キネティクス的項目およびエナジェティクス的項目に着目して明らかにし，高い走速度の獲得とその維持という２つの観点から走動作の評価項目を検討するという過程を経る必要があると考えられる.

3 方法

3.1 データ収集

図 3-1 は，本研究の研究課題とデータ収集法を示したものである．まず，一流長距離走者の走動作の特徴を明らかにし，高い走速度を得るための走技術を検討するため（研究課題 1），競技会における 5000 m レースを VTR 撮影した．そして，競技会レースの分析では地面反力が計測できないため，支持脚のキネティクスを分析する実験（支持脚のキネティクス分析）を行なった．次に，疲労による走動作の変化を明らかにし，走速度持続の走技術を検討するため（研究課題 2），4000 m 走実験を行なった．この実験では，ペースメーカーを設け，被験者には各自の 5000 m ベスト記録から求めた一定ペースを維持するよう努めさせた．最後に，研究課題 1 と 2 より得られたデータから長距離走動作の評価項目を抽出し，評価法を長距離走者に適用して事例的に検討した（研究課題 3）．研究課題 1 と同様に被験者の競技会レースを VTR 撮影した．

3.1.1 競技会におけるデータ収集

表 3-1 は，競技会の 5000 m レースにおける分析対象者の年齢，身長，体重，レース記録およびベスト記録を平均値と標準偏差などで示したものである．1995 年から 2000 年に行なわれた公認競技会における男子 5000 m レースに出場した国内外の一流長距離走者および学生長距離走者を分析対象者とした．分析対象者には，元 5000 m 世界記録保持者，元 10000 m 世界記録保持者および 10000 m と 5000 m の日本記録保持者が含まれている．自己最高記録に対するレース記録の割合は，98.7±2.0 %であった．

表 3-2 は， VTR 撮影した競技会レースを示したものである．上段は，

研究課題とデータ収集

研究課題1
一流長距離走者の走動作の特徴を明らかにし，長距離走者が高い走速度を獲得するための走技術を検討する．

・競技会レースにおけるVTR撮影(N=43)
・地面反力測定実験(N=15)

研究課題2
疲労に伴う長距離走者の走動作の変化を明らかにし，走速度を維持するための走技術を検討する．

・4000 m走実験(N=15)

研究課題3
研究課題１および２で得られた知見をもとに，長距離走動作の評価項目を抽出し，長距離走動作の評価法を適用することで長距離走動作のバイオメカニクス的評価法を提案する．

・評価法適用事例(競技会レースをVTR撮影，N=5)

Figure 3-1　Flow of the study.

Table 3-1 Characteristics and performance of 5000 m of the subjects (N=43).

	Age (years)	Height (m)	Body mass (kg)	Race time (min:sec)	Best time (min:sec)
Mean	22.1	1.71	57.1	14: 23.9	14: 12.8
S.D.	2.8	0.06	4.1	1: 4.8	1: 5.2
Max.	29.0	1.86	66	17: 20.0	17: 8.0
Min.	18.0	1.59	46	13: 9.4	12: 39.7

Table 3-2 Competitions videotaped.

Competiton	Date	Stadium
79th Japan Track and Field National Championships	1995. 6. 9	National
IAAF Japan Grand Prix in Osaka '96	1996. 5. 11	Nagai
'96 TOTO International Super Track and Field meet	1996. 9. 16	National
'97 TOTO International Super Track and Field meet	1997. 9. 6	National
IAAF Grand Prix Final Fukuoka '97	1997. 9. 13	Hakata-no-Mori
80th Japan Track and Field National Championships	1997. 10. 5	National
'98 TOTO International Super Track and Field meet	1998.9.19	National
'99 Super Track and Field meet	1999.9.15	National
83rd Japan Track and Field National Championships	1999.10.1	Kusanagi
Track and Field meet in University of Tsukuba	1995.4 - 2000.10	Tsukuba
Chuo University meet for Distance running	1997.11.24	Chuo University
Nihon Sport Science University meet for Distance running	1997.12.7	Kenshi-dai

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により撮影されたものである．下段は，大学で開催された記録会を撮影したものである．

図 3-2 は，競技会におけるカメラの設置位置と撮影範囲を示したものである．カメラは，バックストレートにおいて縁石からできる限り離し（12～25 m），撮影面に対して光軸が直交するようにカメラを三脚に水平に固定した．2000 m および 4000 m 地点における 1 サイクル（2 歩）を 2 次元動作分析するため，撮影範囲は進行方向に約 6 m とした．撮影に用いたカメラは，S－VHS ビデオカメラ（National AG-405），Hi-8 ビデオカメラ（SONY CCD-TR3300）およびデジタルビデオカメラ（SONY DCR-VX1000）で，いずれも撮影スピードは 60 コマ／s，シャッタースピードは天候により 1／500～1／2000 s であった．

座標を算出するため，縁石に 4～6 m の間隔で較正マークをつけた．また，カメラを水平に固定できなかった競技会（IAAF Grand Prix Final Fukuoka '97）では，DLT 法により座標を算出するため，キャリブレーションポール（高さ 2 m で 0.5 m ごとにマークをつけた）を 1 レーン内側 3 ヵ所に縁石から 0.3 m 離して鉛直に立てて撮影した．

3.1.2 支持脚のキネティクス分析のためのデータ収集

表 3-3 は，支持脚のキネティクス分析における被験者の年齢，身長，体重および 5000 m のベスト記録を示したものである．被験者は，男子長距離走者 15 名（実業団走者 2 名，学生走者 13 名）であり，この中には日本一流長距離走者が含まれていた．

実験内容と意義を被験者に説明し，十分なウォーミングアップの後，被験者に各自の 5000 m レースペースで約 30 m の走路を走らせた．このとき走路に埋設したフォースプラットフォームを右足で踏むように指示し，自

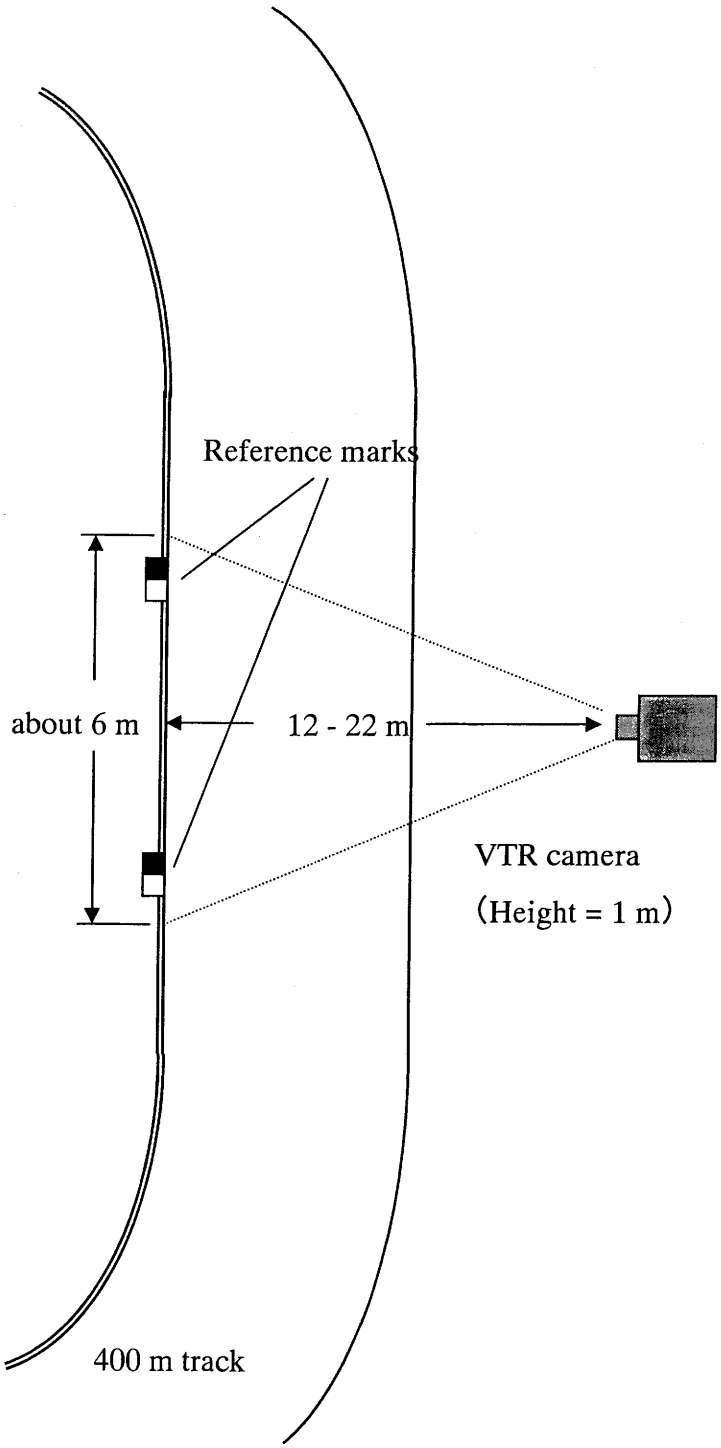


Figure 3-2 Camera setting at the competitions videotaped.

Table 3-3 Characteristics of the subjects in the experiment for the measurements of ground reaction forces (N=15).

	Age (years)	Height (m)	Body mass (kg)	Best time (min:sec)
Mean	22.3	1.69	57.0	15: 10.3
S.D.	3.3	0.05	4.3	53.8
Max.	29.0	1.78	64.5	16: 54.0
Min.	19.0	1.60	50.6	13: 57.0

然なフォームで踏めたものを分析試技とした．

図 3-3 は，実験装置の設定を示したものである．フォースプラットフォームを踏んだ 1 歩を 2 次元動作分析するため，側方約 50 m からハイスピードカメラで VTR 撮影した．このとき，使用したカメラは HSV－500C[3]（NAC 社製）で，撮影スピードは 250 コマ／s，シャッタースピードは 1／2000 s であった．

地面反力データを走路に埋設したフォースプラットフォーム（Kistler 社製　Type9281A）からアンプ，AD 変換ボードを介してサンプリング周波数 500 Hz でパーソナルコンピュータ（NEC 社製）に取り込んだ．また，VTR 画像と地面反力データを同期するため，同期信号を地面反力データとともにコンピュータに取り込み，同時に LED ランプを VTR 画像に映しこんだ．

3.1.3　4000 m 走実験におけるデータ収集

被験者は，長距離走者 13 名（実業団走者 5 名，学生走者 8 名），学生中距離走者 2 名の計 15 名であった．表 3-4 は，被験者の特性を示したものである．

実験は，筑波大学陸上競技場 400 m トラックで行なった．実験内容と意義を被験者に説明し，実験への同意を得た．そして，十分なウォーミングアップとフォースプラットフォームを踏む練習をした後，被験者に各自の 5000 m ベスト記録の平均ペースで 4000 m 走を 1 人ずつ行わせた．走者には，400 m トラックの 8 レーンおよびバックストレートにおいては 9 レーンを 8 と 3／4 周走らせ（1 周 455 m），できるだけペースを維持するように指示した．また，ペースを一定に保たせるため自転車で先導し，各周に要した時間をストップウォッチで計測し，走者に伝えた．

実験走中の心拍数をハートレイトモニター（Polar 社製）で計測し，レー

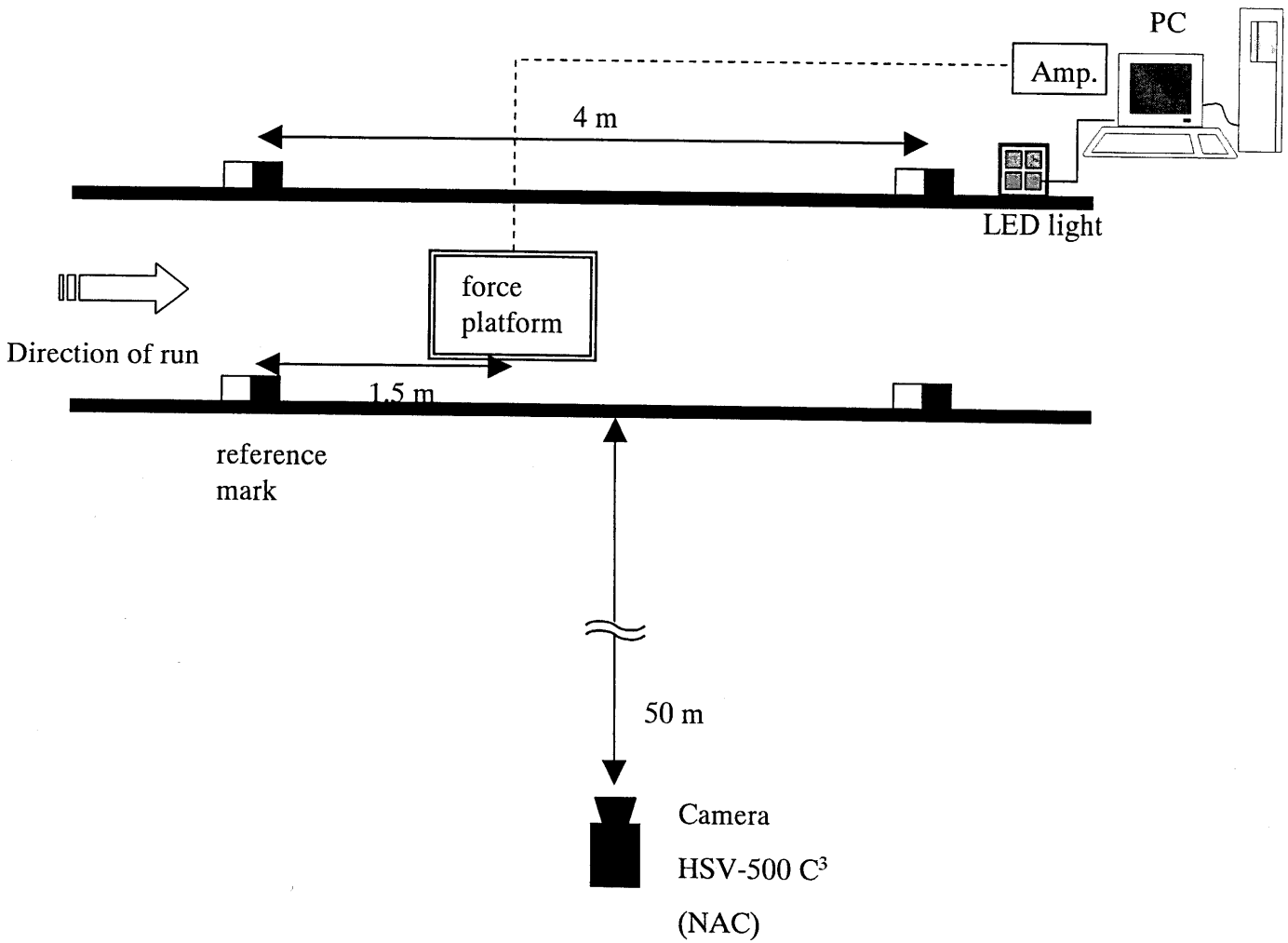


Figure 3-3 A view of the experiment set-up for the mesurement of ground reaction force.

Table 3-4 Characteristics of the subjects for 4000 m experimental trial (N=15).

Subjects	Age (years)	Height (m)	Body mass (kg)	5000 m best time (min:s)	Time of 4000 m trial (min:s)
YY	26	1.68	57	13 : 52	11 : 22
MH	24	1.68	57	14 : 24	11 : 55
WM	25	1.78	60	14 : 30	12 : 23
HM	23	1.72	60	14 : 24	11 : 37
NY	22	1.72	60	14 : 44	12 : 16
KY	23	1.65	56	15 : 23	12 : 17
KK	21	1.75	59	15 : 11	12 : 32
NS	20	1.65	53	14 : 48	12 : 17
TK	19	1.59	50	15 : 25	12 : 30
IT	21	1.77	64	16 : 39	13 : 12
SD	18	1.72	57	14 : 49	12 : 00
NT	19	1.73	54	15 : 47	12 : 37
SY	19	1.70	56	15 : 33	12 : 50
IM	19	1.74	65	15 : 6	12 : 14
SK	20	1.67	63	14 : 56	12 : 46
Mean	21.3	1.70	58.0	15 : 2.1	12 : 19.2
SD	2.5	0.05	4.3	40.5	28.2

ス中の平均心拍数と最高心拍数を算出した．レース後，5 分以内に指先より採血し，血中乳酸分析器 Sport1500（YSI 社製）により血中乳酸濃度を測定した．

図 3-4 は，実験設定を示したものである．バックストレート 9 レーンの中央付近に 2 台のフォースプラットフォーム（Kistler 社製　Type9281A）を並べて埋設し（長さ 1.2 m，幅 0.4 m），地面反力データを計測した（500 Hz）．このときの 1 サイクルの走動作をハイスピード VTR カメラ（HSV－500C[3]，NAC 社製）を用いてパンニング撮影した．撮影スピードは 250 コマ／s，シャッタースピードは光量によって 1／500～1／1000 s とした．VTR 画像と地面反力データを同期するため，同期信号を地面反力データに取り込み，同時に LED ランプを VTR 画像に映しこんだ．計測は毎周（9 回）行なったが，走者によってはフォースプラットフォームを踏めなかった周もあった．

3.2　データ処理

競技会において撮影した VTR 画像から 2000 m および 4000 m 地点付近の 1 サイクルの走動作を 60 コマ／s でデジタイズした．

実験試技ではフォースプラットフォームを踏んだ 1 サイクルを 125 コマ／s でデジタイズした．デジタイズは，Frame-DIAS システム（DKH 社製）を用いて行なった．デジタイズによって得られた 23 点の座標を較正マーク間の距離をもとに実座標に換算した．カメラを水平に設置できなかった競技会では DLT 法を用いて実座標を算出した．このとき，水平方向を X 座標，鉛直方向を Y 座標とした．

デジタイズにより得られた 2 次元座標を Wells と Winter（1980）の残差分析法により分析点の座標成分ごとに最適遮断周波数を決定し，4 次の

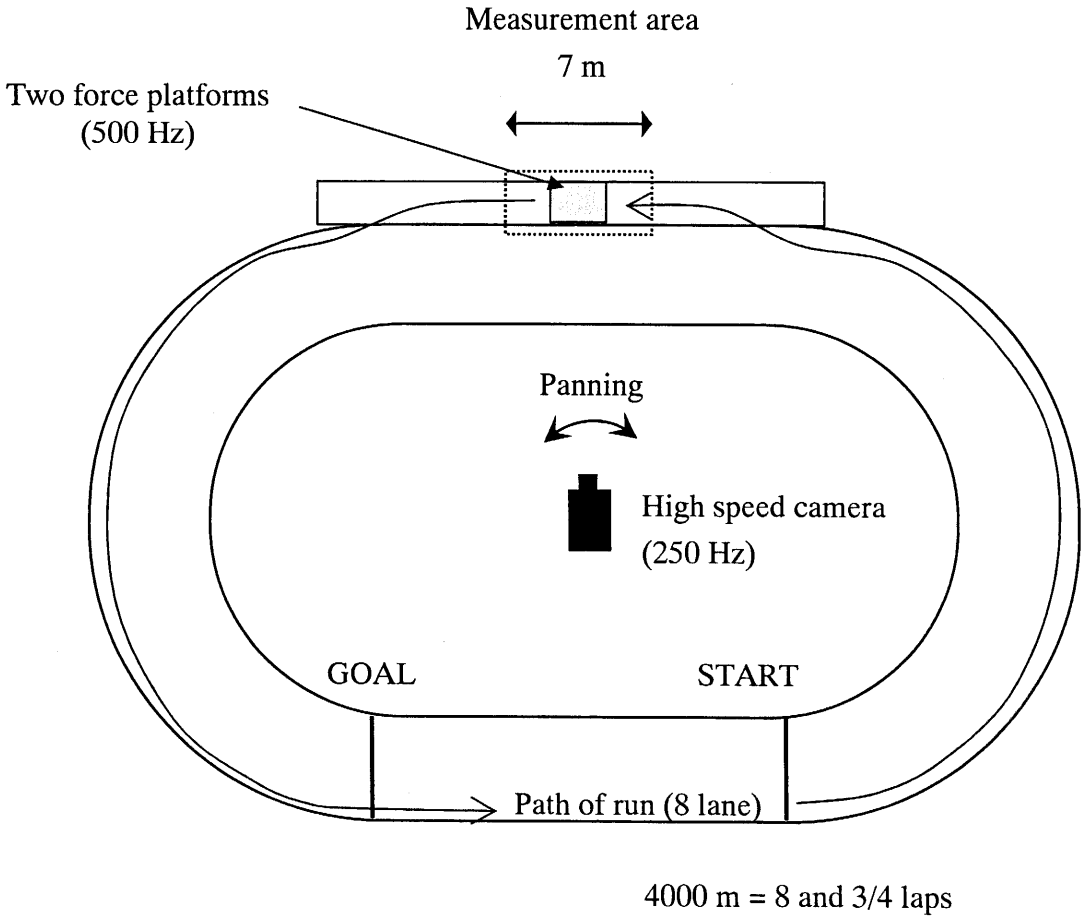


Figure 3-4 Set-up for the 4000 m trial experiment.

Butterworth low-path digital filter を用いて平滑化した（Winter，1990）．競技会データの最適遮断周波数は，X 座標が 1.2～5.4 Hz，Y 座標が 1.6～5.4 Hz，実験データでは X 座標が 3.75～6.25 Hz，Y 座標が 3.75～6.25 Hz であった．

得られた 2 次元座標をもとに身体を左右の手，前腕，上腕，足，下腿，大腿および頭と体幹の 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を算出した．

3.3　部分および関節角度の定義

図 3-5 は，本研究で算出した部分角度および関節角度の定義を示したものである．大腿，下腿および体幹角度は，それぞれの部分と鉛直線がなす角とし，部分が鉛直線より後方に位置している場合を負，前方にある場合を正とした．股関節，膝関節，足関節，肩関節は，それぞれ隣り合う部分との相対角度で算出した．肩関節は，体幹と上腕のなす角度とした．

部分および全身重心と部分および関節角度を数値微分することによりそれぞれの速度および加速度と角速度および角加速度を算出した．

3.4　局面分け

図 3-6 は，1 サイクルの局面分けを示したものである．

1 サイクルを右脚に着目して接地時（FS），支持期中間（MS），離地時（TO），フォロースルー終了（EFT），反対足接地時（CFS），反対足支持期中間（CMS），反対足離地時（CTO），フォワードスウィング終了（EFS）の 8 つの時点に区切られた 8 つに局面分けした．ここで，支持期中間は支持足の拇指球上を身体重心が通過した時点，フォロースルー終了時（EFT）は身体後方で右拇指球と身体重心との水平距離が最も大きくなった時点，フォワードス

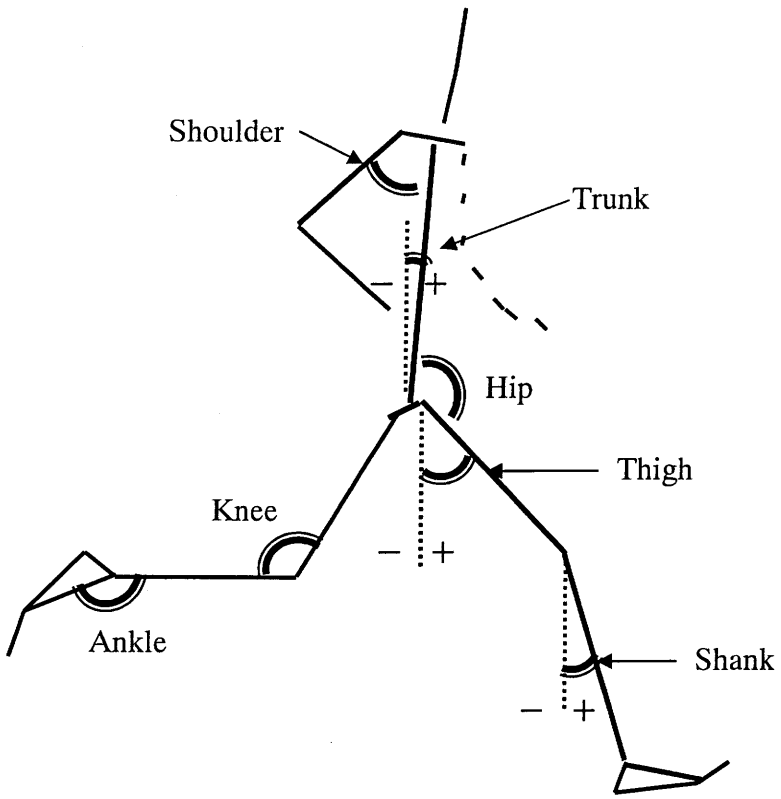
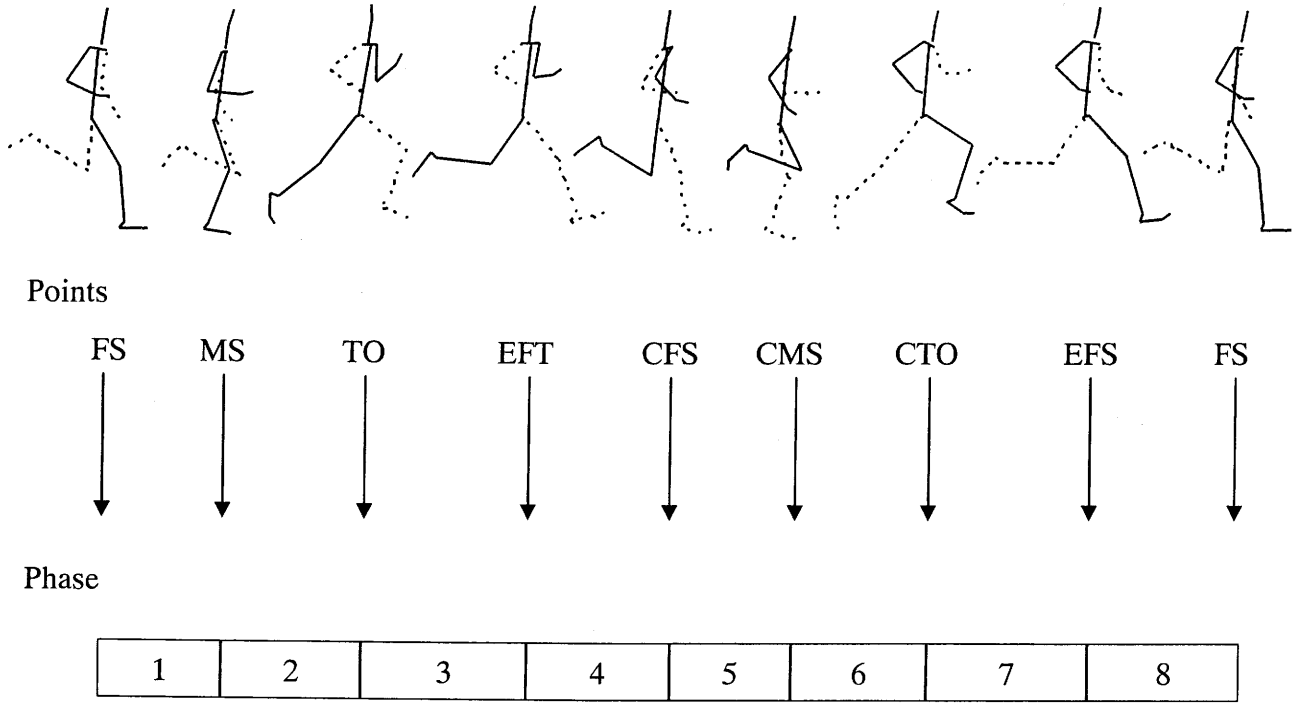


Figure 3-5 Definitions of the segment and joint angles.



FS : foot strike of the right foot

MS : mid-support of the right leg

TO : toe off of the right foot

EFT : end of the follow through of the right foot

CFS : contralateral (left) foot strike

CMS : contralateral (left) mid-support

CTO : contralateral (left) toe off

EFS : end of forward swing of the right leg

Figure 3-6 Phases of cycle.

ィング終了時（EFS）は身体前方でそれが最も大きくなった時点とした．

本研究では局面 1，2，5 および 6 を支持期，局面 3，4，7，8 を非支持期といい，さらに支持期は支持期前半（局面 1 および 5）と後半（局面 2 および 6）に分けられた．また，右脚に着目して局面 3，4，5 を回復期前半，局面 7，8，9 を回復期後半という．

3.5 算出項目と算出方法

以上のデータをもとに以下に示す項目を算出した．

3.5.1 Performance descriptors

① 走速度

1 サイクルに身体重心が移動した水平距離をそれに要した時間で除したもの．

② 走速度減少率および相対走速度

走速度減少率は，レースおよび 4000 m 走における走速度の最大値と最小値の差を最大値で除して算出した．また，レース記録から求めた平均走速度に対する分析地点での走速度を相対走速度として算出した．

③ ステップ長および各局面における重心水平移動距離

ステップ長は 1 歩で身体重心が移動した水平距離とし，左右の平均値とした．さらに，支持期，支持期前半および後半，非支持期における身体重心の移動距離も同様に算出し，それぞれ支持期距離，支持期前半距離，支持期後半距離，非支持期距離とした．

④ ステップ頻度および各局面に要した時間

ステップ頻度は 1 秒間の歩数で，1 歩に要した時間をコマ数から求め（左右の平均値），その逆数から算出した．さらに，支持期，支持期前

半および後半，非支持期に要した時間を同様に算出し，支持時間，支持期前半時間，支持期後半時間，非支持期時間とした．

⑤ 跳躍比および滞空時間比

跳躍比は，支持期距離に対する非支持期距離の割合として算出した．

滞空時間比は，支持時間に対する非支持時間の割合として算出した．

3.5.2 キネマティクス的項目

① 身体重心の上下動

図 3-7 に示したように，接地時，身体重心最下点，離地時，身体重心最高点における身体重心高を算出し，接地時から身体重心最下点までの身体重心高変化を H1，身体重心最下点から離地時までを H2，離地時から身体重心最高点までを H3，身体重心最高点から接地時までを H4，最下点から最高点は Hw とし，左右の平均値で算出した．

② 下降角および上昇角

接地時および離地時における身体重心の速度ベクトルが水平軸となす角をそれぞれ下降角および上昇角とした．

③ 走速度の減速量（DEC）

接地時と支持期中間の水平速度の差を走速度の減速量（DEC）とし，左右の平均値で算出した．

④ 各時点における大腿，下腿，体幹および肩関節角度

図 3-6 に示した接地時（FS），支持期中間（MS），離地時（TO），フォロースルー終了時（EFT），左足接地時（CFS），左足支持期中間（CMS），左足離地時（CTO），フォワードスウィング終了時（EFS）の 8 つの時点における大腿，下腿，体幹および肩関節角度を算出した．角度の定義は，図 3-5 に示したとおりである．

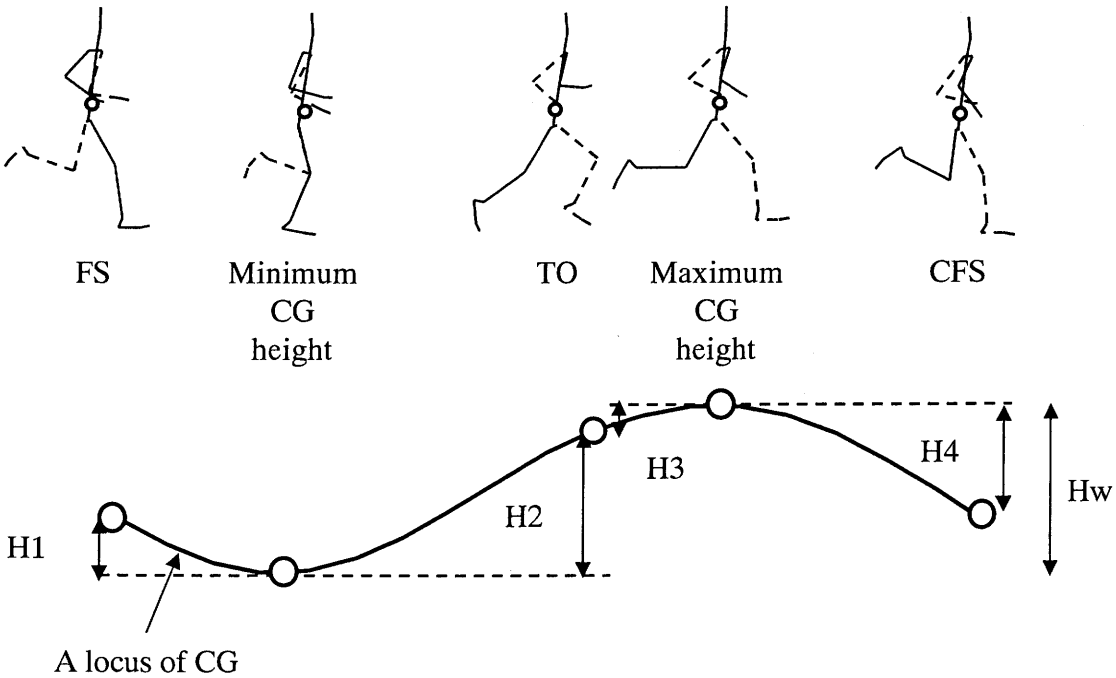


Figure 3-7 Vertical displacement of the center of mass of a runner (CG).

⑤ 各局面における平均大腿および下腿角速度

図 3-6 に示した局面 1～8 の各局面における大腿および下腿の平均角速度を算出した.

3.5.3 キネティクス的項目

① 地面反力データの測定と推定方法

計測された地面反力データは，座標データの X 方向を Fx，Y 方向を Fy とし，X 方向の着力点（Ax）も算出した.

競技会のデータでは地面反力を計測できなかったため，身体重心の加速度から推定した．水平成分は，経験的に身体重心の加速度からでは適切に推定できないので，角運動量の時間変化率，すなわち有効モーメントに着目し，身体重心まわりの外力モーメントと身体重心まわりの有効モーメントに関する式（3.1～3.4）を解くことによって水平成分を算出した（図 3-8 参照）.

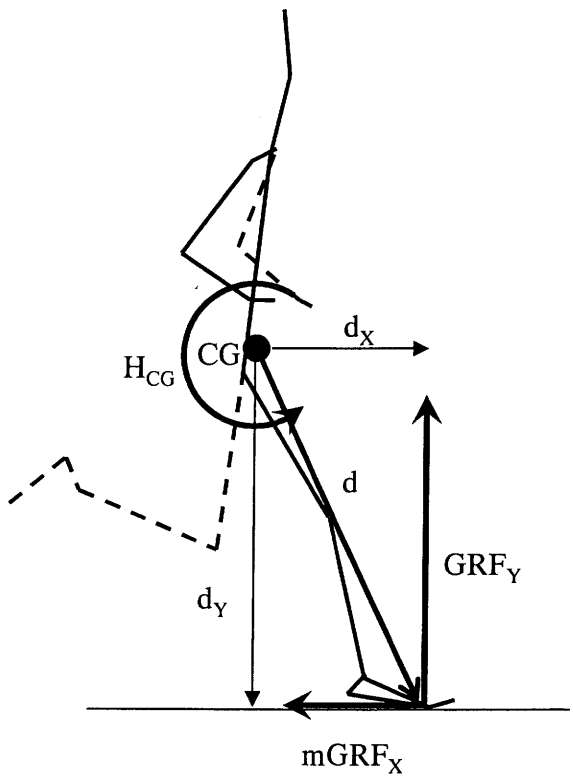
$$GRF_Y = Ma_Y + Mg \tag{3.1}$$

$$H_{CG} = \sum_{i=1}^{s} \left(I_i \omega_i + r_{iX} rv_{iY} - r_{iY} rv_{iX} \right) \tag{3.2}$$

$$\dot{H}_{CG} = d_X GRF_Y - d_Y mGRF_X \tag{3.3}$$

$$mGRF_X = \frac{\dot{H}_{CG} - d_X GRF_Y}{d_Y} \tag{3.4}$$

ここで，a_Y は身体重心の加速度の鉛直成分，g は重力加速度（-9.8m/s/s），H_{CG} は重心まわりの角運動量，s は部分の数，I_i は部分 i の重心まわりの慣性モーメント，ω は部分角速度，r_i は身体重心から部分 i の重心までの距離，rv_i は身体重心に対する部分 i の重心の速度，$mGRF_X$ は算出された水平方向の地面反力，d は身体重心から圧力中心までの距離である.



$$\dot{H}_{CG} = d_X GRF_Y - d_Y mGRF_X$$

Figure 3-8 Free body diagram of angular momentum about the center of mass of a runner (CG) and ground reaction force.

なお，圧力中心の x 座標は拇指球と同じとした．

② 関節力および関節トルク

足，下腿，大腿を剛体と仮定し，各部分について式（3.5）と（3.6）に示した運動方程式を立てた（Winter，1990）．

$$\mathbf{JF}d+\mathbf{JF}p+m\mathbf{g}=m\mathbf{a} \tag{3.5}$$

$$\mathbf{JT}d+\mathbf{JT}p+\mathbf{r}d\times\mathbf{JF}d+\mathbf{r}p\times\mathbf{JF}p=I\boldsymbol{\alpha} \tag{3.6}$$

ここで，d，p はそれぞれ部分の遠位端と近位端を示し，JF は関節力，m は部分質量，g は重力加速度（$=-9.8\ m/s^2$），a は部分重心の加速度，JT は関節トルク，r は部分重心から端点までの距離，I は部分重心まわりの慣性モーメント，α は部分角加速度である．なお，足において JTd はなく，JFd は地面反力，rd は足の重心から着力点までの距離である．

これらを足から下腿，大腿と順に上向きに解くことにより足，膝，股関節の関節力と関節トルクを算出した．正は伸展あるいは底屈，負は屈曲あるいは背屈トルクとした．

③ 関節トルクパワーおよび関節の力学的仕事

関節トルクと関節角速度の積により関節トルクパワー（JTP_j）を算出した（式 3.7）．

$$JTP_j=JT_j\cdot JAV_j \tag{3.7}$$

ここで，j は関節を示し，JAV は関節角速度である．

各局面における正および負の関節トルクパワー（それぞれ JTP^+, JTP^-）をそれぞれ積分することにより下肢関節の正および負の力学的仕事（PW，NW）と絶対仕事（AW）を算出した（式 3.8～3.10）．

$$PW_j=\int_{t1}^{t2}\left(JTP_j^{\ +}\right)dt \tag{3.8}$$

$$NW_j=\int_{t1}^{t2}\left(JTP_j^{\ -}\right)dt \tag{3.9}$$

$$AW_j=PW_j+|NW_j| \tag{3.10}$$

ここで，t1 は局面の開始時点，t2 は終了時点である．

④ 下肢スティフネス

足および膝関節スティフネス（K_j）を式（3.11）により算出した（Arampatzis ら，1999）．

$$K_j = \frac{2|NW_j|}{(\Delta\theta_j)^2} \qquad (3.11)$$

ここで，$\Delta\theta_j$ は接地時から最大屈曲までの関節角変位である．

また，下肢全体のスティフネスを評価するため，式（3.12）と（3.13）により有効鉛直スティフネス（Kv）を算出した．

$$\overline{Fv} = \frac{-M \cdot Vv}{T_{FH}} \qquad (3.12)$$

$$Kv = \frac{\overline{Fv}}{H_1} \qquad (3.13)$$

ここで，M は身体質量，Vv は接地時の身体重心の鉛直速度，T_{FH} は支持期前半時間，H1 は支持期前半における身体重心の鉛直変位である．

3.5.4 エナジェティクス的項目

① 部分の力学的エネルギー

部分の力学的エネルギーを式（3.14）により算出した．

$$E_{i,j} = m_i g h_{i,j} + \frac{1}{2} m_i v_{i,j}^2 + \frac{1}{2} I_i \omega_{i,j}^2 \qquad (3.14)$$

ここで，$E_{i,j}$ は時刻 j における部分 i の力学的エネルギー，h は部分重心高，v は部分重心の速度，ω は部分の角速度である．

② 全身の力学的仕事

部分内および部分間で力学的エネルギーの交換および伝達がおこると仮定した Pierrynowski ら（1980）の方法を用いて 1 サイクルに身体が

なした力学的仕事を式（3.15）と（3.16）から算出した.

$$\Delta E_{i,j} = E_{i,j+1} - E_{i,j} \tag{3.15}$$

$$W_{wb} = \sum_{j=1}^{n-1} \left| \sum_{i=1}^{s} \left(\Delta E_{i,j} \right) \right| \tag{3.16}$$

ここで，s は部分の数である.

③ 力学的エネルギーの伝達量

力学的エネルギーの伝達量（T_b）を Pierrynowski ら（1980）の方法を用いて式（3.17）と（3.18）より算出した.

$$W_w = \sum_{i=1}^{s} \sum_{j=1}^{n-1} \left| \Delta E_{i,j} \right| \tag{3.17}$$

$$T_b = W_w - W_{wb} \tag{3.18}$$

ここで，W_w は力学的エネルギーの交換が部分内であるが部分間での伝達はないと仮定した場合の力学的仕事である.

④ 力学的エネルギー利用の有効性指数（EI）

力学的エネルギーが疾走速度に有効に利用されたかを評価するため，阿江と藤井（1996）が提唱した力学的エネルギー利用の有効性指数（EI）を式（3.19）により算出した.

$$EI = \frac{\text{Effective Energy}}{\text{Mechanical Work}} = \frac{\frac{1}{2}MV_x^2}{W_{wb}} \tag{3.19}$$

ここで，V_x は 1 サイクルの平均水平重心速度であり，分子に有効エネルギーとして身体重心の水平の運動エネルギーを，分母に 1 サイクルの力学的仕事を代入した.

4　一流長距離走者の走動作のバイオメカニクス的特徴

4.1　目的

長距離走で高いパフォーマンスを得るためには，高い走速度をレース距離にわたって持続することが必要である．そのためには，大きなエネルギーの持続能力や最適なペース配分とともに，合理的な走動作を身に付けておくことが重要である．一流長距離走者の走動作の特徴を明らかにすることによって，長距離走の合理的な走動作を明らかにするための知見を得ることができると考えられる．しかし，これまで一流長距離走者のバイオメカニクス的研究は非常に少なく，走技術に関する知見はほとんど得られていない．Cavanagh ら（1977），Elliot と Ackland（1981）は，一流長距離走者の走動作を分析しているものの，パフォーマンスと走動作の関係には言及していない．一方，短距離走では，一流スプリンターの疾走動作の特徴が，キネマティクス，キネティクスおよびエナジェティクス的観点から研究されている（宮下ら，1986；Mann と Herman，1985；伊藤ら，1994，1998；中田ら，2000）．長距離走においてもこれらの観点から一流走者の走動作を検討する必要があろう．

本研究の目的は，一流および学生長距離走者の走動作をバイオメカニクス的に分析し，パフォーマンスに関する項目，キネマティクス的項目，キネティクス的項目およびエナジェティクス的項目から一流長距離走者の走動作の特徴を明らかにすることである．

4.2　方法

データの収集および処理法は，第 3 章で述べたものと同様である．ここでは，被験者および統計処理について述べる．

4.2.1　被験者

競技会の撮影で対象とした被験者は，第 3 章で示した 43 名である．これをレース記録により A から E の 5 つの群に分けた．表 4-1 は，各群の身体特性と 5000 m レース記録およびベスト記録を示したものである．A 群は 5000 m レース記録が 13 分台の世界一流走者，B 群は 13 分台の日本一流走者，C 群は 14 分台，D 群は 15 分台，E 群は 16～17 分台の走者である．

実験に用いた被験者は，第 3 章に示した 15 名である．これを 5000 m ベスト記録により上位群と下位群に分けた．表 4-2 は，被験者の年齢，身長，身体質量および 5000 m ベスト記録を上位群と下位群に分けて示したものである．

4.2.2　統計処理

5000 m レースにおける A～E 群間の差および 2000 m 地点と 4000 m 地点の変化を明らかにするため，2 元配置の分散分析を行なった．群間において主効果が有意であったものは多重比較を行なったが，本研究の目的から結果には A 群と他の群との間にみられた有意差のみ示した．

また実験試技における上位群と下位群の差を明らかにするため，対応のない t 検定を行なった．

走速度とバイオメカニクス的変量との関係を明らかにするため，走速度と各変量との間のピアソンの積率相関係数を算出した．

いずれも有意水準は 5%，1%，0.1%とした．

Table 4-1 Characteristics of performance groups on 5000 m records.

	N	Age (yrs)	Height (m)	Body Mass (kg)	Race Time (min:s)	Best Time (min:s)
A	9	23.7	1.72	57.0	13 : 27.3	13 : 5.5
		4.3	0.07	4.7	9.5	20.5
B	12	23.5	1.73	57.4	13 : 37.8	13 : 32.4
		2.7	0.06	3.6	10.0	11.5
C	9	21.1	1.70	55.1	14 : 20.4	14 : 15.5
		0.8	0.06	4.9	17.0	23.5
D	8	20.8	1.69	58.0	15 : 16.0	15 : 8.1
		0.9	0.06	3.7	10.6	14.2
E	5	19.6	1.69	58.6	16 : 39.6	16 : 17.6
		0.5	0.05	3.1	18.5	23.6

Average
SD

Table 4-2 Characteristics of the good and ordinary groups in the present experiment.

	N	Age (yrs)	Height (m)	Body Mass (kg)	5000 m best time (min:s)
Good	8	23.4	1.69	55.7	14: 29.8
		3.5	0.05	2.5	26.3
Ordinary	7	21.0	1.68	58.5	15: 56.7
		2.8	0.06	5.7	35.2

Average
SD

4.3　結果

4.3.1　Performance descriptors

表 4-3 は，競技会における各群の 2000 m 地点（2M）および 4000 m 地点（4M）における走速度，ステップ長，ステップ頻度およびそれらの構成要素を平均値と標準偏差で示したものである．

レース記録から求めた平均走速度は A 群が 6.19±0.07 m/s，B 群が 6.11±0.08 m/s，C 群が 5.81±0.11 m/s，D 群が 5.46±0.06 m/s，E 群が 5.01±0.14 m/s であり，A 群が最も大きく，E 群が最も小さかった．2M，4M ともに走速度は A 群が他の群と比較して有意に大きかった．レースの平均走速度と 2M および 4M の走速度との間には，それぞれ $r=0.924$（$p<0.001$），$r=0.870$（$p<0.001$）と高い相関がみられた．レースの平均走速度に対する 2M と 4M の走速度（相対走速度）は，A 群より E 群が有意に小さかった．レースの平均走速度と相対走速度との間には，2M では $r=0.298$ と有意な相関はみられなかったが，4M では $r=0.342$（$p<0.05$）と有意な相関がみられた．また，走速度および相対走速度は 4M で有意に減少していたが，平均値でみると A 群のみ 4M においても減少していなかった．

ステップ長は，A 群が最も大きく，E 群は A 群の約 75 %であった．身長に対するステップ長の割合（SL/HT）は，A，B および C 群では 2M と 4M において 1.0 以上であった．ステップ長および SL/HT は，A 群が他の群より有意に大きく，走速度との間に高い正の相関を示した．A 群の支持期後半距離は C，D および E 群より，非支持期距離は D および E 群より有意に大きかったが，支持期前半距離には有意差はみられなかった．また，ステップ長，SL/HT，非支持期距離および跳躍比はいずれの群も 4M で有意に減少していた．

ステップ頻度は群間に有意差はみられず，走速度との間にも有意な相関

Varibales	Marks	2000 m (2M)					r to RV	4000 m (4M)					r to RV	Significance
	Group	A	B	C	D	E		A	B	C	D	E		
Running velocity (RV)	(m/s)	6.30	6.21	5.92	5.56	4.87		6.32	6.00	5.79	5.32	4.71		**BCDE**, 2M>>4M
		0.11	0.27	0.26	0.16	0.24		0.20	0.40	0.24	0.16	0.18		
% RV to average velocity of 5000 m	(%)	101.73	101.58	101.87	101.86	97.30		102.06	98.20	99.63	97.49	94.15		E 2M>>4M
		2.02	4.56	3.30	2.47	2.35		3.35	6.83	4.03	2.55	2.11		
Step length (SL)	(m)	1.97	1.93	1.82	1.71	1.53	0.887	1.98	1.88	1.80	1.64	1.48	0.910	**BCDE** 2M>>4M
		0.05	0.11	0.07	0.07	0.08	(p<0.001)	0.05	0.08	0.08	0.05	0.07	(p<0.001)	
SL/Height		1.146	1.114	1.070	1.011	0.905	0.886	1.152	1.086	1.057	0.970	0.881	0.901	BCDE 2M>>4M
		0.049	0.041	0.026	0.061	0.056	(p<0.001)	0.040	0.030	0.042	0.042	0.041	(p<0.001)	
Support distance	(m)	1.038	1.000	0.945	0.928	0.961	0.288	1.071	0.992	0.935	0.958	0.953	0.446	
		0.068	0.109	0.097	0.056	0.112		0.088	0.118	0.130	0.063	0.067	(p<0.01)	
First half of support distance	(m)	0.374	0.350	0.351	0.328	0.404	-0.065	0.382	0.348	0.331	0.334	0.360	0.203	
		0.038	0.058	0.041	0.030	0.109		0.035	0.044	0.058	0.035	0.074		
Second half of support distance	(m)	0.664	0.650	0.594	0.599	0.557	0.475	0.689	0.644	0.604	0.624	0.593	0.537	CDE 2M<4M
		0.051	0.062	0.058	0.031	0.082	(p<0.001)	0.062	0.079	0.082	0.033	0.046	(p<0.001)	
Non-support distance	(m)	0.934	0.927	0.879	0.781	0.564	0.759	0.912	0.887	0.866	0.682	0.531	0.671	**DE** 2M>>>4M
		0.082	0.138	0.101	0.065	0.102	(p<0.001)	0.105	0.105	0.131	0.070	0.065	(p<0.001)	
Non-support distance / support distance		0.906	0.947	0.947	0.846	0.603	0.485	0.863	0.912	0.954	0.718	0.561	0.368	E 2M>>4M
		0.124	0.229	0.190	0.101	0.188	(p<0.001)	0.154	0.182	0.234	0.113	0.093	(p<0.05)	
Step frequency	(step/s)	3.20	3.23	3.25	3.26	3.20	0.153	3.19	3.20	3.22	3.25	3.18	0.255	
		0.09	0.16	0.17	0.10	0.15		0.09	0.18	0.13	0.11	0.12		
Step time	(s)	0.313	0.310	0.308	0.307	0.313	0.147	0.314	0.314	0.311	0.308	0.315	0.255	
		0.008	0.016	0.015	0.009	0.015		0.009	0.018	0.012	0.010	0.012		
Support time	(s)	0.167	0.163	0.162	0.169	0.200	-0.567	0.171	0.167	0.164	0.182	0.205	-0.502	**E** 2M<<4M
		0.008	0.017	0.020	0.007	0.026	(p<0.001)	0.013	0.014	0.023	0.011	0.017	(p<0.001)	
First half of support time	(s)	0.060	0.057	0.060	0.060	0.084	-0.539	0.061	0.059	0.058	0.063	0.078	-0.484	**E**
		0.006	0.010	0.008	0.005	0.020	(p<0.001)	0.006	0.006	0.011	0.007	0.016	(p<0.001)	
Second half of support time	(s)	0.107	0.106	0.102	0.109	0.116	-0.396	0.110	0.109	0.106	0.119	0.127	-0.422	E 2M<<<4M
		0.007	0.009	0.012	0.004	0.021	(p<0.01)	0.008	0.008	0.014	0.005	0.013	(p<0.01)	
Non-support time	(s)	0.146	0.147	0.146	0.139	0.113	0.473	0.143	0.147	0.147	0.126	0.110	0.307	E 2M>4M
		0.014	0.022	0.014	0.012	0.018	(p<0.001)	0.018	0.022	0.020	0.014	0.011	(p<0.05)	
Non-support time / support time		0.883	0.921	0.923	0.824	0.584	0.490	0.841	0.886	0.927	0.696	0.542	0.377	E 2M>>4M
		0.118	0.222	0.187	0.097	0.182	(p<0.001)	0.149	0.176	0.229	0.107	0.089	(p<0.05)	

X (characters B, C, D, and E) indicate significant difference between group A and other groups. X : p<0.05, X : p<0.01, **X** : p<0.001

Average
SD

はみられなかった．支持時間，支持期前半および後半時間は，A 群が E 群より有意に小さく，非支持時間は A 群が E 群より有意に大きかった．2M と 4M において支持時間，支持期前半および後半時間は走速度との間に有意な負の，非支持時間は有意な正の相関を示した．しかし，平均値で見ると非支持時間は A 群と B，C 群の間に差はなく，滞空時間比は 2M と 4M ともに A 群より B および C 群が大きかった．ステップ頻度は 2M と 4M の間に有意差はみられなかったが，支持時間および支持期後半時間は 4M で有意に増大しており，滞空時間比は 4M で有意に減少していた．

4.3.2 キネマティクス

4.3.2.1 身体重心の動き

表 4-4 は，2000 m（2M）および 4000 m 地点（4M）における各群の身体重心の上下動（Hw，H1～H4），下降角および上昇角，水平速度の減速量（DEC）を示したものである．

長距離走では身体重心は，接地後に下降し（H1），支持期中間点付近で最も低くなる．そして，上昇して離地し（H2），非支持期において最高点となり（H3），再び接地まで下降する（H4）．身体重心の上下動（Hw）は群間に有意差はみられなかったが，2M で走速度と有意な正の相関がみられた．H1 および H2 は群間に有意差はみられなかったが，H3 および H4 は A 群が E 群より有意に大きかった．さらに，H3 および H4 は 2M および 4M において走速度と有意な正の相関を示したが，2M では平均値で見ると H3 は C 群が最も大きく，H4 は B 群が最も大きかった．下降角は，A 群と E 群の間に有意差がみられ，2M および 4M において走速度との間に有意な負の相関を示した．上昇角は群間に有意差はみられなかったが，E 群は小さかった．水平速度の減速量（DEC）は，いずれの群においても-0.25 m/s

Table 4-4 Parameters related to motion of the center of mass of a runner.

Varibales	Marks	2000 m (2M)					r to RV	4000 m (4M)					r to RV	Significance
	Group	A	B	C	D	E		A	B	C	D	E		
Hw	(cm)	7.65	7.40	7.72	6.94	6.33	0.347	8.33	7.71	7.39	7.32	6.99	0.276	2M<<4M
		0.77	0.84	1.08	1.14	1.31	(p<0.05)	0.77	0.88	0.79	0.70	0.79		
H1	(cm)	4.07	3.59	4.06	3.58	4.54	-0.209	4.32	4.09	3.95	4.18	4.51	-0.144	2M<4M
		0.68	0.65	0.77	0.50	1.14		0.74	0.70	0.76	0.80	0.69		
H2	(cm)	6.09	6.01	5.85	5.70	5.72	0.117	6.75	6.27	5.99	6.08	6.72	0.040	2M<<<4M
		0.72	0.60	0.81	1.02	1.22		0.51	0.64	0.97	0.82	0.83		
H3	(cm)	1.57	1.39	1.87	1.24	0.60	0.384	1.57	1.44	1.40	1.24	0.27	0.286	E
		0.61	0.66	0.59	0.74	0.41	(p<0.05)	0.72	0.68	0.70	0.66	0.14		
H4	(cm)	3.58	3.81	3.66	3.36	1.79	0.538	4.01	3.62	3.44	3.14	2.48	0.371	E
		0.44	0.76	0.88	0.83	1.13	(p<0.001)	0.83	0.93	0.92	0.78	0.67	(p<0.05)	
Downward angle	(deg)	5.67	5.21	6.01	5.74	7.01	-0.464	6.08	6.07	6.06	6.75	7.58	-0.568	E 2M<<4M
		0.88	0.83	1.12	0.70	1.56	(p<0.01)	1.11	0.79	1.03	1.06	0.50	(p<0.001)	
Upward angle	(deg)	5.26	5.22	6.13	5.28	4.41	0.178	5.44	5.44	5.52	4.71	4.19	0.048	
		1.06	1.29	1.30	1.08	1.49		1.61	1.64	1.20	1.30	1.59		
DEC	(m/s)	-0.287	-0.295	-0.304	-0.273	-0.270	-0.066	-0.257	-0.303	-0.266	-0.241	-0.245	-0.080	
		0.086	0.067	0.119	0.074	0.099		0.067	0.113	0.057	0.068	0.050		

X (characters B, C, D, and E) indicate significant difference between group A and other groups. X : p<0.05, X : p<0.01, **X** : p<0.001

Average
SD

から-0.30 m/s であり，群間に有意差はみられなかった．

H1 は 4M で有意に減少し，H2 および Hw は 4M で有意に増大していた．

4.3.2.2　大腿および下腿角度および角速度

図 4-1 は，2000 m（2M）および 4000 m 地点（4M）における 1 サイクルの各時点での大腿（上段）および下腿角度（下段）を各群の平均値で示したものである．図中の 2000 m 地点に示した B～E は A 群との有意差を示したものである．また，走速度との間にみられた有意な相関係数を図中に示した．

大腿角度は，いずれの群においても離地時（TO）からフォロースルー終了時（EFT）付近で最小値となり，左足離地時（CTO）付近で最大値となった．A 群の大腿角度は，EFT において C，D および E 群より有意に小さく，CTO およびフォワードスウィング終了時（EFS）において D および E 群より有意に大きかった．また，これらの時点での大腿角度と走速度との間に 2M と 4M において有意な相関がみられた．

大腿の動作範囲は，A，B，C，D，E 群の順で大きく，A 群と C，D および E 群との間に有意差がみられた（C：$p<0.05$，DE：$p<0.001$）．また，2M および 4M における大腿動作範囲はともに走速度との間に有意な正の相関がみられた（2M: $r=0.649$, $p<0.001$; 4M: $r=0.643$, $p<0.001$）．

下腿角度は，いずれの群においても接地時（FS）以降徐々に減少し，左足接地時（CFS）付近で最小値となった．そして，その後急速に増大し，EFS に最大値を示した．A 群の下腿角度は，EFT，CFS，左足支持期中間（CMS）および CTO において D および E 群より有意に小さく，さらに CMS では C 群より有意に小さかった．また，EFT から CTO の間の各時点における下腿角度は 2M および 4M において，TO における下腿角度は 2M において走速

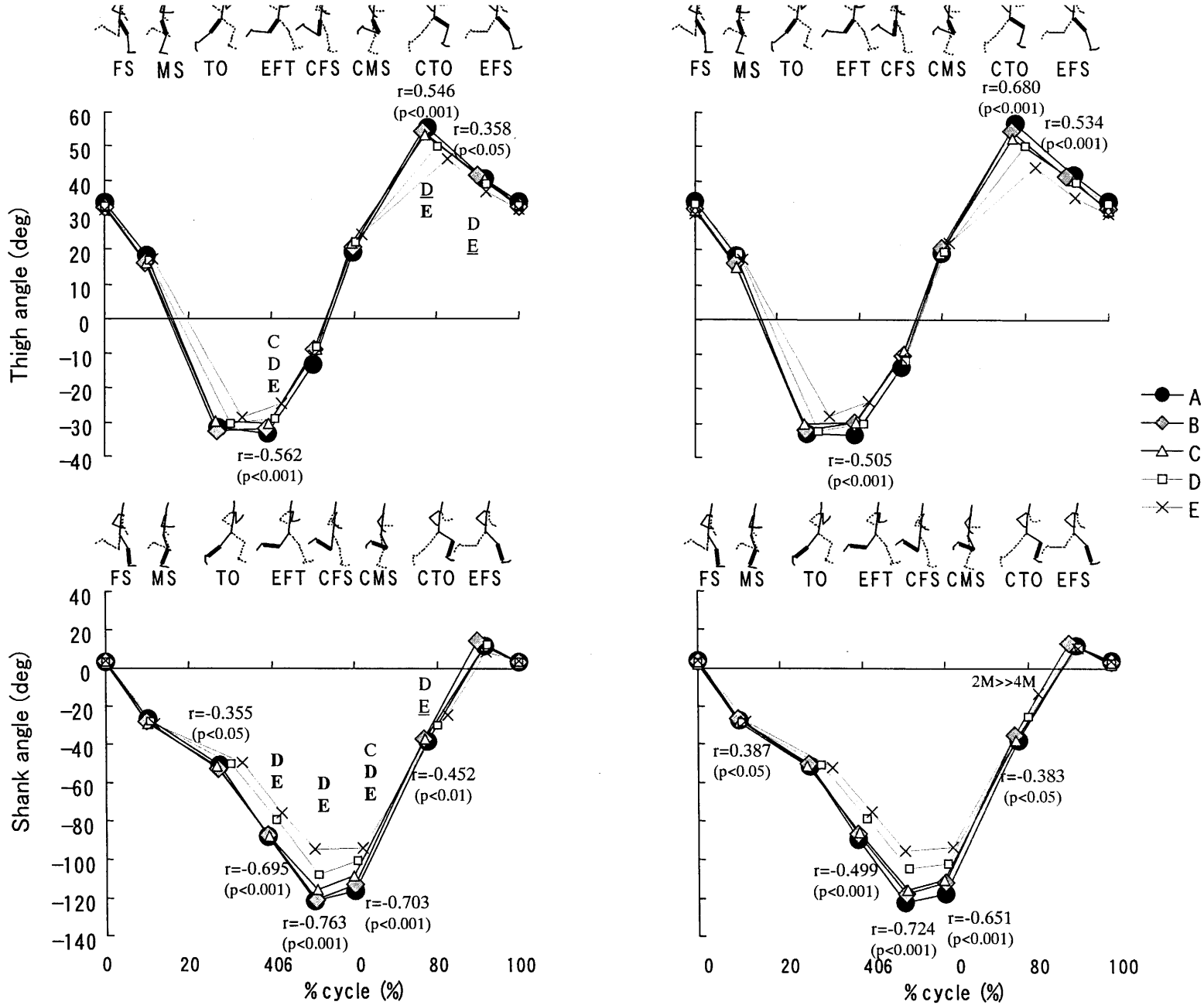


Figure 4-1 Thigh and shank angle for each group at the events in a cycle.

X (characters B, C, D, and E) indicate significant difference between group A and other groups. X : p<0.05, X : p<0.01, **X** : p<0.001

度と有意な負の相関がみられた．

下腿の動作範囲は，A 群と C，D および E 群との間に有意差がみられた（C：$p<0.05$，DE：$p<0.001$）．また，2M および 4M における下腿の動作範囲は，ともに走速度との間に有意な正の相関を示した（2M: $r=0.778$, $p<0.001$; 4M: $r=0.743$, $p<0.001$）．

図 4-2 は，2000 m（2M）および 4000 m 地点（4M）における 1 サイクルの各局面における大腿および下腿平均角速度を各群の平均値で示したものである．図中の記号は，図 4-1 と同じである．

大腿平均角速度は，いずれの群においても局面 1，2 では負を示し，局面 3 で負から正に移り，局面 4 から 6 では正を，そして局面 7，8 では再び負を示し，局面 2 において最小値，局面 5 において最大値を示した．A 群の大腿角速度は E 群より，局面 1，2 および 3 では有意に小さく，局面 5 および 6 では有意に大きかった．これらの局面では 2M および 4M ともに走速度と有意な相関がみられた．さらに有意差は，局面 2，3 および 6 では A 群と D 群の間に，局面 3 においては A 群と B 群の間にもみられた．

また，局面 2 および 3 における大腿角速度は 4M で有意に増大していた．

下腿平均角速度は，いずれの群においても局面 1 で大きな負の値を示した後，局面 2 では一度増大し，局面 3 において再び減少していた．そして，局面 5 と 6 で大きく増大し，局面 8 では再び大きく減少していた．A 群の下腿角速度は，E 群より局面 1，2，3 および 4 において有意に小さく，局面 6 および 7 において有意に大きかった．さらに，局面 3 および 4 では C および D 群より有意に小さく，局面 6 では D 群より有意に大きかった．下腿角速度は，2M の局面 5，2M と 4M の局面 8 以外のいずれの局面においても走速度との間に有意な相関がみられた．

図 4-3 は，2000m（2M）および 4000 m 地点（4M）における走速度と支

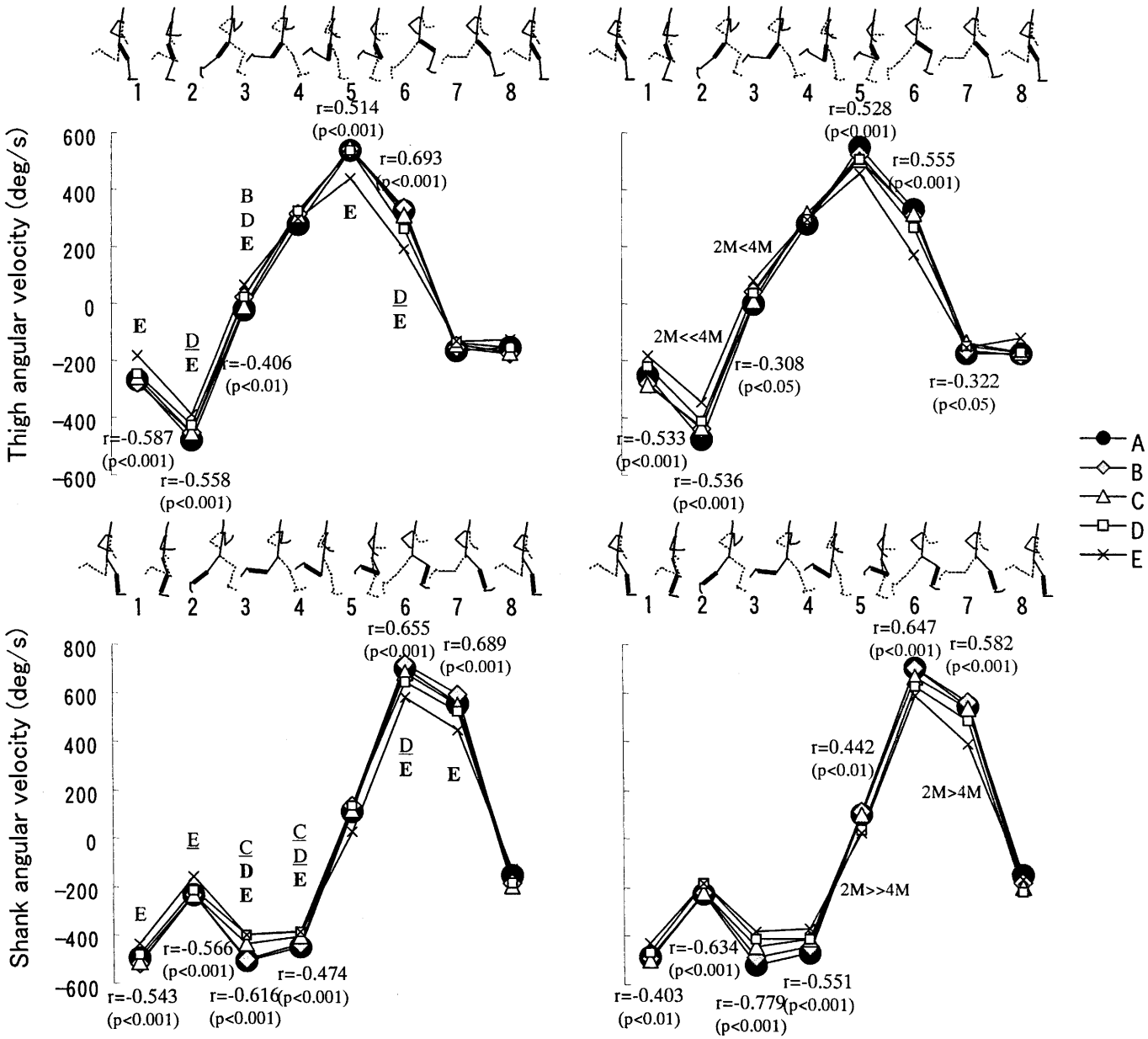


Figure 4-2 Thigh and shank angular velocity for each group at the events in a cycle.

X (characters B, C, D, and E) indicate significant difference between group A and other groups. X : p<0.05, X : p<0.01, **X** : p<0.001

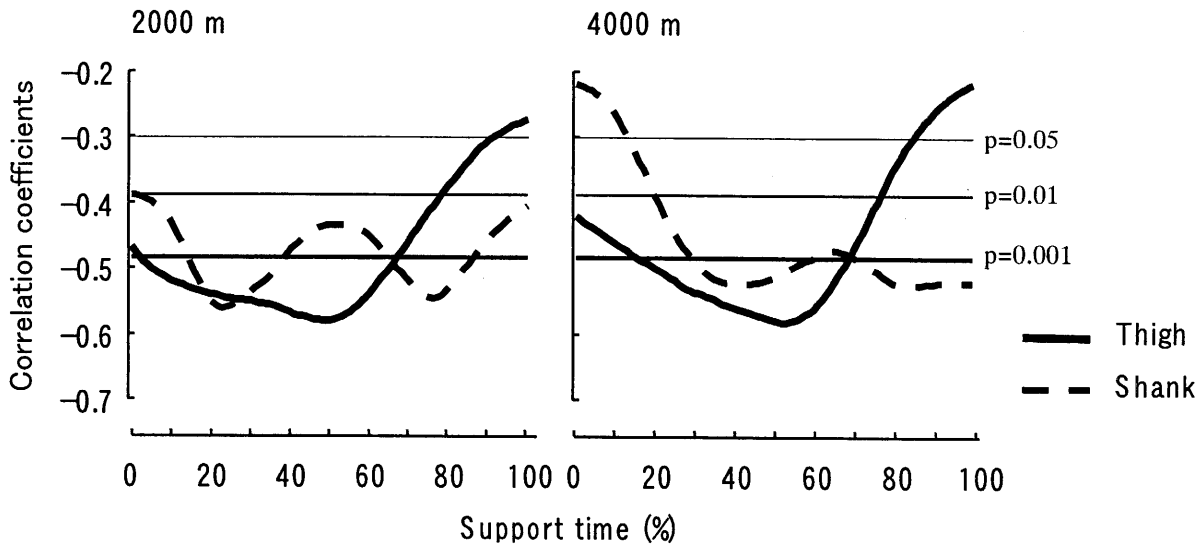


Figure 4-3 Correlation coefficients between running velocity and angular velocities of the thigh and shank.

持期の大腿および下腿角速度との相関係数を支持時間 1%ごとに示したものである．なお，支持期において大腿および下腿角速度は負（時計まわり）であるため，相関係数は負になる．

大腿角速度と走速度の間にみられた負の相関係数は，2M と 4M ともに支持期前半では大きく，支持期中間付近で最も大きくなった後，支持期後半では小さくなった．下腿角速度と走速度との負の相関係数は，2M と 4M ともに支持期前半と後半に最も大きくなった．

4.3.2.3　体幹および肩関節角度

図 4-4 は，2000 m（2M）および 4000 m 地点（4M）における 1 サイクルの各時点での体幹角度を各群の平均値で示したものである．図中の記号は，図 4-1 と同じである．

体幹角度は，いずれの群においても支持期中間で大きく，離地後小さくなる傾向がみられたが，その変化は小さかった．2M および 4M における A 群の体幹角度は，いずれの時点においても他の群より大きい傾向にあり，とくに 4M においてその傾向は顕著であった．接地時（FS），支持期中間（MS）および離地時（TO）において A 群は C 群より，左足接地時（CFS）および左足支持中間（CMS）において A 群は C および E 群より有意に大きかった．また，2M では CFS において，4M では TO，CFS および CMS において相関係数は低いものの走速度との間に有意な正の相関がみられた．

図 4-5 は，2000 m（2M）および 4000 m 地点（4M）における 1 サイクルの各時点での右肩関節角度を各群の平均値で示したものである．図中の記号は，図 4-1 と同じである．

2M および 4M においていずれの群も肩関節角度は，離地時（TO）に最大値，左足離地時（CTO）に最小値を示した．A 群の肩関節角度は，左足

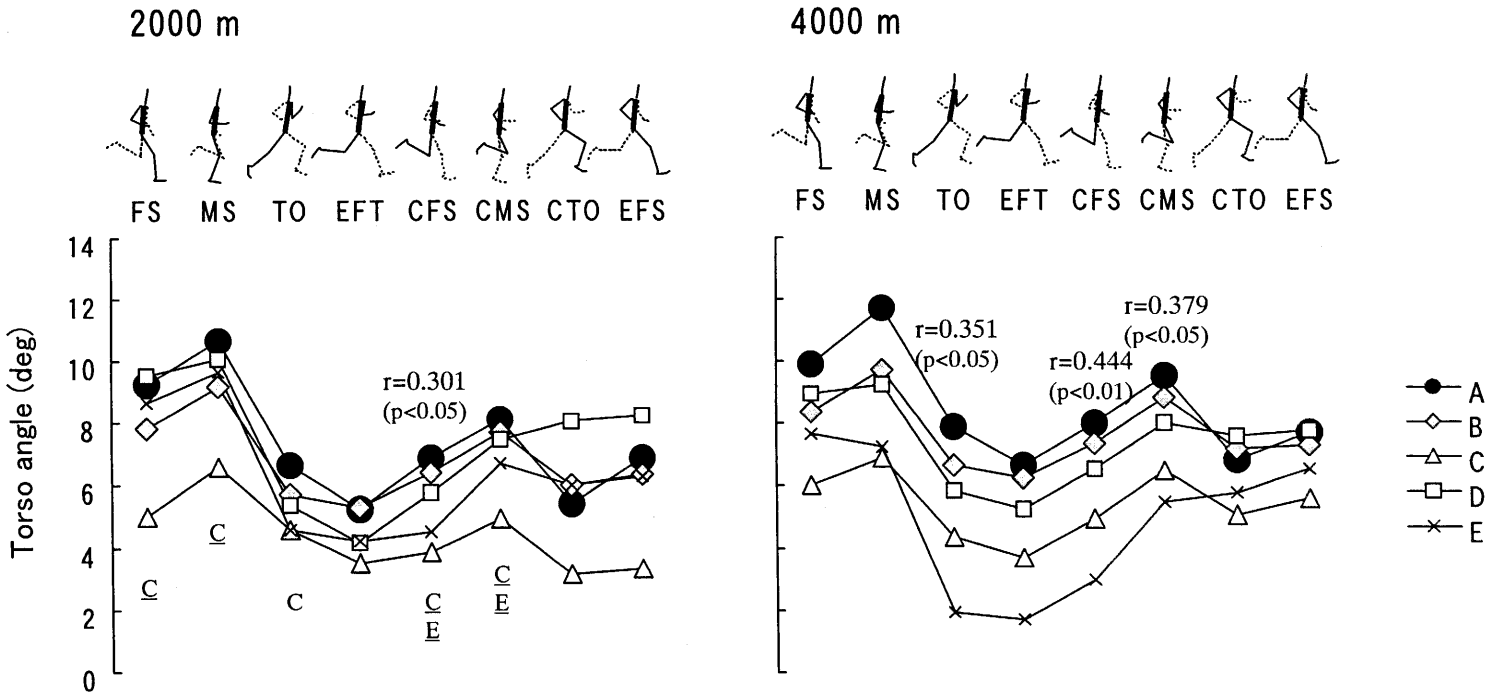


Figure 4-4 Torso angle for each group at the events in a cycle.

X (characters B, C, D, and E) indicate significant difference between group A and other groups. X : $p<0.05$, X : $p<0.01$, X : $p<0.001$

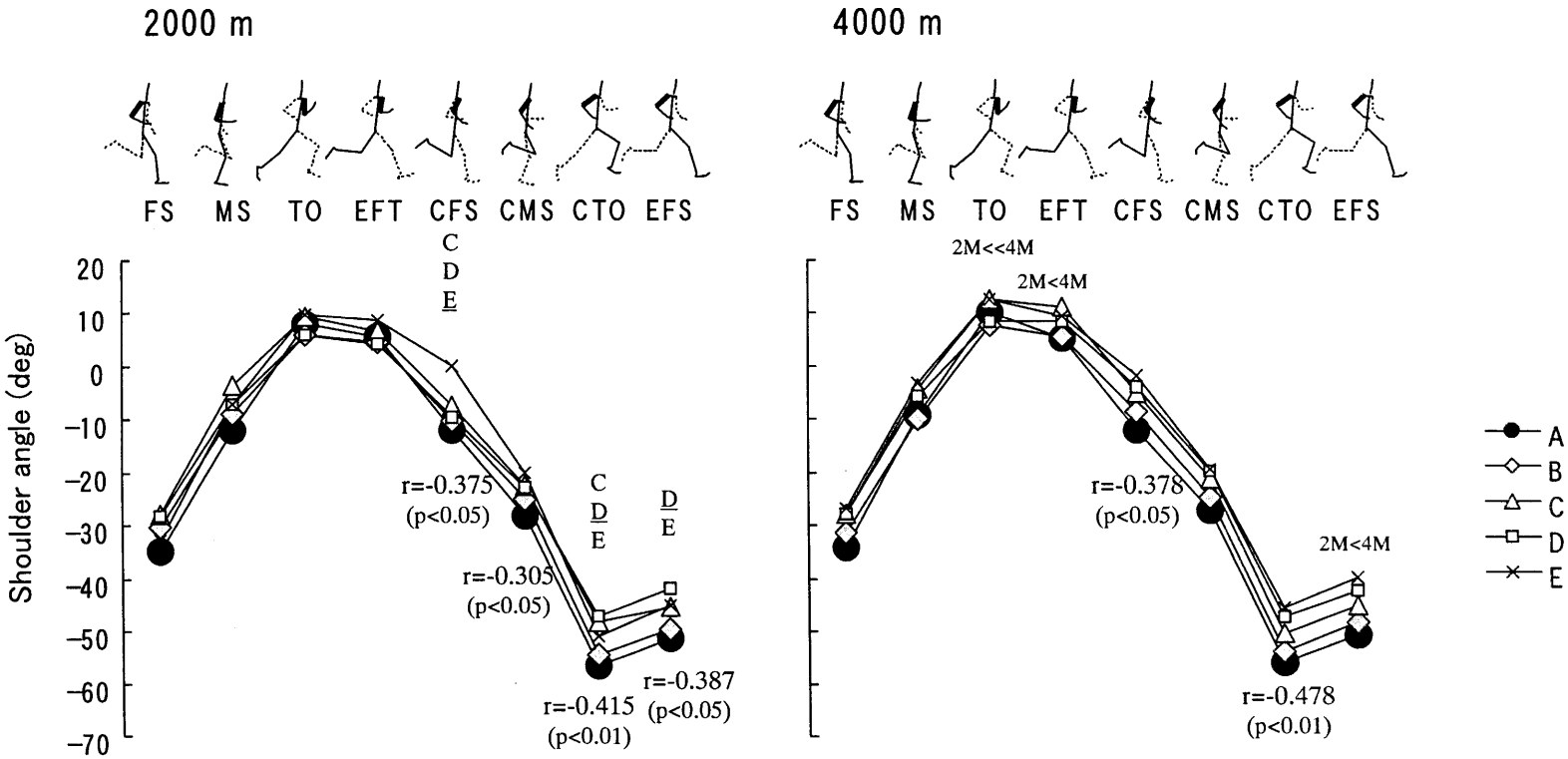


Figure 4-5 Shoulder angle for each group at the events in a cycle.

X (characters B, C, D, and E) indicate significant difference between group A and other groups. X : $p<0.05$, $\underline{X}$: $p<0.01$, **X** : $p<0.001$

接地時（CFS）およびCTOにおいてC，DおよびE群より，フォワードスウィング終了時（EFS）においてDおよびE群より有意に小さかった．2MではCFS，CMS，CTOおよびEFSにおいて，4MではCFSおよびCTOにおいて肩関節角度と走速度との間に有意な負の相関がみられた．

また，TO，フォロースルー終了時（EFT）およびEFSにおける肩関節角度は，4Mで有意に増大していた．

4.3.3 下肢関節のキネティクス

4.3.3.1 回復期における下肢関節トルクとトルクパワー

図 4-6は，4000 m地点における1サイクルの下肢関節トルクおよびトルクパワーを典型例で示したものである．WTは世界一流走者（A群），JSは学生走者（D群）である．関節トルクの正は伸展（底屈），負は屈曲（背屈）を示す．2000 m地点においても同様の傾向がみられたが，4000 m地点においてWTとJSの差はより顕著であった．

股関節トルクは，支持期において伸展から屈曲へと大きく変化し，回復期前半では大きな屈曲トルク，後半では大きな伸展トルクのピーク（それぞれPTH1，PTH2）を示した．膝関節トルクは，支持期では伸展トルクのピークがみられ，回復期前半では比較的小さな伸展トルクのピーク（PTK1），回復期後半では大きな屈曲トルクのピーク（PTK2）を示した．足関節トルクは支持期において底屈トルクの大きなピークがみられ，そのピークの出現はWTでやや早かった．回復期における股関節および膝関節トルクのピークはいずれもWTがJSより大きかった．また，股関節トルクは，走者JSでは屈曲から伸展のピークの変化がなだらかであるのに対し，走者Aのトルクの変化は急激であった．

股関節トルクパワーは，支持期に正から負へ変化し，回復期前半と後半

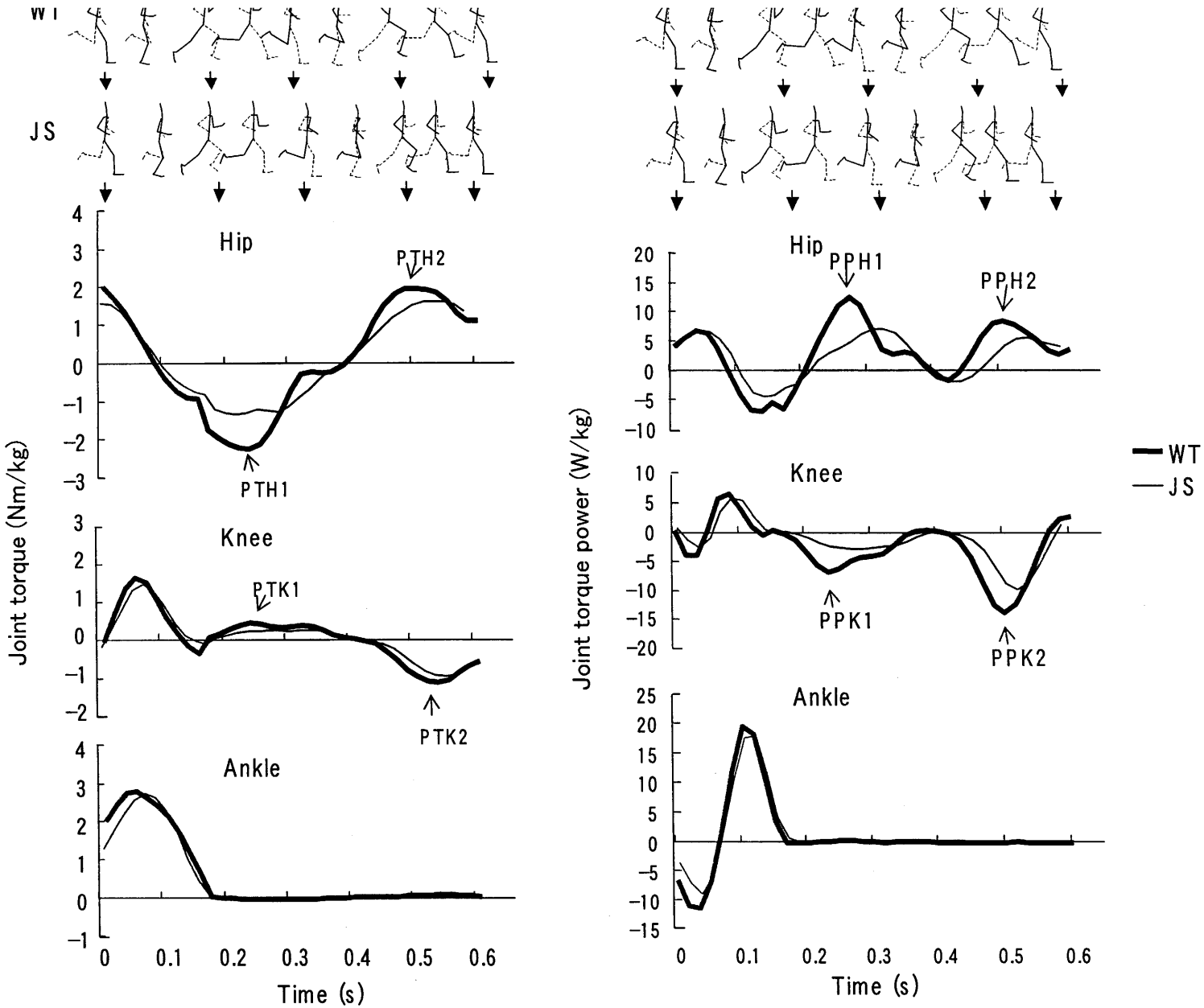


Figure 4-6 Joint torque and torque power of the right hip, knee and ankle joints during a cycle for typical runners at 4000 m mark. Subject WT was a world top class runner (running velocity = 6.75 m/s), and subject JS was a student runner (running velocity =5.45 m/s).

に大きな正のピーク（それぞれ PPH1，PPH2）を示した．このとき，支持期における負のパワーは WT で大きかった．膝関節トルクパワーは，支持期に負と正のピークを示し，回復期前半と後半に大きな負のピーク（それぞれ PPK1，PPK2）を示した．足関節トルクパワーは，支持期において大きな負と正のピークを示したが，回復期には大きなパワーは見られなかった．回復期における股関節および膝関節トルクパワーのピークは，いずれも WT が JS より大きく，ピークが出現するタイミングも早かった．

図 4-7 は，2000 m（2M）および 4000 m 地点（4M）における回復期の股関節および膝関節トルクのピーク値を各群の平均値と標準偏差で示したものである．A 群との間にみられた有意差は 2000 m 地点の各群に＊で示し，また 2M と 4M それぞれに走速度との相関係数を示した．

回復期前半（PTH1）における A 群の股関節屈曲トルクは他の群より有意に大きく，回復期後半（PTH2）における伸展トルクも他の群より大きい傾向にあり， E 群との間に有意差がみられた．PTH1 および PTH2 は 2M と 4M において走速度との間に有意な相関を示した．回復期前半における A 群の膝関節伸展トルク（PTK1）は，他の群とそれほど大きな差はみられないが，C および D 群より有意に大きかった．一方，回復期後半における膝関節屈曲トルク（PTK2）では A 群が最も大きく，B，C，D，E 群の順であった．さらに，2M および 4M において PTK1 と PTK2 ともに走速度との間に有意な相関がみられたが，相関係数は PTK1 より PTK2 の方が大きかった．

図 4-8 は，2000 m（2M）および 4000 m 地点（4M）における回復期の股関節および膝関節トルクパワーのピーク値を各群の平均値と標準偏差で示したものである．図中の記号は，図 4-7 と同じである．

回復期前半における股関節の正パワー（PPH1）は，A 群と他の群との間

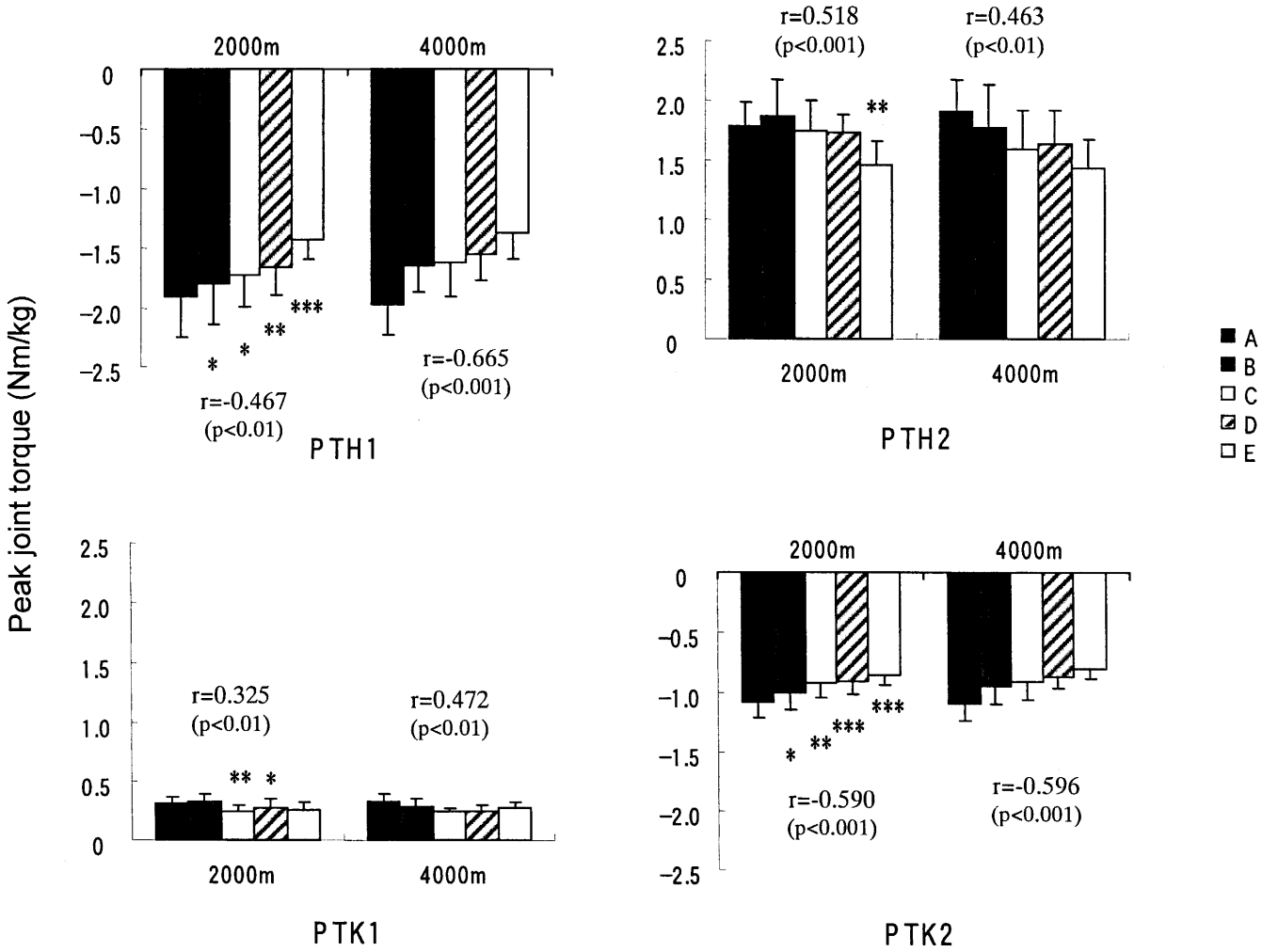


Figure 4-7 Peak joint torque at the hip and knee joint for each group during the recovery phase.

indicates sugnufucant difference to group A. * : p<0.05, ** : p<0.01, *** : p<0.001

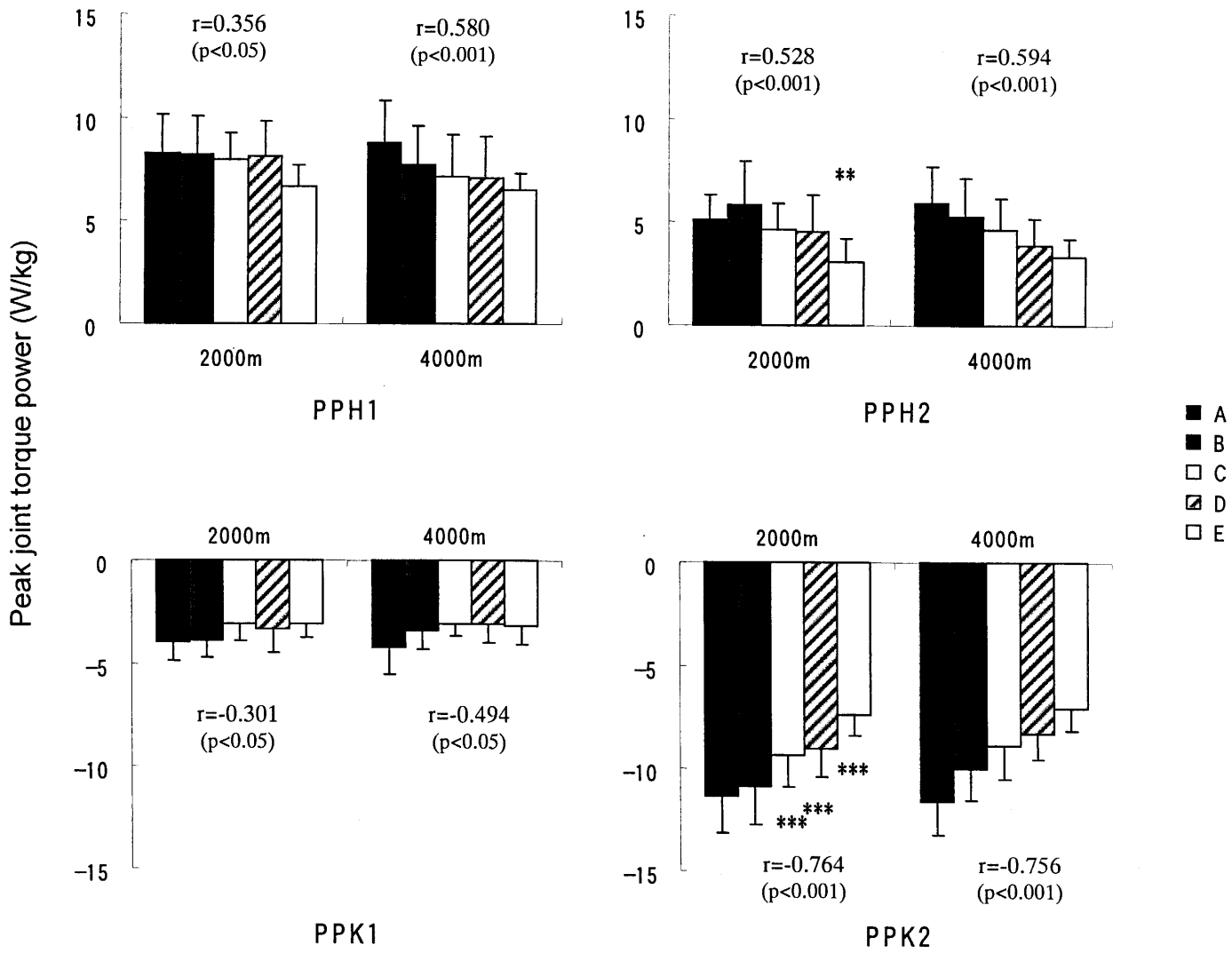


Figure 4-8 Peak joint torque power at the hip and knee joint for each group during the recovery phase.
indicates sugnufucant difference to group A. * : p<0.05, ** : p<0.01, *** : p<0.001

に有意差はみられなかったが,2M と 4M ともに走速度と有意な正の相関がみられた．回復期後半における股関節の正パワー（PPH2）は，A 群と E 群の間にのみ有意差がみられ,2M と 4M ともに走速度と有意な正の相関がみられた．回復期前半における膝関節の負パワー（PPK1）は，2M と 4M ともに走速度との間に有意な負の相関がみられたが，群間に有意差はみられなかった．回復期後半における膝関節の負パワー（PPK2）では A 群が他の群より顕著に大きく，C，D および E 群との間に有意差がみられた．そして,2M と 4M のどちらにおいても走速度との間に高い負の相関がみられた．

4.3.3.2　支持期における下肢関節トルクとトルクパワー

競技会における分析では，地面反力が計測できないため支持期における下肢関節トルクおよびトルクパワーは推定となる．そこで，長距離走者の地面反力を計測する実験を行なった．実験試技における走速度は，上位群が 6.25±0.24 m/s，下位群が 5.69±0.13 m/s であった．

図 4-9 は，被験者 E（上位群）と被験者 S（下位群）の支持期における下肢関節トルク（左）およびトルクパワー（右）を示したものである．

これらと図 4-6 に示した支持期（網掛け部分）の各関節のトルクおよびトルクパワーのパターンを比較すると，股関節ではやや異なる箇所はみられるが，膝，足関節についてはよく類似しているようである．

股関節トルクには両者に大きな差はみられなかった．膝関節トルクは被験者 S が大きかったが，足関節トルクは被験者 E が大きく，ピークの出現も早かった．

膝関節の正および負のピークパワーは被験者 S が E より大きかったが，足関節の正および負のピークパワーは被験者 E が S より大きく，それらが

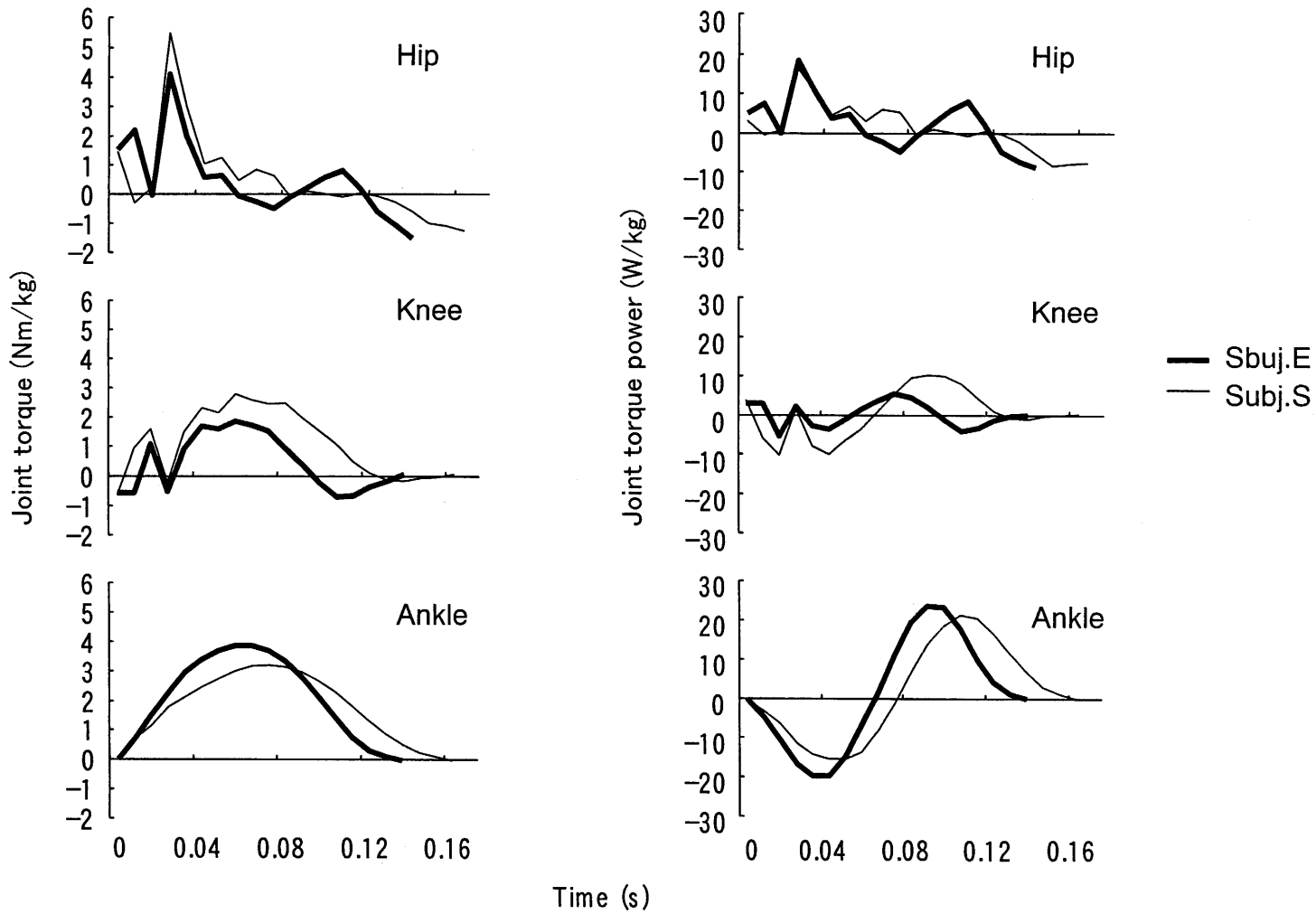


Figure 4-9 Typical joint torque (left) and joint torque power (right) at the hip, knee and ankle joints during the support phase.

生じるタイミングも早かった．しかし，下肢関節トルクとトルクパワーのピークは，いずれも上位群と下位群の間に有意差はみられず，走速度との間にも有意な相関はみられなかった

4.3.3.3　下肢関節スティフネス

図 4-10 は，支持期における足および膝関節の角度－トルク関係を被験者 E と S について示したものである．図中に示した数字はそれぞれの関節スティフネスの値である．

被験者 E の足関節トルクは，接地してから角度が減少するに従い増大し，最も背屈した時点で最大値となり，その後底屈しながら徐々に減少した．これらのパターンは被験者 S にも同様にみられたが，S のトルクのピークは小さく，関節角度変化は被験者 E より大きかった．膝関節トルクは，接地後にトルクの大きな変動がみられるものの，足関節と同様に角度の減少に伴い増大していた．そして，最も屈曲したところで最大値を示し，その後伸展しながら減少した．被験者 E のトルクと角度の変化はともに小さく，被験者 S はどちらも大きかった．

図 4-11 は，走速度と足関節および膝関節スティフネス（Ka，Kk）との関係を上位群と下位群の平均値とともに示したものである．

Ka と Kk はともに上位群と下位群の間に有意差はみられなかったが，Ka は上位群の方が大きい傾向がみられ，走速度と有意な正の相関を示した．一方，Kk は走速度との間に有意な相関はみられなかった．

図 4-12 は，上位群と下位群および A～E 群の有効鉛直スティフネス（Kv）と走速度との関係を示したものである．実験における Kv は，上位群と下位群の間に有意差はみられなかったが，走速度との間に有意な正の相関がみられた（$r=0.747$，$p<0.001$，$N=15$）．レースにおける Kv は A 群が E 群よ

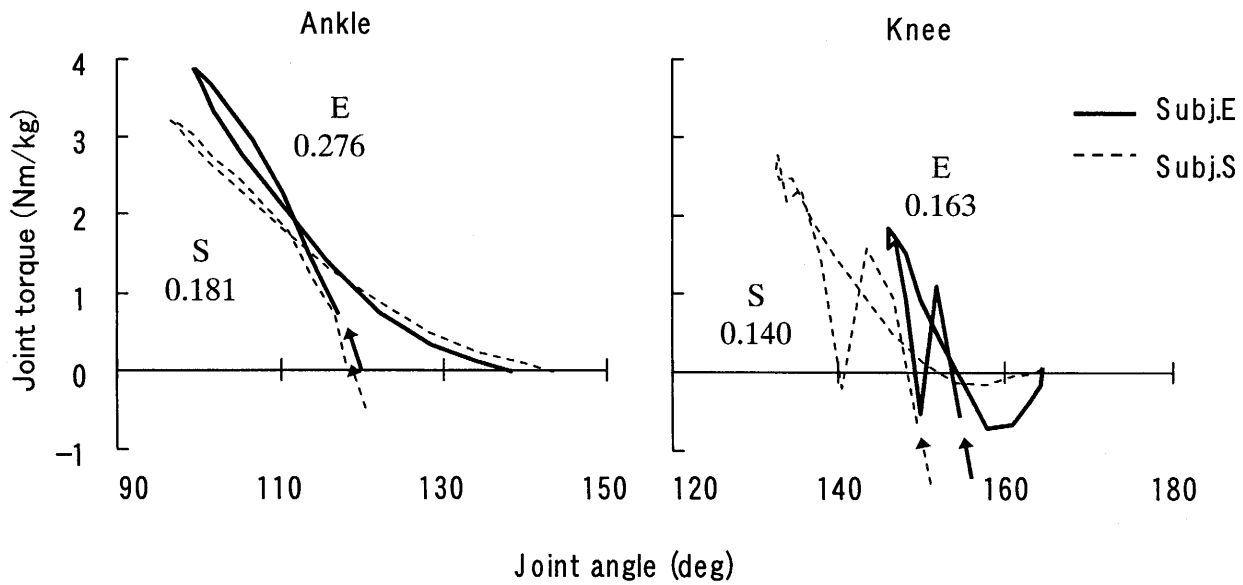


Figure 4-10 Typical angle-torque relationships at the ankle and knee joints during the support phase. Subject E (solid lines) is the elite distance runner and subject S (dotted lines) is the student runner with low joint stiffness. Arrows indicate the instant of the foot strikes. The joint stiffness values (Nm/degrees/kg) were shown in the figures.

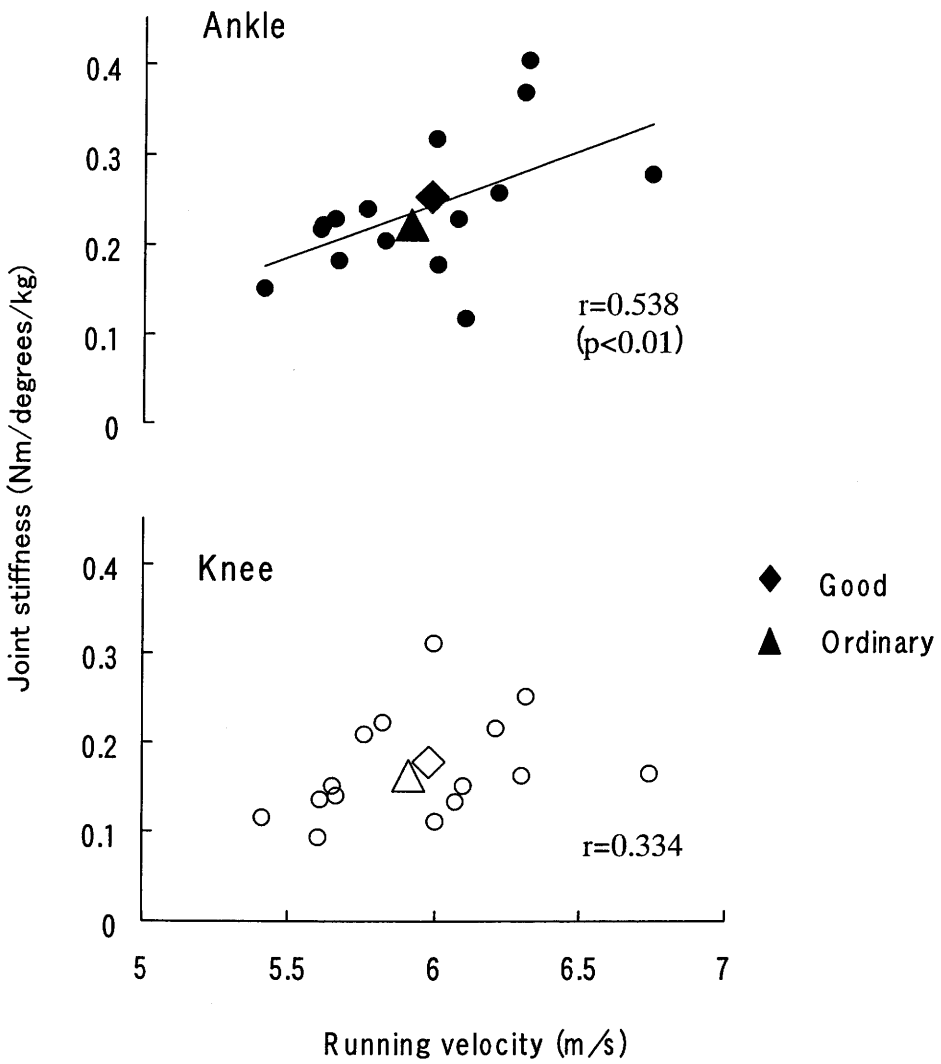


Figure 4-11 Relationships of running velocity to the ankle and knee joint stiffness (N=15).

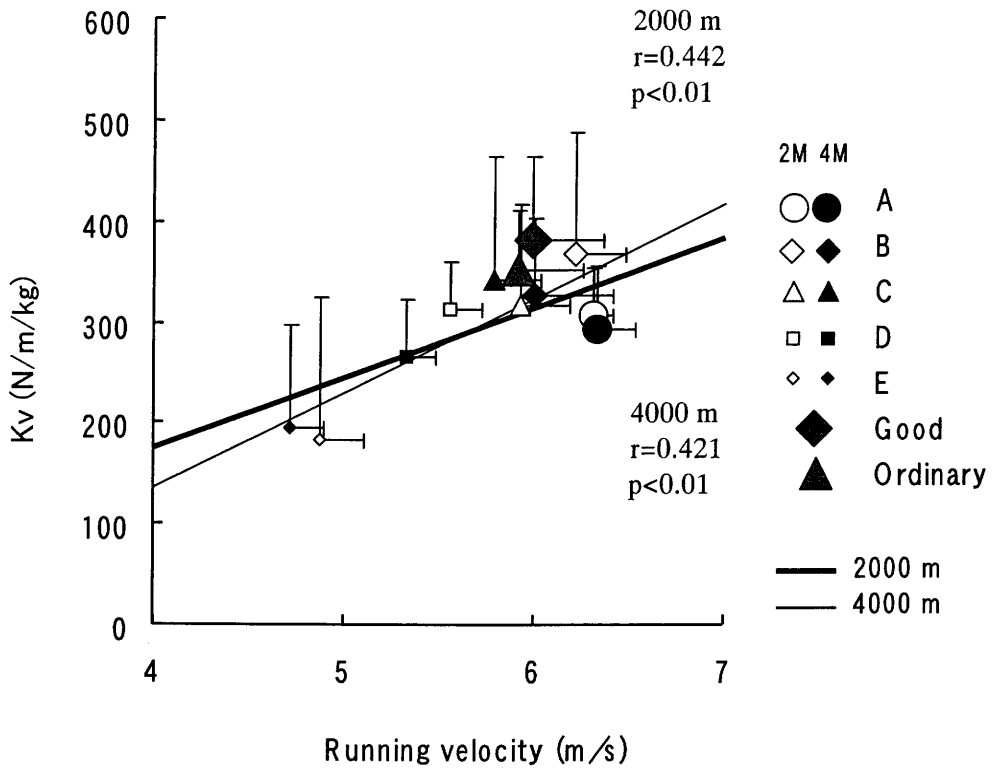


Figure 4-12 Relationship between the effective vertical stiffness (Kv) and running velocity for each group in the 5000 m race and the experiment.

り有意に大きく（$p<0.05$），2M と 4M において走速度との間に有意な正の相関がみられた．しかし，A 群の Kv は 2M と 4M においてともに B 群よりやや小さかった．また，Kv は Ka および Kk と有意な正の相関を示した（Ka：$r=0.765$，$p<0.001$；Kk：$r=0.555$，$p<0.05$）．

4.3.4 走動作における力学的エネルギー

4.3.4.1 力学的エネルギー利用の有効性

図 4-13 は，2000 m（2M）および 4000 m 地点（4M）における走速度と力学的エネルギー利用の有効性指数（EI）および平均パワー（MP）との関係を各群の平均値とともに示したものである．

EI は，群間に有意差はみられなかったものの，A 群が最も大きく，C，D，E の順で小さくなっていた．さらに，2M および 4M において走速度と正の相関がみられ，相関係数は 4M で大きかった．走速度の大きいものでは EI の高いものと低いものがいるが，走速度の小さいものでは EI は小さかった．

MP は，2M では A 群が最も大きく，B，C，D，E 群の順で小さくなっているが，4M では B 群が最も大きかった．さらに，2M において走速度と有意な正の相関がみられたが，4M では有意な相関はみられなかった．

4.3.4.2 力学的仕事と力学的エネルギーの伝達

図 4-14 は，2000 m（2M）および 4000 m 地点（4M）における各群の力学的仕事（Wwb）と力学的エネルギーの伝達量（Tb）を示したものである．図中の記号は図 4-7 と同じである．

Wwb は群間に有意差はみられず，2M，4M ともに走速度と有意な相関はみられなかった．

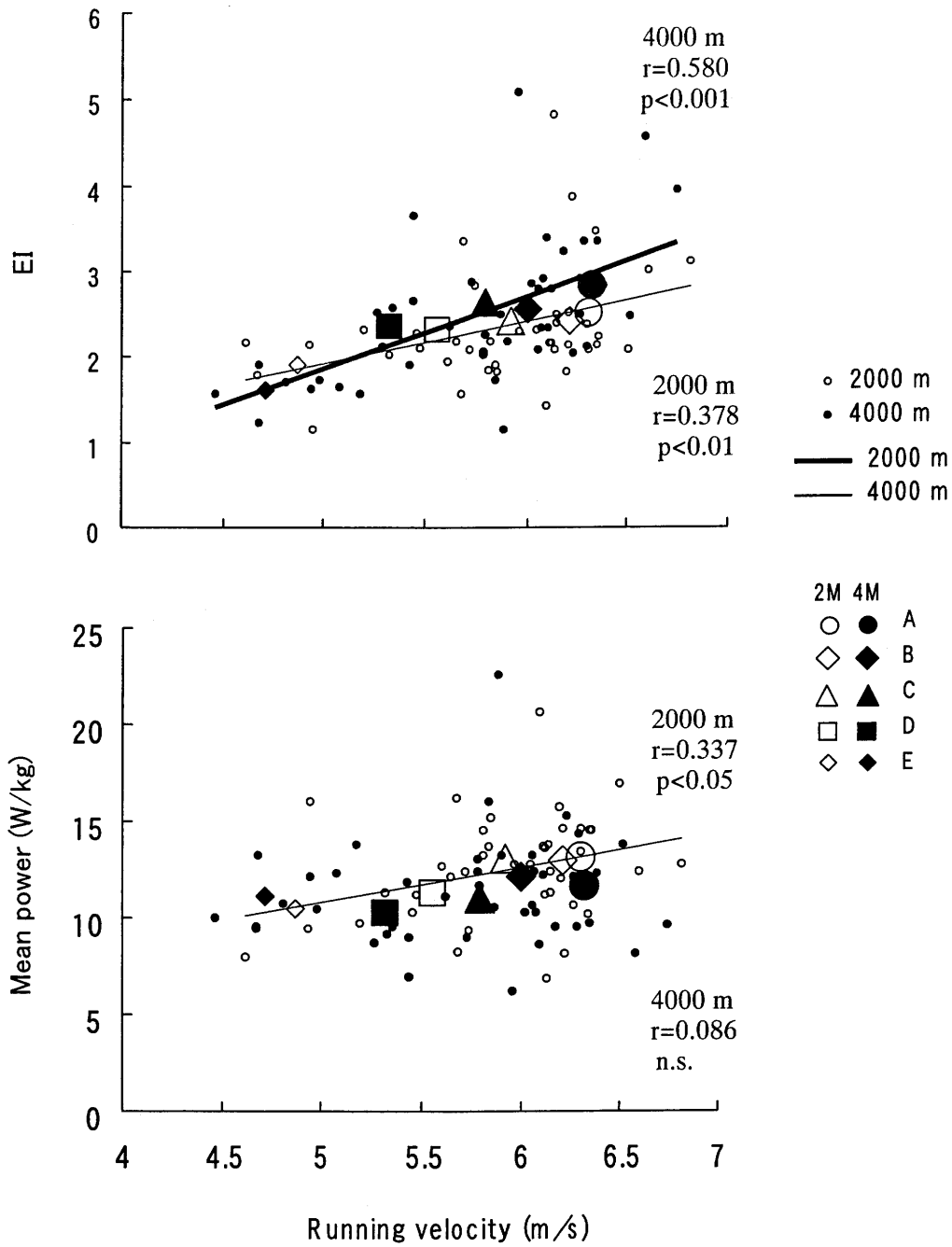


Figure 4-13 Relationships of running velocity to the effectiveness index of mechanical energy utilization (EI) and mean power (MP) at the 2000 m and 4000 m marks.

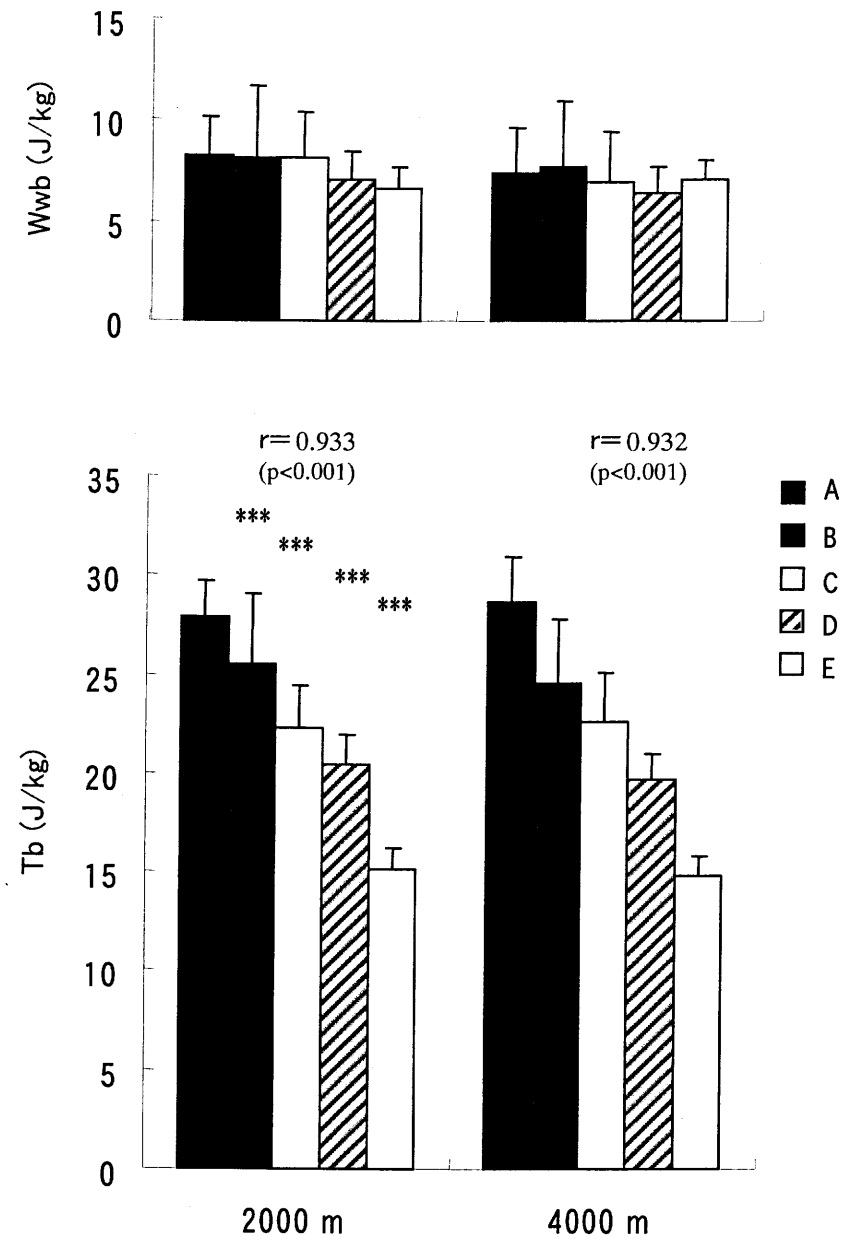


Figure 4-14 Mechanical work (Wwb) and the amount of energy transfer between segments (Tb) for each group at the 2000 m and 4000 m marks.

indicates significant difference to group A. * : $p<0.05$, ** : $p<0.01$, *** : $p<0.001$

Tb は Wwb と比べると非常に大きかった．また，Tb は A 群で最も大きく，他の群との間に有意差がみられ，2M と 4M において走速度との間に高い正の相関がみられた．

図 4-15 は，2M および 4M における各群の股関節，膝関節および足関節トルクによる力学的仕事を示したものである．図中の記号は図 4-7 と同じである．

2M および 4M において A 群の力学的仕事は，股関節では C および E 群より，膝関節では他の群より有意に大きかったが，足関節では他の群と有意差はみられなかった．2M と 4M において股関節および膝関節の力学的仕事は走速度と有意な相関がみられたが，足関節では有意な相関はみられなかった．また，E 群では股関節，膝関節，足関節の力学的仕事に大きな差はみられないが，A 群では股関節，膝関節，足関節の順で力学的仕事が大きかった．

4.4 考察

4.4.1 ステップ長とステップ頻度から見た一流長距離走者の特徴

走速度は，A 群がもっとも大きく，B, C, D, E 群の順であった（表 4-3）．また，レース記録から求めた平均走速度と 2000 m 地点（2M）および 4000 m 地点（4M）の走速度との間には非常に高い相関がみられた．これは，分析地点での走速度が長距離走パフォーマンスを反映していることを示すものであろう．また，相対走速度は A 群が E 群より有意に大きく，4M の相対走速度はレースの平均走速度と有意な正の相関がみられた．さらに，A 群の 4M における走速度と相対走速度は平均値でみると増大していた．これは，レース記録のよい走者はレース後半においても大きな走速度を維持していたことを示すものである．そして，これらのことは，一流長距離走

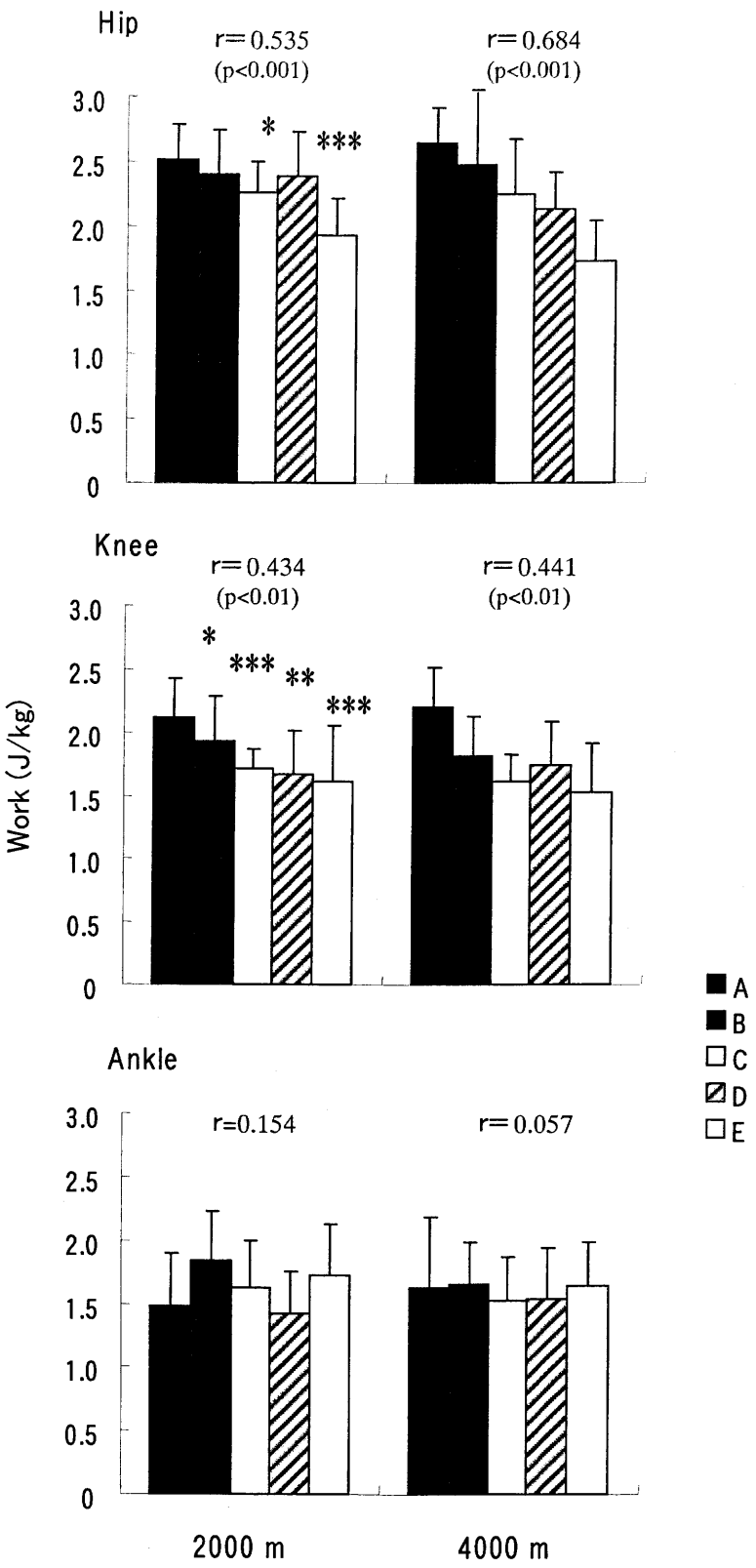


Figure 4-15 Mechanical work done by the hip, knee, and ankle joints during a cycle for each group at the 2000 m and 4000 m marks.

•indicates significant difference to group A. * : p<0.05, ** : p<0.01, *** : p<0.001

者は走速度が大きいばかりでなく，その維持にも優れていることを示している．

走速度は，ステップ長とステップ頻度の積である．A 群のステップ長は他の群より有意に大きかったが，ステップ頻度には有意差はみられなかった（表 4-3）．ステップ長を支持期前半および後半と非支持期に分けて見ると，非支持期距離において A 群と D，E 群の間に大きな差がみられた．さらに，支持期前半距離には群間に有意差はみられなかったが，支持期後半距離は A 群と C，D および E 群との間に有意差がみられた．また，2M と 4M において支持期後半距離および非支持期距離はともに走速度と高い相関を示した．これらの結果から，長距離走において高い走速度を獲得しているものは，支持期後半距離および非支持期距離が大きいことがわかる．

ステップ頻度には群間に差はみられなかったが，A 群の支持時間は E 群より有意に短く，非支持時間は有意に長かった（表 4-3）．また，2M および 4M において支持時間は走速度と負の，非支持時間は正の相関がみられた．すなわち，走速度の大きい走者は支持時間が短く，非支持時間が長い傾向にあることを示している．走速度の大きい走者は非支持期距離が大きいため非支持時間が大きくなると考えられるが，A 群の非支持時間は B および C 群と差がなく，滞空時間比は B および C 群より小さかった．これは，A 群が大きな非支持期距離を獲得しつつも非支持時間が短いことを示していると考えられる．一流長距離走者において非支持期距離が大きく，非支持時間が短かったことは，大きなステップ長とステップ頻度を両立していることを示し，一流長距離走者の特徴の 1 つと言えよう．

このように，ステップ長およびステップ頻度からみると，ステップ長および非支持期距離が大きいこと，支持時間が短いことが一流長距離走者の特徴であると言えよう．

4.4.2 一流長距離走者のキネマティクス的特徴

身体重心の上下動を見ると，非支持期における上昇（H3）と下降（H4）は，A 群が E 群より有意に大きく，H4 は走速度と有意な正の相関がみられた．しかし，2M において H3 は C 群が最も大きく，H4 は B 群が最も大きかった（表 4-4）．これらは，走速度の大きい群では非支持期における身体重心の上下動は大きくなるが，A 群では比較的小さく抑えられていたことを示していると考えられる．さらに，下降角は A 群が E 群より有意に小さく，走速度との間にも有意な負の相関がみられた．これらは，一流長距離走者は非支持期の身体重心の軌跡がより平たい（フラット）ことを示すものであり，このことが非支持時間が小さいにも関わらず非支持期距離が大きかった原因の 1 つであると考えられる．

短距離走において疾走速度は，支持期の脚のスウィング速度と密接な関係があることが知られている（伊藤ら，1998）．脚のスウィング速度は，大腿と下腿の角速度に関係するので，群間にみられた走速度の差は大腿と下腿の角速度の差により生じると考えられる．支持期における A 群の大腿および下腿の角速度は大きく，走速度とも有意な相関を示した（図 4-2）．支持期における大腿および下腿の角速度と走速度の関係に着目すると，大腿は支持期中間で，下腿は支持期前半と後半に走速度との相関係数が大きかった（図 4-3）．このことは，走速度の大きい走者では支持期前半に下腿がすばやく前傾するばかりでなく，支持期後半においても走速度の小さい走者よりも下腿の前傾が速いことを示すものである．さらに，離地時の下腿角度は 2M で走速度と有意な相関がみられたことから，走速度の高いものでは離地時に下腿がより前傾していたと考えられる．これらのことは，5000 m レースにおいて走速度の大きいものでは，支持期において大腿の後方への速いスウィングに加え，支持期前半のみではなく後半においても下腿の

速い前傾によるキック動作を行っていたことを示唆するものであろう．

離地後A群の大腿は，フォロースルー終了時（EFT）まで後方へ，左足離地時（CTO）まで前方へ大きくスウィングされ（図4-1），大腿の動作範囲も大きかった．そして，局面2で後方へのスウィング速度，局面5で前方へのスウィング速度がもっとも大きく，2Mと4Mともに走速度と有意な相関を示した（図4-2）．これらの結果は，5000 mレースにおいて走速度の大きい走者は，大腿を前後に大きく，かつ速く動かしていたことを示していると考えられる．また，A群の下腿は，回復期前半（局面3，4）において上方への引き上げ速度が大きく（図4-2），左足接地時（CFS）において大きく大腿に引きつけられていた（図4-1）．そして，反対脚支持期後半から回復期後半（局面6，7）では前方への振り出し速度が大きかったが，接地直前（局面8）では他の群と有意差はなく（図4-2），フォワードスウィング終了時（EFS）の下腿角度にはA群と他の群との間に有意差はみられなかった．これらは，一流長距離走者では，回復期に大腿が前後に大きくスウィングされ，下腿は速く，かつ大きく引き上げられ，速い速度で振り出されるが，下腿の前方への振り出しは小さいことを示していると考えられる．

長距離走動作における体幹や腕の動きはあまり研究されていない．Hinrichs（1987）は，ランニングにおいて腕のもっとも大きな役割の1つとして，脚の前後へのスウィングによって生み出される鉛直軸まわりの角運動量を相殺することであると述べている．本研究においても相関係数や有意差はあまり大きくないものの，A群の体幹角度は1サイクルを通して他の群より大きい傾向にあり（図4-4），A群の肩関節角度はCFSからEFSにかけて他の群より小さかった（図4-5）．CFSでは肩関節角度がすばやく減少し始めたところである．すなわち，A群は腕を後方へ振るタイミング

が早く，そして後方へ大きく振っていたことを示していると考えられる．これらは，一流長距離走者では大腿の前後への大きく，速いスウィングを相殺するために，他の群よりも腕を大きく振る必要があったことを示すものであろう．

以上のことから，一流長距離走者のキネマティクス的特徴をまとめると以下のようになる．①身体重心の上下動が比較的小さい．②支持期に大腿の後方へのスウィングが速いばかりでなく下腿が支持期後半においても前傾が速いキック動作を行っている．③回復脚における大腿の前方へのスウィングが大きくかつ速い．④下腿は大きく大腿へ引きつけられた後，すばやく振り出されるが，前方への振り出しは小さい．⑤体幹の前傾を保ち，腕を大きく後方へ振っている．

4.4.3 一流長距離走者のキネティクス的特徴

A 群の回復期前半における股関節屈曲トルクのピーク（PTH1）および回復期後半における膝関節屈曲トルクおよび負パワーのピーク（PTK2, PPK2）が他の群より顕著に大きかった（図 4-7, 4-8）．回復期における他の股関節および膝関節のトルクおよびパワーのピーク（PTH2, PTK1, PPH1, PPH2, PPK1）も 2M と 4M においてすべて走速度との間に有意な相関を示した．PTH1 は後方から大腿を前方へスウィングすることに，PTH2 は大腿を後方へ振り下ろすことに関与すると考えられる．また，PTK1 はおもに離地後に下腿の過度の引き上げを抑える，PTK2 は下腿の過度の振り出しを抑制するために作用すると考えられる．そして，回復期における股関節および膝関節のトルクパワー（PPH1, PPH2, PPK1 および PPK2）は走速度の増大にともない増大することが報告されているが（阿江ら，1986），長距離走においても同様に大きな走速度を獲得するために重要な役割を持つ

と考えられる．

また，回復期後半は反対脚では回復期前半であることを考えると，右脚の股関節が屈曲トルク（PTH1）および膝関節が伸展トルク（PTK1）を発揮しているとき，左脚の股関節は伸展トルク（PTH2）および膝関節は屈曲トルク（PTK2）を発揮していることになる．これは，非支持期において左右の脚をはさみ込むような力が股関節と膝関節で発揮されていることを示していると考えられる．これらは，非支持期に左右の脚をはさみ込むような動作，いわゆるシザース動作を強調することが大きな走速度の獲得に役立つ可能性を示唆するものであろう．

A 群は PTH1 と PTK2 および PPK2 が大きかった．すでに述べたように PTH1 は離地後に大腿を前方へ引き出す，PTK2 は回復期後半に前方へ振り出される下腿を止めるために作用すると考えられる．これは，キネマティクス的特徴で述べたように一流長距離走者が大腿の前方へのスウィングが速く，下腿の振り出しが小さく抑えられていることと関係すると考えられる．しかし，A 群の PTH1 は大きいが PPH1 はあまり大きくなく，他の群と有意差はみられなかった（図 4-8）．これは，一流長距離走者では大きな股関節屈曲トルクが大腿の後方スウィングから前方へと切り替わるあたりで発揮されており，ここでは股関節角速度が小さいためと考えられる．これを典型例で見ると（図 4-6），被験者 A は離地後に急激に大きな股関節屈曲トルクを発揮し，その股関節トルクパワーは離地後に急激に正となっており，そのピークも大きかったが，被験者 B は股関節トルクが小さく，股関節トルクパワーの変化も緩やかで，ピークは被験者 A より遅れて出現していた．回復期において大きな股関節屈曲トルクが早いタイミングで発揮されることは，大腿の後方から前方へスウィングの切り替わりにおいて大腿をすばやく前方へ引き出すために役立つと考えられる．これらのことは，

一流長距離走者では回復期前半において大きな股関節屈曲トルクを立ち上がりよく発揮していたことを示すものである．

一流長距離走者は，短い支持時間で大きな非支持期距離を獲得していた．これは，短時間で地面に鉛直方向の大きな力を伝えていたことを示すと考えられる．また，走速度の大きいものは，有効鉛直スティフネス（Kv）が大きかった（図 4-12）．Kv はおもに膝関節と足関節のスティフネス（それぞれ Kk，Ka）により影響をうけると考えられ，Ka および Kk はどちらも Kv と有意な相関がみられた．これらのことは，長距離走において大きい走速度の走者は有効鉛直スティフネスが高く，有効鉛直スティフネスは膝関節および足関節のスティフネスにより大きく影響されることを示していると考えられる．

ここで，Kv を群間で比較すると，B 群の Kv が最も大きく，A 群の Kv は B 群よりやや小さいことに注目すべきであろう．A 群は，非支持期距離が大きいが非支持時間は比較的小さく，身体重心の軌跡が他の群に比べよりフラットであった．Kv が過度に大きいと，支持時間は短くなるが，非支持時間が長くなり，身体重心の上下動が大きくなる可能性があり，かならずしも非支持期距離や走速度を大きくすることにつながらないと考えられる．すなわち，上下動を少なくしつつ大きな非支持期距離を獲得するためには，Kv を適度にすることが望ましいと考えられる．

そこで，下肢のスティフネスと下腿の動きとの関係を検討する．図 4-16 は，Kv，Ka および Kk と接地時の下腿角度との関係を示したものである．Kv，Kk および Ka はすべて接地時の下腿角度と有意な負の相関を示した．これは，下腿をより振り戻して鉛直に近い状態で接地したものでは下肢のスティフネスが高かったことを示すものである．下腿をより振り戻して接地することは，支持期前半において下腿をすばやく前傾することにつなが

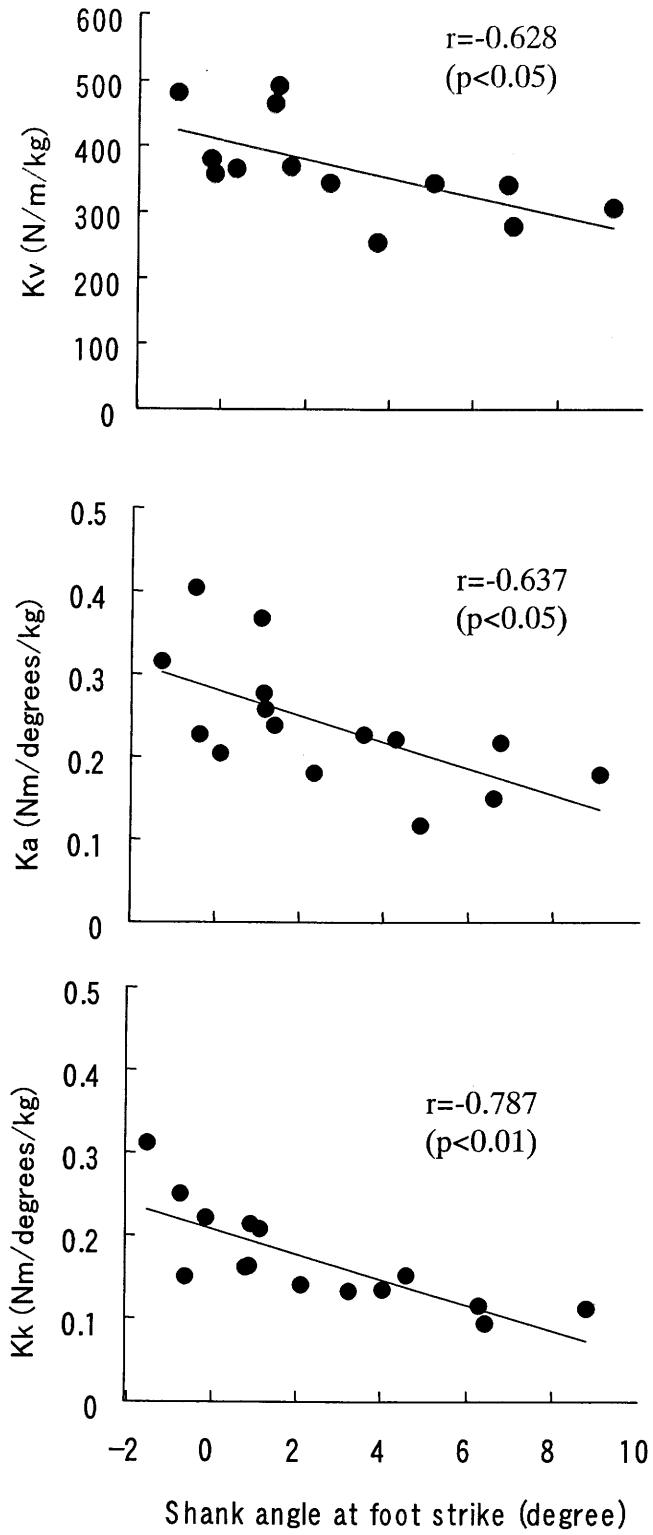


Figure 4-16 Relationships of the shank angle at the foot strike to the effective vertical stiffness and the ankle and knee joint stiffness (upper figure, Kv; middle, Ka; lower, Kk; N=15).

るであろう．支持期では足関節底屈および膝関節伸展トルクは下腿を後傾させるモーメントを生じる．したがって，足関節底屈および膝関節伸展トルクが大きく，これらの関節のスティフネスが過度に大きいと下腿のすばやい前傾が妨げられ，大きな水平速度の減速を生じるなど，走速度を増大することにつながらないと考えられる．反対に，足関節および膝関節スティフネスが小さく，下腿が前傾しすぎると，脚の大きな屈曲を生じ，身体重心の上下動が大きくなると考えられる．したがって，下腿の前傾速度に合わせて足関節および膝関節スティフネスが適切に発揮されることが効果的に走速度を獲得するために望ましいと考えられる．これらのことは，下肢のスティフネスが体力的要因（Stefanyshyn と Nigg，1998）や走速度（Arampatzis ら，1999）のみでなく，接地前後の脚の動作のような技術的要因によっても影響を受けることを示唆するものであろう．

以上のことから，一流長距離走者のキネティクス的特徴は，主として，①非支持期において左右の股関節屈曲および伸展トルクによる正パワーが大きいこと，②下腿の振り出しを抑える膝関節屈曲トルクによる負パワーが大きいこと，③下腿のすばやい前傾を伴った支持脚のスティフネスが大きいことなどにあると言える．

4.4.4　力学的エネルギー利用の有効性からみた一流長距離走者の特徴

力学的エネルギー利用の有効性指数（EI）は，群間に有意差はみられなかったが，平均値では A 群がもっとも大きく，E 群がもっとも小さかった（図 4-13）．2M と 4M ともに EI は走速度との間に有意な正の相関がみられ，相関係数は 4M で大きかった．また，走速度の高いものには EI の高いものと低いものがみられたが，走速度の低いものでは EI は低かった．一方，平均パワーも群間に有意差はみられず，2M において走速度と有意な正の

相関がみられたが，4M では有意な関係はみられなかった．さらに，平均値でみると A 群では 4M において EI は増大し，平均パワーは減少していた．これは，一流長距離走者はレース後半で疲労によりパワーが低下するなかで EI を増大し走速度を維持していたことを示すものであると考えられる．これらのことは，長距離走においては，大きなパワーを発揮するばかりではなく，力学的エネルギー利用の有効性を高めることも重要であることを示唆するものであろう．

力学的仕事（Wwb）には群間に有意差はみられなかったが，身体部分内の力学的エネルギーの伝達量（Tb）は A 群が他の群より有意に大きく，走速度とも有意な相関を示した（図 4-14）．図 4-17 は，2M と 4M における EI と Wwb および Tb との関係を示したものである．2M および 4M ともに EI は，Wwb との間には有意な負の，Tb とは有意な正の相関を示した．また，Tb は Wwb と比較して非常に大きかった．これらのことは，力学的仕事が同じでも力学的エネルギーが身体部分間で伝達されると，EI を高めることができることを示唆していると考えられる．また，生理的エネルギーを測定した研究でも力学的エネルギーの伝達は経済性を高める要因となることが示唆されている（Williams ら，1987；Martin ら，1993）．これらは，力学的エネルギーの伝達量を大きくすることは，長距離走における重要な技術的課題であることを示すものであろう．

図 4-18 は，EI の高い被験者 G と低い被験者 P の体幹，腕，左右の脚の力学的エネルギーの変化パターンを示したものである．両者とも体幹の力学的エネルギーは大きいが変動は小さく，左右脚の力学的エネルギーの変動が大きい．しかし，被験者 G では左右脚の力学的エネルギーがほぼ逆位相になっているに対し，被験者 P では左右脚のパターンが異なり，しかも位相がずれている．

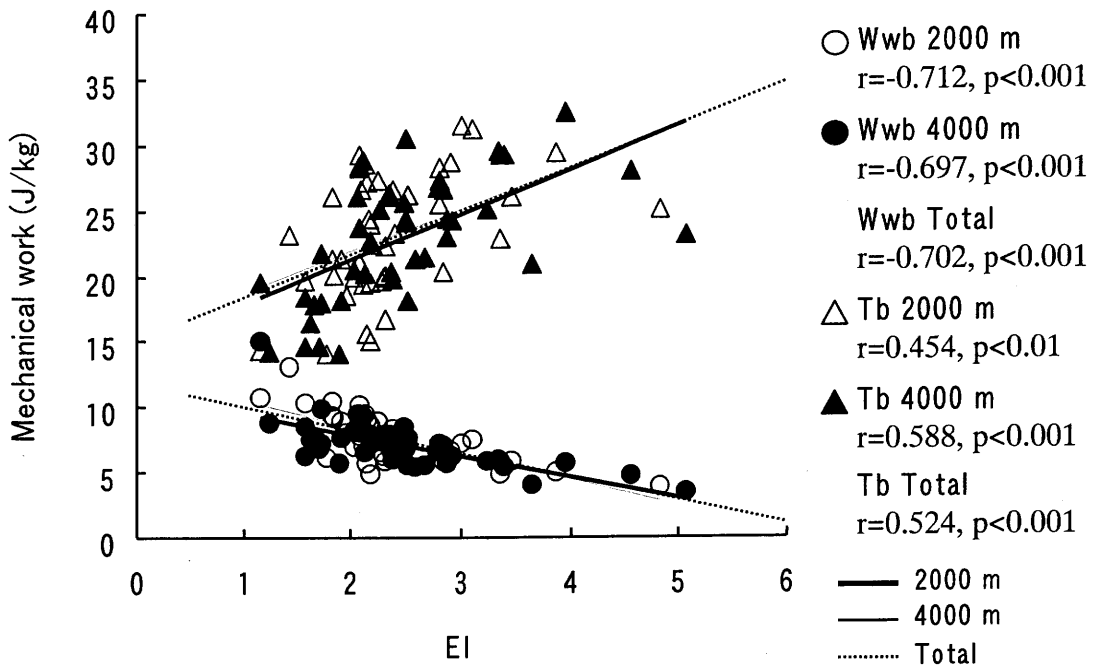


Figure 4-17 Relationships of EI to mechanical work (Wwb) and energy transfer within body (Tb) at the 2000 m and 4000 m marks.

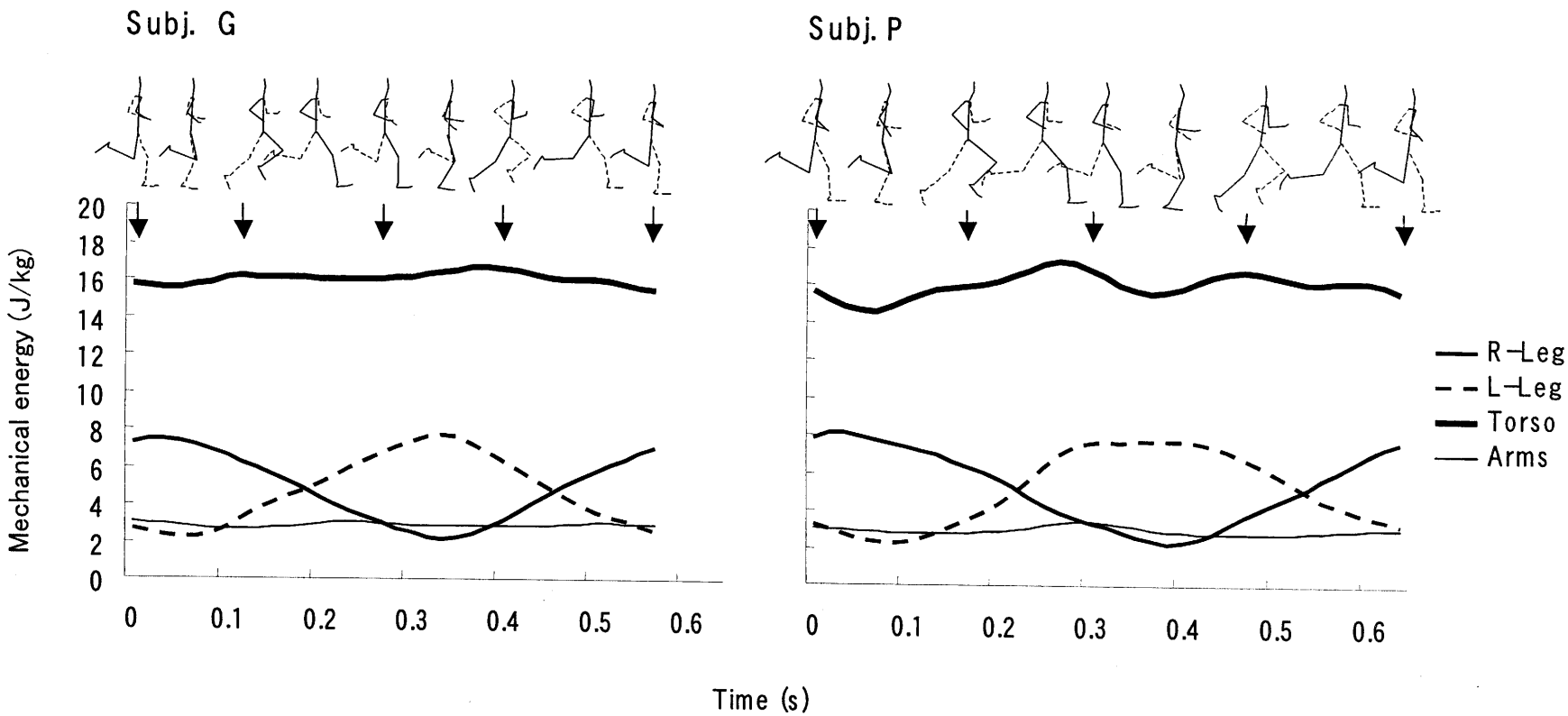


Figure 4-18 Mechanical energy patterns of the right and left legs, torso and arms during a cycle for typical subjects at the 2000 m mark. Subject G and P were a top class runner of university level. Their running velocity were 6.13 and 6.10 m/s, respectively. The large difference in EI were shown (G: 4.84, P: 1.42).

Williams ら（1983）は，走動作において左右の脚の間に力学的エネルギーの伝達が生じる可能性を示し，Chapman ら（1983）は，股関節力パワーにより骨盤を介して両脚間で力学的エネルギーが伝達されると述べている．しかし，被験者 P の場合には，両脚間で十分に伝達されなかった力学的エネルギーは股関節を介して体幹に伝達され，体幹の力学的エネルギーの変動が大きくなったと考えられる．これらのことから，すべての長距離走者において力学的エネルギーの伝達が同じように行なわれているのではなく，力学的エネルギーを有効に利用するには両脚間で伝達される力学的エネルギーを大きくし，体幹の力学的仕事を小さくする必要のあることがわかる．

ここで下肢関節の力学的仕事に着目すると（図 4-15），A 群は足関節には他の群と差はみられなかったが，膝関節および股関節は他の群より大きい傾向を示した．また，E 群では股関節，膝関節，足関節の力学的仕事に大きな差はみられないが，A 群では股関節，膝関節，足関節の順で力学的仕事が大きかった．阿江ら（1986）は，走速度の増大に伴い股関節および膝関節の絶対仕事が増大すること，全速疾走では股関節，膝関節，足関節の順で仕事が大きいことを示している．さらに阿江ら（1994）は，垂直跳および着地動作における下肢関節の貢献度を調べ，負荷が大きくなると大きな筋群，すなわち股関節の貢献度が大きくなることを示している．股関節，膝関節および足関節の力学的仕事の貢献度をみると，A 群ではそれぞれ 41.2，34.1，24.7 %であるのに対し E 群ではそれぞれ 35.3，31.0，33.6 %であり，A 群の股関節の貢献度が大きかった．そして，一流長距離走者は走速度が大きいばかりでなく，レース終盤においても走速度を維持していた．これらのことを考えると，長距離走において大きい走速度を獲得するのみではなく，走速度の持続においても股関節の貢献度が重要なことが示唆される．

以上のことから，平均パワーのみならず，力学的エネルギー利用の有効性（EI）および力学的エネルギーの伝達が大きく，股関節の力学的仕事の貢献度が大きいことが一流長距離走者のエナジェティクス的特徴であると言えよう．また，EI や力学的エネルギーの伝達を大きくするために，左右の脚間での大きな力学的エネルギーの伝達が重要であると考えられる．

4.5　要約

本研究の目的は，一流および学生長距離走者の走動作をバイオメカニクス的に分析し，パフォーマンスに関する項目，キネマティクス的項目，キネティクス的項目およびエナジェティクス的項目から一流長距離走者の走動作の特徴を明らかにすることであった．

その結果，以下のことが明らかになった．

（1）ステップ長およびステップ頻度における特徴

①一流長距離走者は，ステップ長が大きく，身長に対する割合は 1.0 以上であった．

②一流長距離走者は，支持時間が短く，非支持時間は比較的短く，非支持期距離が大きかった．

（2）キネマティクスにおける特徴

①一流長距離走者では身体重心の上下動はやや大きいものの，非支持期距離が大きく身体重心の軌跡はフラットであった．

②一流長距離走者のキック動作は，支持期における大腿の後方へのスウィング速度が大きいばかりでなく，支持期前半と後半における下腿の前傾速度が大きかった．

③一流長距離走者では，大きく後方へスウィングされた大腿を大きく

かつ速く前方へ引き出し，回復期前半に下腿が大きく上方へ引き上げられていた．そして，回復期後半では下腿が前方へ大きな速度で振り出されるが，前方へはあまり大きく振り出されていなかった．

(3) キネティクスにおける特徴

①一流長距離走者では回復期前半と後半における股関節屈曲および伸展トルクによる正パワー，回復期後半における膝関節屈曲トルクによる負パワーが大きく発揮されていた．

②一流長距離走者では支持期において下腿のすばやい前傾を伴う適度な大きさの有効鉛直スティフネスが発揮されていた．

(4) エナジェティクスにおける特徴

①一流長距離走者では力学的エネルギー利用の有効性指数（EI）および平均パワー（MP）が大きい傾向にあった．

②一流長距離走者は身体内の力学的エネルギーの伝達量（Tb）が大きかった．これは左右の脚間での大きな力学的エネルギーの伝達によると考えられた．

③一流長距離走者の股関節，膝関節および足関節の力学的仕事の貢献度はそれぞれ 41.2±5.2，34.1±4.8，24.7±7.3 %であり，股関節の貢献度が大きかった．

以上のことから，一流長距離走者は，大きな股関節の正パワーを発揮して大腿を大きく，かつ速く前後にスウィングし，回復期後半に下腿の振り出しを抑え，接地後すばやく下腿を前傾して支持脚のスティフネスを大き

く発揮していたと考えられる．そして，これらの動作により，身体重心の上下動を比較的小さく抑え，大きなパワーを発揮するばかりではなく，力学的エネルギーの伝達および力学的エネルギー利用の有効性が大きく，走速度を効果的に維持していると考えられる．

5　疲労による長距離走者の走動作の変化

5.1　目的

長距離走では，競技距離にわたってなるべく高い走速度を維持することがパフォーマンスを高めることになる．走速度の維持は疲労により妨げられると考えられるが，長距離走における疲労に関する生理学的研究は，乳酸の蓄積，体熱処理およびエネルギー源の枯渇などに関して論じている（Noakes，2000）．一方，長距離走における疲労に関するバイオメカニクス的研究は，おもにキネマティクス的観点から行なわれている（Elliot と Ackland，1981；Williams ら，1991；Siler と Martin，1991）．トレッドミル上を一定速度で走らせた研究では，疲労によりストライドの増大とピッチの低下が生じると報告されているが（Siler と Martin，1991；Verbitsky ら，1998），実際のレースにおける走動作の変化には一致した見解がない（Elliot と Ackland，1981；Williams ら，1991）．これは，レース展開や走者の特性によって疲労の度合いや疲労部位が異なるためであろう．したがって，疲労による長距離走者の走動作の変化を明らかにするためには，走動作の変化の一般的傾向に加え，典型的な変化を示す走者の走動作について検討することが役立つであろう．さらに，ほとんど研究例のないキネティクス的観点から走動作の変化や走速度減少の原因を検討することによって走速度の維持に役立つ知見を得ることができると考えられる．

本研究の目的は，長距離走者に一定ペースでの 4000 m 走を最大努力で行わせ，走動作の変化をバイオメカニクス的に分析し，走速度維持に関係するバイオメカニクス的要因を明らかにすることである．

5.2 方法

本実験の被験者，データ収集およびデータ処理については第3章において述べた．

得られたデータから走動作の疲労による変化を明らかにするため，4000 m を 1~3 周を序盤，4~6 周を中盤，7~9 周を終盤として 3 つに分けた．そして，各局面の 1 周を分析対象とした．また，走速度を維持したものと，維持できなかったものの中から被験者 YY，KK，SK を典型例としてより詳細に分析した．なお，YY は 8 周目，KK は 7 と 9 周目，SK は 2 周目がフォースプラットフォームを踏めなかったため分析できなかった．

4000 m 走における各走者の疲労度を確認するため，レース中の心拍数とレース後に血中乳酸濃度を測定した．心拍数は走者にハートレイトモニター（Polar 社製）を装着させ，5 秒ごとの平均値を計測した．得られた心拍数からレース中の平均および最高心拍数を算出した．また，レース後に指先より採決し，血中乳酸濃度を測定した（YSI 社製）．

測定項目における序盤，中盤，終盤の差を検定するため，一元配置分散分析を行い，F 値が有意であったものは LSD 法により多重比較を行なった．なお，有意水準は 5%，1%，0.1%以下とした．

5.3 結果

5.3.1 Performance descriptors の変化

全被験者における 4000 m 走の記録の平均値と標準偏差は，12 分 19 秒 2 ±28 秒 2 であった（表 3-4）．血中乳酸濃度は 7.9±1.2 mmol／l，最大および平均心拍数は，それぞれ 195.4±8.5 および 185.8±6.5 拍／分であった．

図 5-1 は，各周の平均走速度（ラップタイムから算出）の変化を示したものである．全体としてみると，中盤まで速度を維持し，終盤で減少する

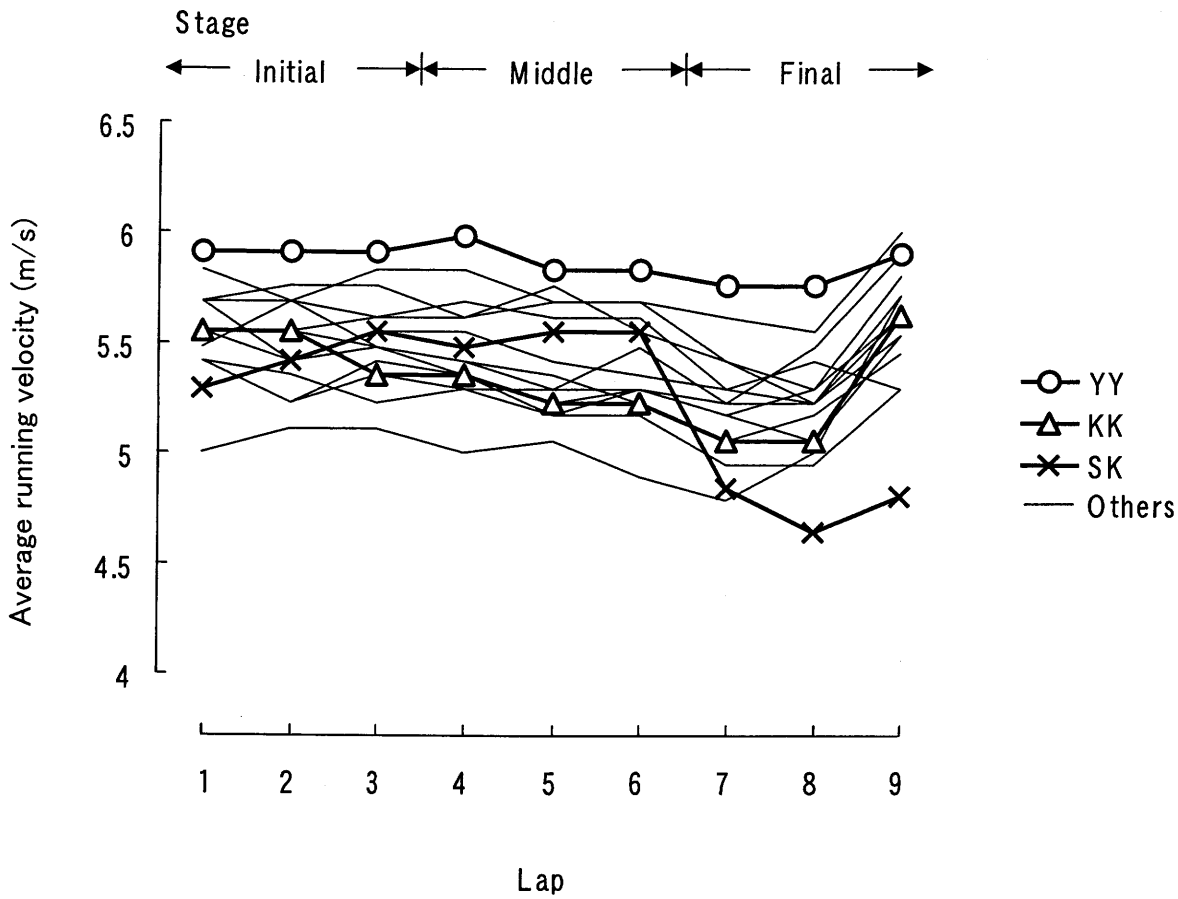


Figure 5-1 Average running velocity of each lap in the 4000 m trial.

傾向にあった．走速度減少率の平均値と標準偏差は 7.6±3.1％であった．典型例をみると，YY は走速度減少率が小さく，記録が最もよく，KK は徐々に走速度が低下していた．SK は走速度が終盤で大きく低下し，走速度減少率は最も大きかった．

表 5-1 は，各段階における走速度，ステップ長，ステップ頻度とその構成要素，各段階における走速度とこれらの相関係数を示したものである．

走速度は，序盤から中盤，中盤から終盤で有意に減少したが（それぞれ $p<0.05$，$p<0.001$），平均値で見ると減少量は序盤から中盤で－0.15 m/s，中盤から終盤で－0.23 m/s とあまり大きくなかった．15 人中 13 人が中盤で，14 人が終盤で走速度の減少が目立った．

ステップ長には有意な変化はみられなかった．支持期前半距離は序盤から中盤で有意に増大し，後半距離は有意に減少した（それぞれ $p<0.01$，$p<0.05$）．走速度と有意な相関を示したものは，序盤ではステップ長（$r=0.625$, $p<0.05$）および非支持期距離（$r=0.648$, $p<0.01$）であったが，終盤では支持期距離（$r=0.516$, $p<0.05$）および支持期後半距離（$r=0.677$, $p<0.01$）であった．

ステップ頻度は，序盤から中盤，中盤から終盤で有意に減少した（それぞれ $p<0.05$，$p<0.01$）．支持時間は，終盤で序盤および中盤より有意に増大しており（それぞれ $p<0.01$，$p<0.001$），支持期前半時間は序盤から中盤，中盤から終盤で有意に増大していた（いずれも $p<0.001$）．ステップ頻度は序盤では走速度との間に有意な相関はみられなかったが（$r=0.386$），中盤および終盤で走速度と有意な相関を示した（それぞれ $r=0.516$, $p<0.05$；$r=0.778$, $p<0.001$）．序盤では支持時間が走速度と有意な負の相関を示したが（$r=-0.724$，$p<0.01$），終盤では非支持時間が有意な負の相関を示した（$r=-0.633$, $p<0.05$）．

Table 5-1 Performance descriptors in the initial, middle and final stages of the 4000 m trial (N=15).

		Initial	r to RV	Middle	r to RV	Final	r to RV	Difference
Running velocity	(m/s)	5.78 ± 0.29		5.63 ± 0.29		5.40 ± 0.29		I>M>F
Step length (SL)	(m)	1.75 ± 0.09	0.625 (p<0.05)	1.73 ± 0.08	0.555 (p<0.05)	1.70 ± 0.06		
Support distance	(m)	0.909 ± 0.051		0.914 ± 0.056	0.517 (p<0.05)	0.909 ± 0.047	0.516 (p<0.05)	
First half	(m)	0.406 ± 0.033		0.434 ± 0.032		0.434 ± 0.029		I<M,F
Second half	(m)	0.502 ± 0.031		0.480 ± 0.036		0.476 ± 0.030		I>M,F
Non-support distance	(m)	0.837 ± 0.098	0.648 (p<0.01)	0.821 ± 0.066	0.670 (p<0.01)	0.795 ± 0.054	0.677 (p<0.01)	
Non-support distance / support distance		0.926 ± 0.136	0.544 (p<0.05)	0.903 ± 0.097		0.877 ± 0.085		
Step frequency	(step/s)	3.32 ± 0.15		3.25 ± 0.15	0.516 (p<0.05)	3.17 ± 0.16	0.778 (p<0.001)	I>M>F
Step time	(s)	0.302 ± 0.013		0.309 ± 0.014		0.317 ± 0.016		I>M>F
Support time	(s)	0.159 ± 0.013	-0.724 (p<0.01)	0.164 ± 0.009		0.171 ± 0.009		I,M<F
First half	(s)	0.072 ± 0.007	-0.535 (p<0.05)	0.078 ± 0.006		0.082 ± 0.006	-0.536 (p<0.05)	I<M<F
Second half	(s)	0.088 ± 0.008	-0.715 (p<0.01)	0.086 ± 0.005		0.089 ± 0.005		
Non-support time	(s)	0.143 ± 0.013		0.144 ± 0.012		0.146 ± 0.012	-0.633 (p<0.05)	
Non-support time / support time		0.903 ± 0.128	-0.571 (p<0.05)	0.882 ± 0.098		0.854 ± 0.085		

<, <<, <<< indicate significant difference of p<0.05, 0.01, 0.001, respectively.

図 5-2 は，各段階における走速度とステップ長およびステップ頻度との相関係数を示したものである．

相関係数は，ステップ長では序盤，中盤，終盤においてそれぞれ 0.625（$p<0.05$），0.555（$p<0.05$），0.417 と，序盤で最も大きく終盤では減少していた．ステップ頻度ではそれぞれ 0.386，0.516（$p<0.05$），0.778（$p<0.001$）で，序盤で最も小さく終盤で増大していた．

図 5-3 は，被験者 YY，KK および SK の各周における走速度，ステップ長，ステップ頻度，支持時間および非支持時間を示したものである．

YY は大きい走速度を終盤まで比較的維持していた．KK では走速度は 1 周目が最大で，徐々に減少していた．SK では 6 周目まで維持する傾向がみられたが，その後大きく減少していた．ステップ長には 3 者にあまり大きな差はみられなかったが，ステップ頻度では，YY が終盤まで非常に安定して大きい値を示したのに対し KK や SK は変動が大きく，終盤で減少していた．走速度とステップ長およびステップ頻度との相関係数は，それぞれ YY で 0.885（$p<0.01$）と 0.414，KK で 0.010 と 0.807（$p<0.05$），SK で 0.923（$p<0.01$）と 0.913（$p<0.01$）であった．支持時間はいずれの被験者も徐々に増大していた．非支持時間は YY では徐々に減少していたが，KK と SK では終盤でも大きかった．

5.3.2 キネマティクスの変化

5.3.2.1 身体重心の動き

表 5-2 は，各段階における身体重心高および身体重心の動きを全走者の平均値と標準偏差で示したものである．身体重心高は身長に対する割合で示した．

身体重心高は，接地時において序盤と中盤および終盤の間に（それぞれ

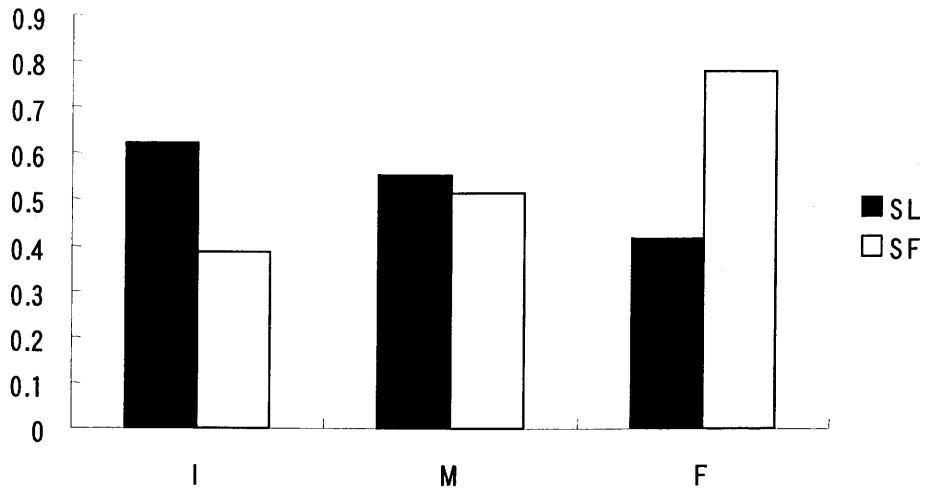


Figure 5-2 Correlation coefficients of running velocity to step length and step frequency at the initial, middle and final stages (N=15).

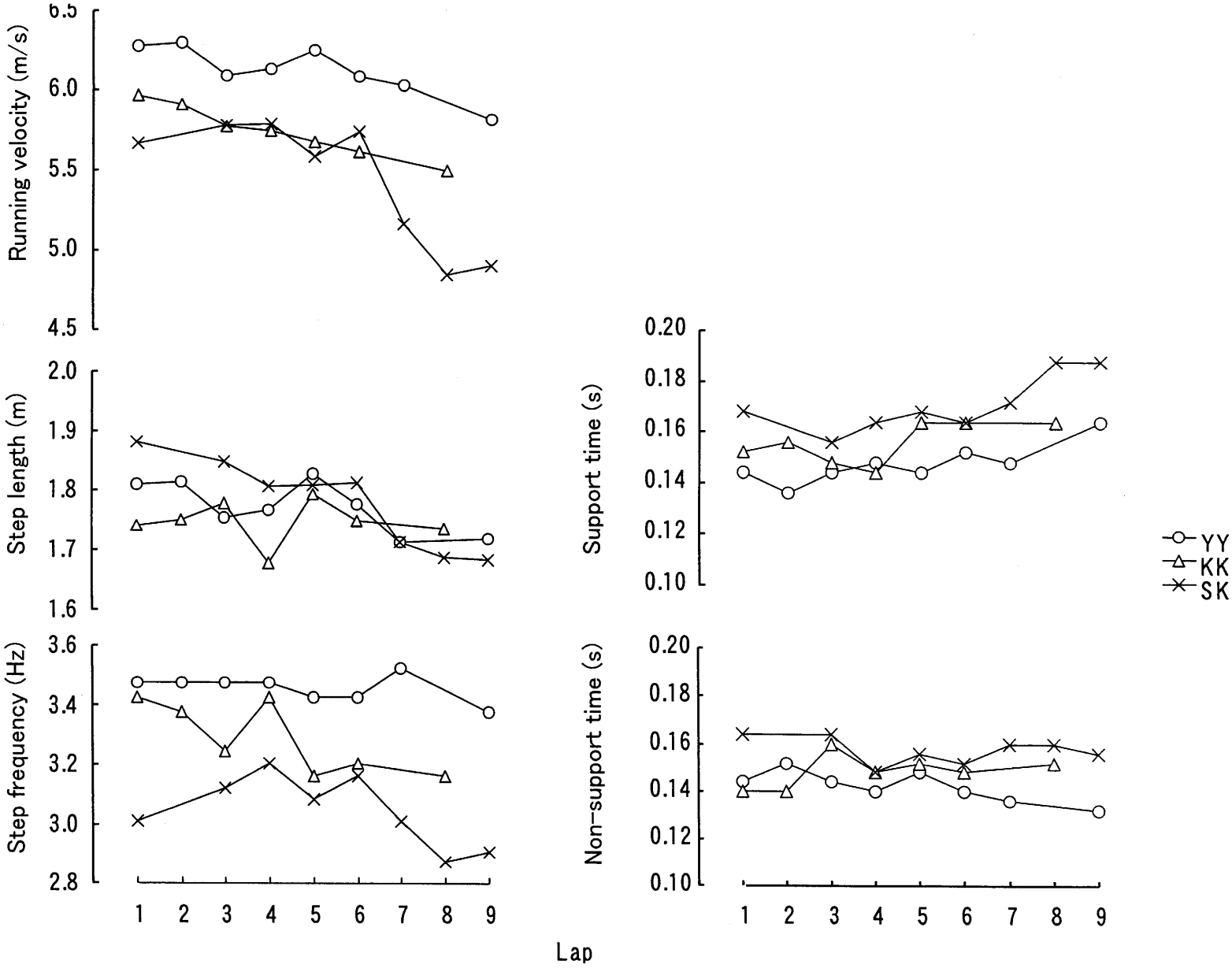


Figure 5-3 Changes in running velocity, step length, step frequency, support and non-support time during the 4000 m for subjects YY, KK and SK.

Table 5-2 Height and motion of the center of mass of a runner in the initial, middle and final stages of the trial (N=15).

		Initial	r to RV	Middle	r to RV	Final	r to RV	Difference
CG height								
FC	(%)	55.3 ± 0.8		55.6 ± 0.8		55.8 ± 0.8		I<M, I<<<F
Min	(%)	53.5 ± 0.8		53.5 ± 0.7		53.7 ± 0.8		
TO	(%)	56.9 ± 0.9		57.1 ± 0.8		57.4 ± 1.0		I<<F
Max	(%)	57.8 ± 0.9		58.1 ± 1.0		58.3 ± 1.0		I<<F
CG deviation								
Hw	(cm)	7.35 ± 0.81		7.78 ± 1.11		7.89 ± 1.13	-0.559 (p<0.05)	I<M,F
H1	(cm)	-3.18 ± 0.51		-3.62 ± 0.57		-3.63 ± 0.56	-0.568 (p<0.05)	I>>M,F
H2	(cm)	5.83 ± 0.80		6.10 ± 0.80		6.28 ± 0.96	-0.585 (p<0.05)	
H3	(cm)	1.52 ± 0.44		1.68 ± 0.40		1.61 ± 0.44		
H4	(cm)	-4.17 ± 0.77		-4.16 ± 1.01		-4.25 ± 0.73		
Downward angle	(deg)	6.52 ± 0.90	-0.549 (p<0.05)	7.24 ± 1.02	-0.717 (p<0.01)	7.47 ± 1.22	-0.778 (p<0.001)	I<<M, I<F
Upward angle	(deg)	5.73 ± 0.82		6.48 ± 1.14		6.30 ± 1.06		I<<M, I<<<F
DEC	(m/s)	-0.294 ± 0.092		-0.307 ± 0.079		-0.320 ± 0.074		

<, <<, <<< indicate significant difference of p<0.05, 0.01, 0.001, respectively.

$p<0.05$，$p<0.001$），離地時および最大高において序盤と終盤の間に有意差がみられ（いずれも $p<0.01$），いずれも終盤で上昇していた．

身体重心の上下動全体（Hw）は，序盤から中盤で有意に増大しており（$p<0.05$），これは支持期前半における身体重心の下降（H1）の有意な増大によるものであった（$p<0.01$）．有意ではないが，支持期後半の身体重心の上昇（H2）も序盤から終盤で増大する傾向にあった．接地および離地角は，序盤から中盤で有意な増大を示した（いずれも $p<0.01$）．身体重心の上下動は序盤では走速度と有意な相関はみられないが，終盤では Hw，H1 および H2 において有意な負の相関がみられた（それぞれ $r=-0.559, p<0.05$；$r=-0.568, p<0.05$；$r=-0.585, p<0.05$）．また下降角は，序盤から終盤まで走速度と有意な相関がみられ（序盤 $r=-0.549, p<0.05$；中盤 $r=-0.717, p<0.01$；終盤 $r=-0.778, p<0.001$），相関係数は終盤で大きくなっていた．

図 5-4 は，被験者 YY，KK および SK の各周における身体重心の上下動（Hw）を示したものである．

YY では，上下動は序盤から小さく，中盤でやや増大するものの終盤まで比較的小さく保たれていた．一方，KK は序盤では小さいが，徐々に増大していた．SK は序盤から大きく，終盤でさらに増大する傾向がみられた．

5.3.2.2　部分角度

図 5-5 および 5-6 は，各段階における 1 サイクル中の各時点での大腿および下腿角度を示したものである．図中には走速度との間にみられた有意な相関係数を示した．

いずれの時点の大腿角度にも序盤から終盤の間で有意な変化はみられなかった．走速度との間の有意な相関は，中盤のフォロースルー終了時（EFT）

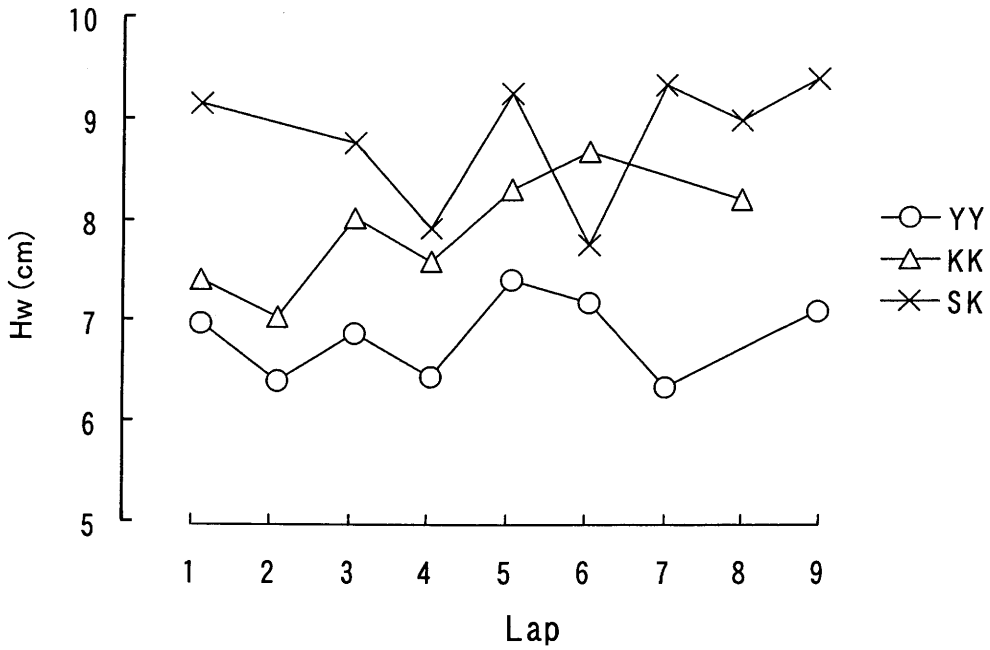


Figure 5-4 Vertical displacement of the center of mass of a runner (Hw) for subjects YY, KK and SK at each lap.

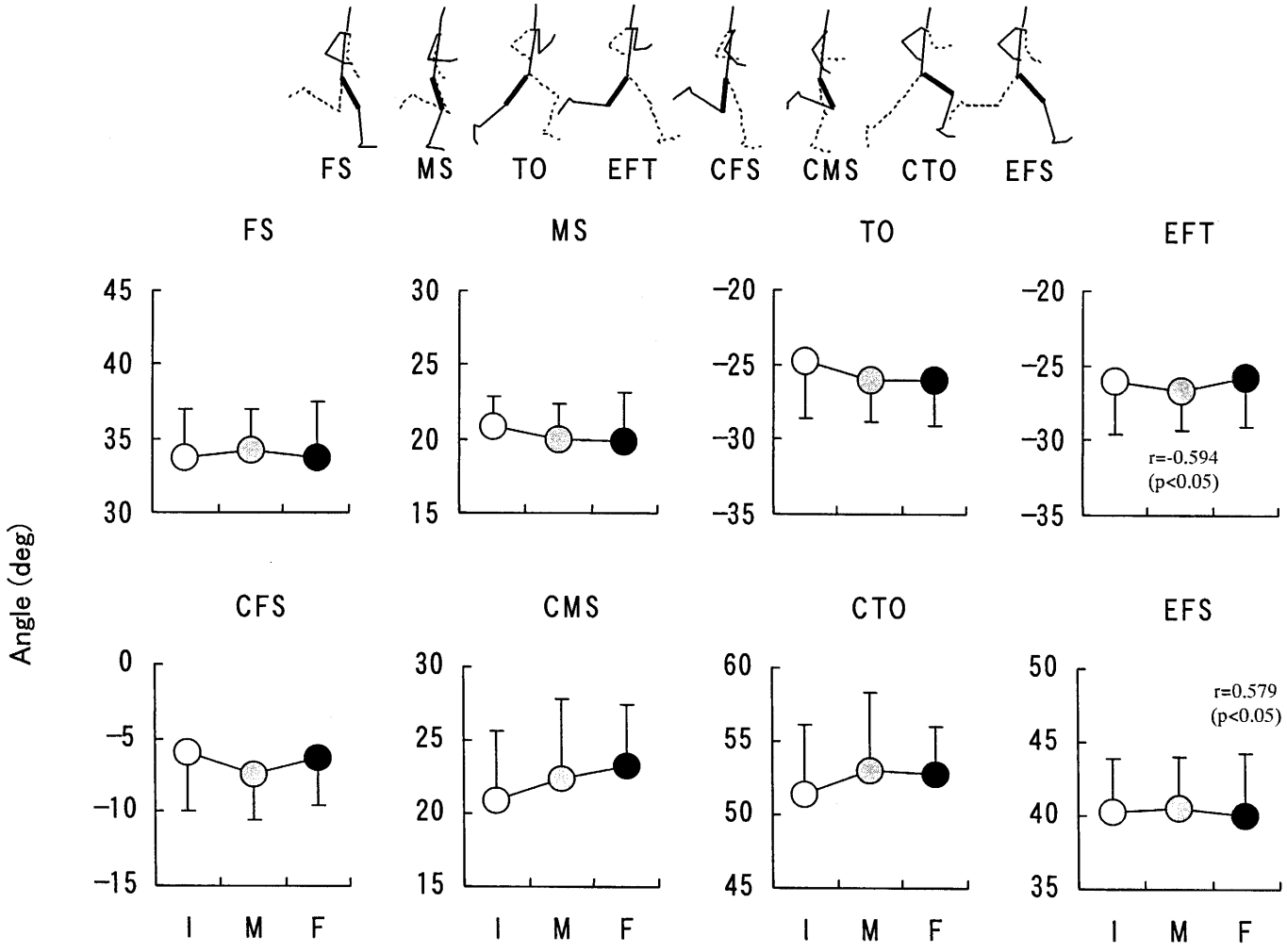


Figure 5-5 Thigh angles at events in a cycle at the initial (I), middle (M) and final (F) stages.

*, **, *** indicate significant difference of p<0.05, 0.01, 0.001, respectively.

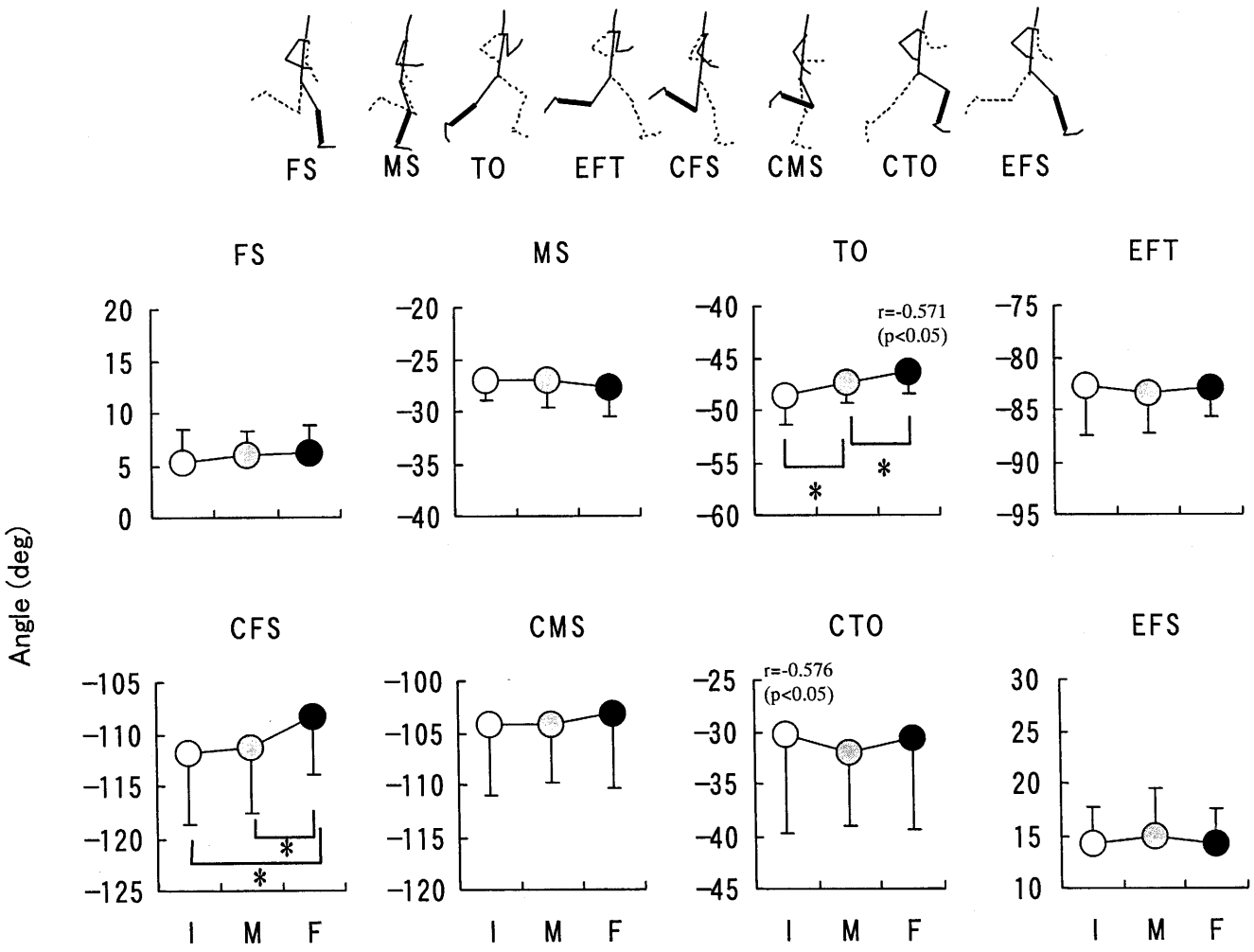


Figure 5-6 Shank angles at the events in a cycle at the initial (I), middle (M) and final (F) stages.

*, **, *** indicate significant difference of p<0.05, 0.01, 0.001, respectively.

と終盤のフォワードスウィング終了時（EFS）においてみられた（それぞれ r= -0.594, p<0.05；r= 0.579, p<0.05）.

離地時（TO）の下腿角度は，序盤から中盤，中盤から終盤で有意に増大していた（いずれも p<0.05）．また，左足接地時（CFS）における下腿角度は，中盤から終盤で有意に増大していた（p<0.05）．序盤では左足離地時（CTO）の下腿角度が走速度と有意な相関を示し（r=-0.576, p<0.05），終盤では TO の下腿角度が有意な相関を示した（r=-0.571, p<0.05）.

1 サイクルの平均体幹角度は，序盤，中盤，終盤においてそれぞれ 6.4±1.1，6.9±1.6，7.4±2.1 deg であり，終盤にかけて大きくなる傾向があったが，有意差はみられなかった.

5.3.2.3　平均部分角速度

図 5-7 および 5-8 は，各段階における 1 サイクルの各局面での平均大腿および下腿角速度を示したものである．正の値は部分の後方回転を，負は前方回転を示している.

局面 5 および 6 における大腿角速度は，終盤で有意に減少していた（いずれも p<0.05）．局面 5 における大腿角速度は，終盤において走速度と有意な正の相関を示した（r=0.571，p<0.05）．終盤において局面 1，2，4，5 および 8 では走速度と有意な相関がみられた（それぞれ r=-0.691, p<0.01；r=-0.531, p<0.05；r=0.626, p<0.05；r=0.571, p<0.05；r=-0.568, p<0.05）.

下腿角速度は，局面 1，2，5 および 6 において序盤と終盤の間に有意差がみられた．局面 1 では序盤から中盤で負の角速度が有意に減少していた（p<0.05）．局面 2 では序盤から中盤，中盤から終盤で負の角速度は有意に減少していた（それぞれ p<0.05，p<0.001）．局面 5 では序盤から終盤で大きく減少していたが，標準偏差が大きく，有意差は序盤と終盤の間での

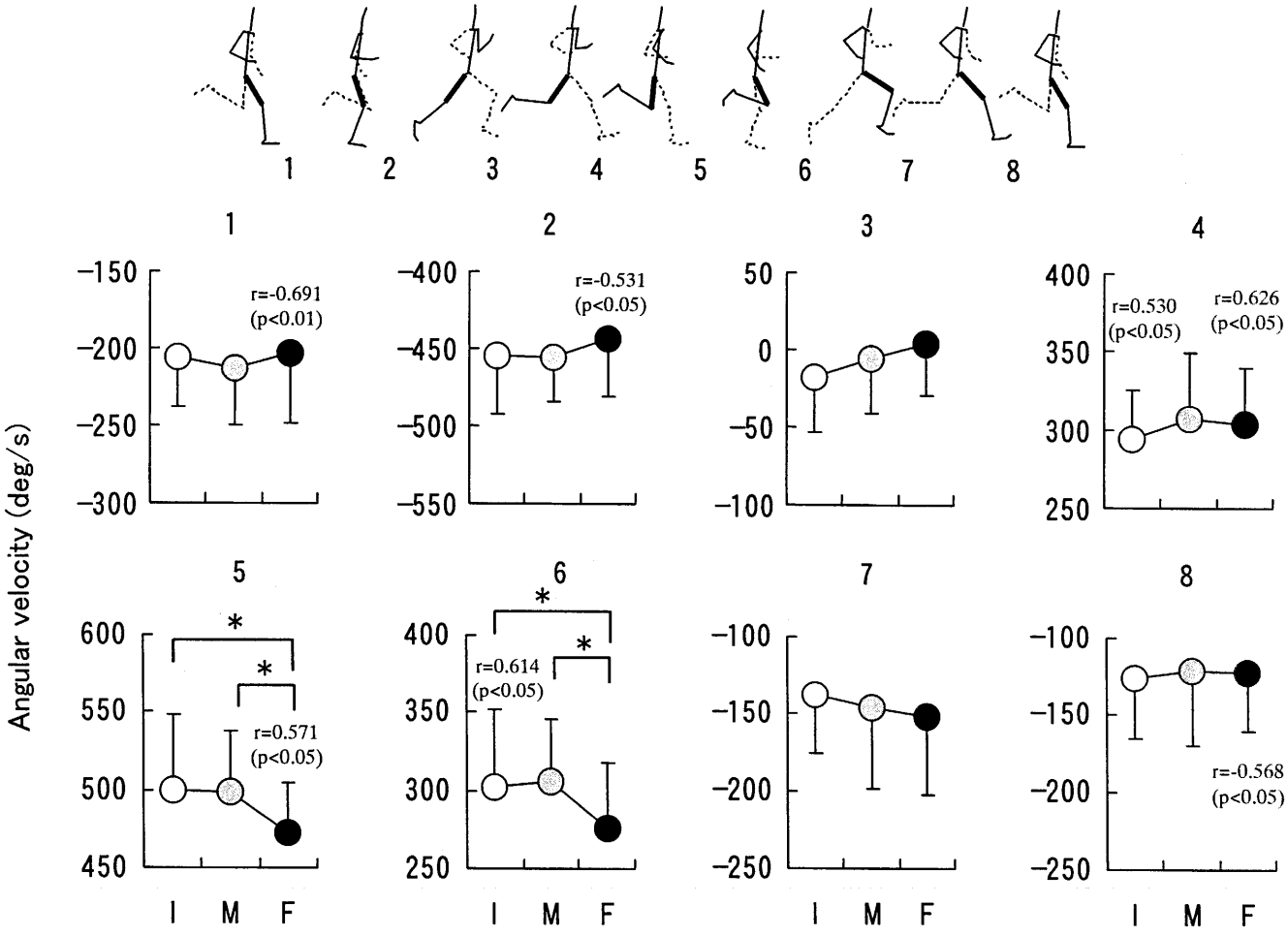


Figure 5-7 Thigh angular velocities at the phases in a cycle at the initial (I), middle (M) and final (F) stages.

*, **, *** indicate significant difference of p<0.05, 0.01, 0.001, respectively.

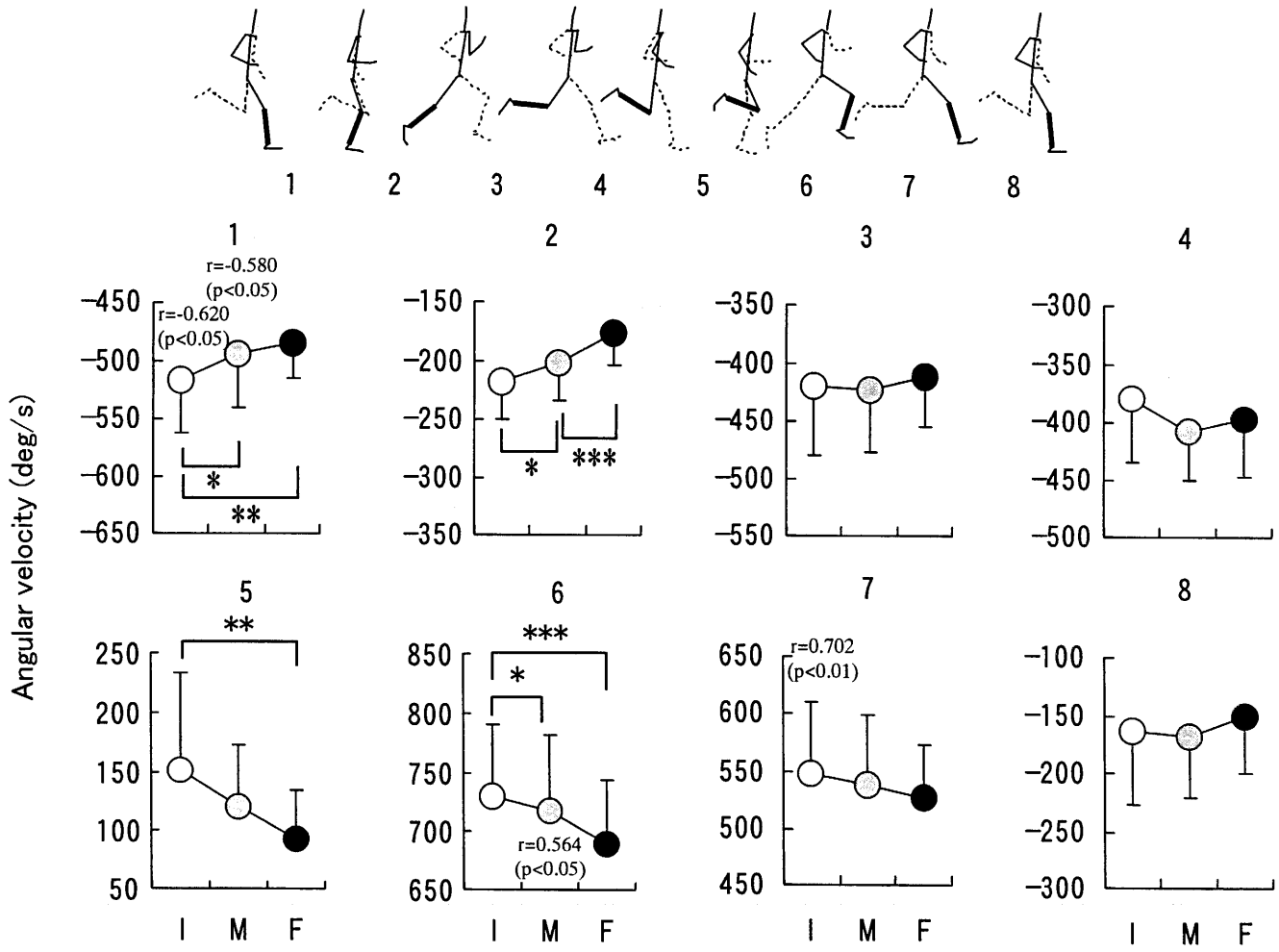


Figure 5-8 Shank angular velocities at the phases in a cycle in the initial (I), middle (M) and final (F) stages.

*, **, *** indicate significant difference of p<0.05, 0.01, 0.001, respectively.

みみられた（$p<0.01$）．局面 6 では序盤と中盤および終盤の間で有意に減少していた（それぞれ $p<0.05$，$p<0.001$）．しかし，終盤において走速度と有意な相関はいずれの局面においてもみられなかった．

図 5-9 および 5-10 は，被験者 YY，KK，SK の各周における各局面での平均大腿および下腿角速度を示したものである．

平均大腿角速度は，YY では局面 1，3，5 および 6 で終盤に減少していたが，局面 2 では維持されていた．KK では局面 2，3 および 6 で減少しており，SK では局面 1，2，5，6 および 8 において終盤に著しい減少がみられた．

YY の平均下腿角速度は，局面 1 では 7 周目までは維持していたが，9 周目で大きく減少していた．局面 2 では中盤から終盤で徐々に減少していた．

支持期における大腿および下腿角速度と走速度との相関係数は，YY では局面 2 の下腿角速度（$r=-0.820$），KK では局面 1 および 2 の下腿角速度（それぞれ $r=-0.892$，$r=-0.759$），SK では局面 1 の下腿角速度と局面 2 の大腿角速度において大きかった（それぞれ $r=-0.861$，$r=-0.915$）．

5.3.3 キネティクスの変化

5.3.3.1 地面反力

図 5-11 は，各段階における地面反力の水平および鉛直成分（Fx，Fy）を全被験者の平均値と標準偏差で示したものである．これは，支持時間を 100％に，力の大きさは体重あたりに規格化したものである．

水平成分を見ると，中盤および終盤で第 1 ピーク（10％付近）が徐々に減少していたが，いずれの段階もパターンに大きな変化はみられなかった．鉛直成分では段階が進むにつれて，第 1 ピークの平均値には大きな変化は

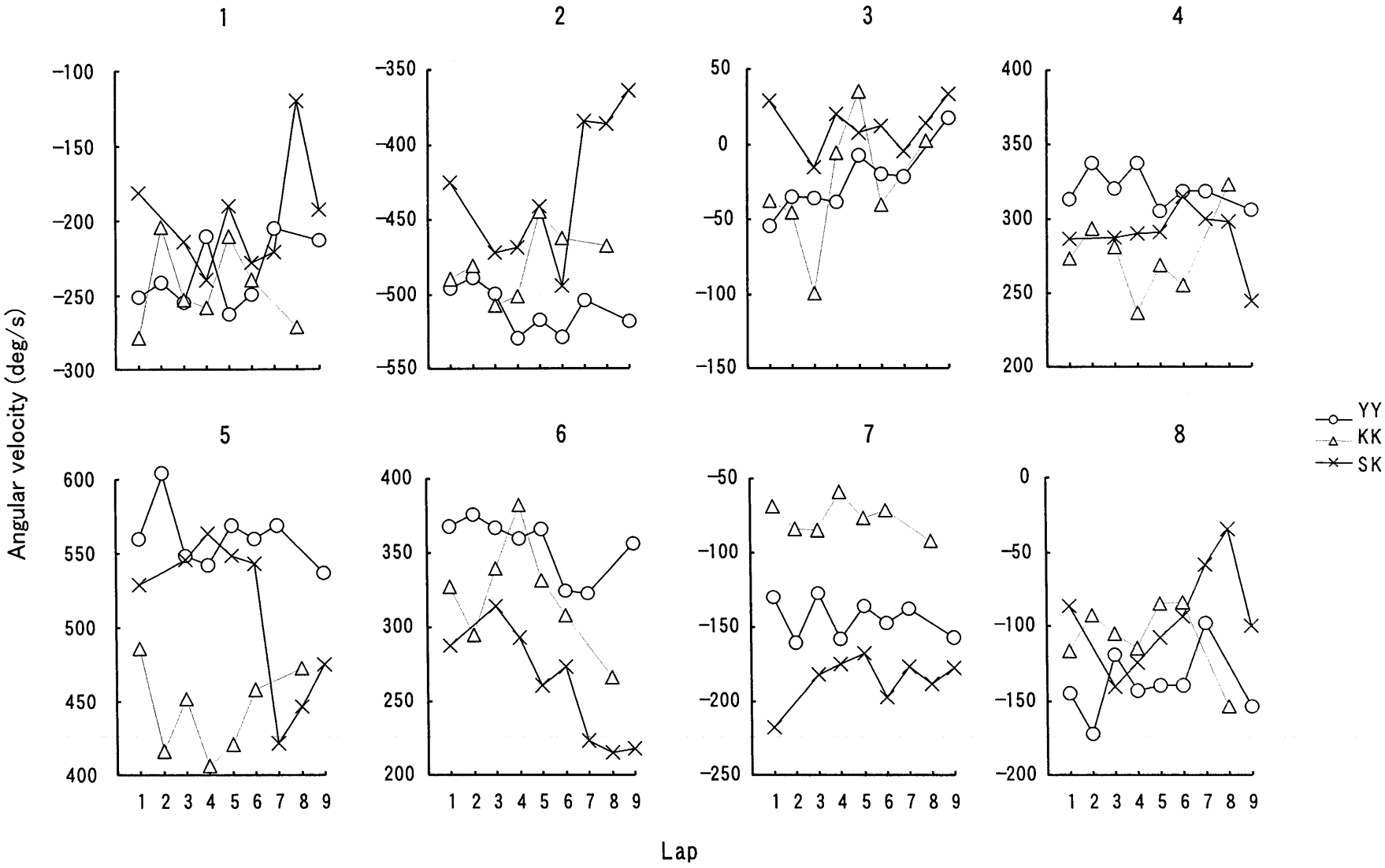


Figure 5-9 Thigh angular velocity for typical subjects at the phases in a cycle at each lap.

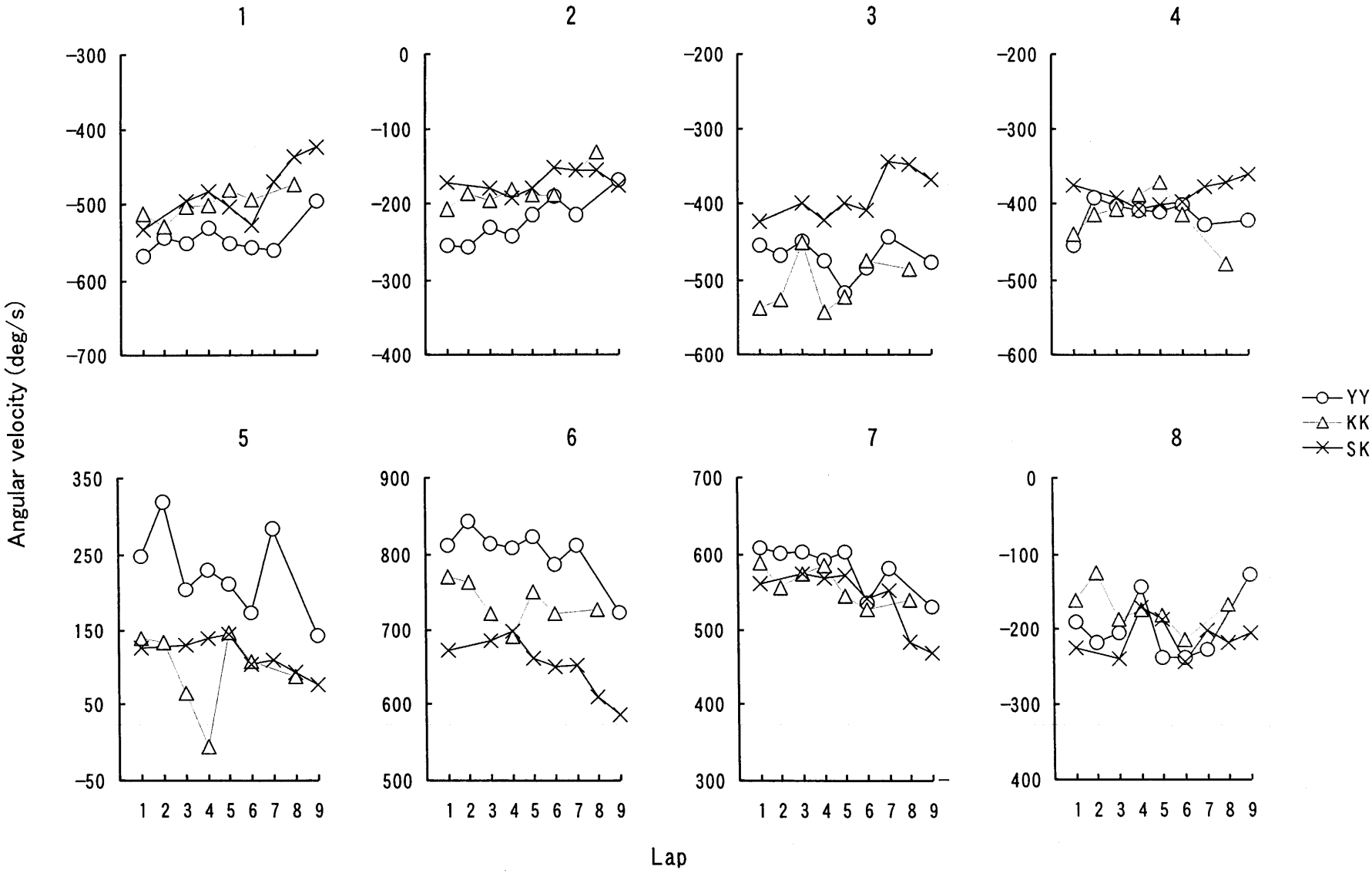


Figure 5-10 Shank angular velocity for typical subjects at the phases in a cycle at each lap.

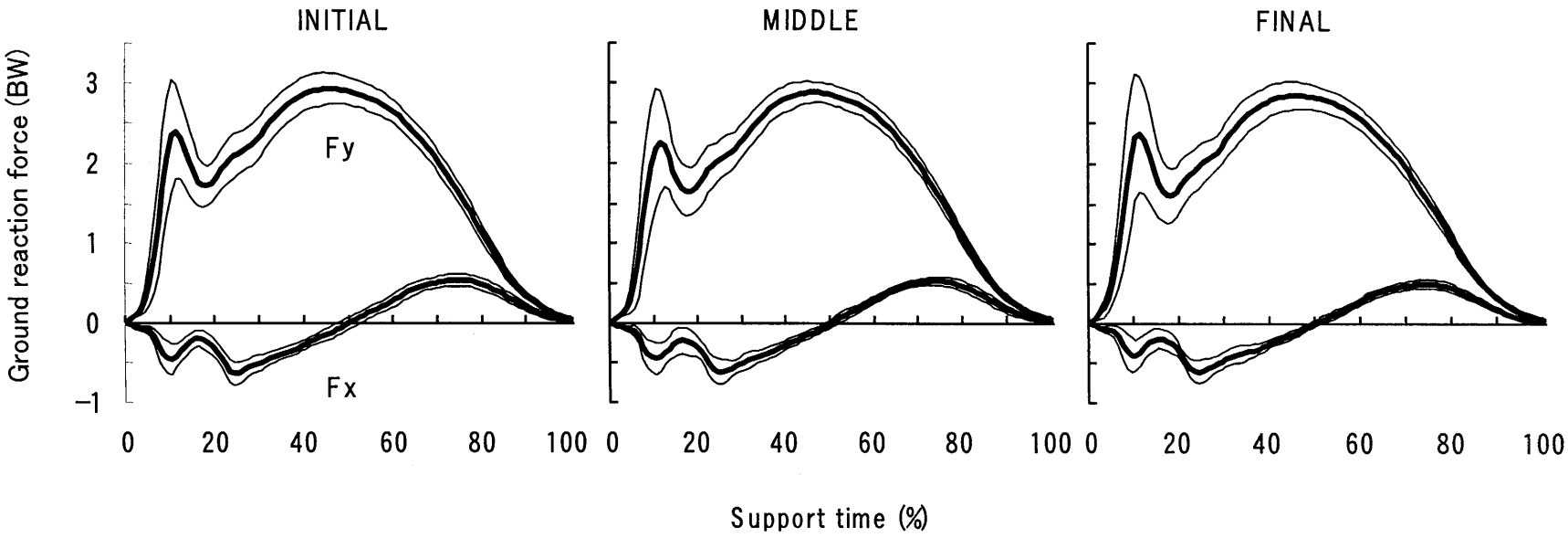


Figure 5-11 Average horizontal and vertical ground reaction force (Fx, Fy) of all subjects in the initial, middle and final stages.

なかったが，標準偏差が 0.736，0.755，0.841 BW と徐々に大きくなった．第 1 ピーク後の最小値（落ち込み）は 1.71，1.64，1.60 BW と徐々に減少していた．第 2 ピークも 2.92，2.88，2.84 BW と徐々に減少していたが，パターンには大きな変化はみられなかった．

図 5-12 は，被験者 YY，KK および SK の各段階の地面反力を示したものである．

YY では，序盤から大きな鉛直成分の第 1 ピークがみられたが，中盤で Fx および Fy の第 1 ピークは減少していた．また，鉛直成分の第 1 ピーク後の力の落ち込みが大きくなり，終盤では水平成分の負から正への移り変わりや鉛直成分の第 2 ピークの出現も遅れていた．KK と SK では終盤で序盤より鉛直成分の第 1 ピークが増大していた．また KK では，鉛直成分の第 2 ピークや水平成分の負から正への移り変わりは序盤から終盤にかけて変化しなかったが，SK では YY と同様の傾向がみられた．

図 5-13 は，被験者 YY，KK および SK における各周の地面反力水平成分の負から正への変化点と鉛直成分の第 2 ピークとの時間差を示したものである．正の値は，鉛直成分の第 2 ピークが水平成分の変化点より早く出現したことを示している．

YY では 0 に近い値で終盤まで推移したのに対し，KK では序盤では負であったが終盤では正に変化しており，SK では 1 周目で大きい正の値を示した後 3 周目では小さかったが，終盤にかけて徐々に増大していた．

5.3.3.2　下肢関節トルク

図 5-14 は，各段階における股，膝および足関節トルクを全被験者の平均値で示したものである．横軸は 1 サイクルを 100％に規格化したものである．正は伸展（底屈），負は屈曲（背屈）トルクを示す．また，図中の記号

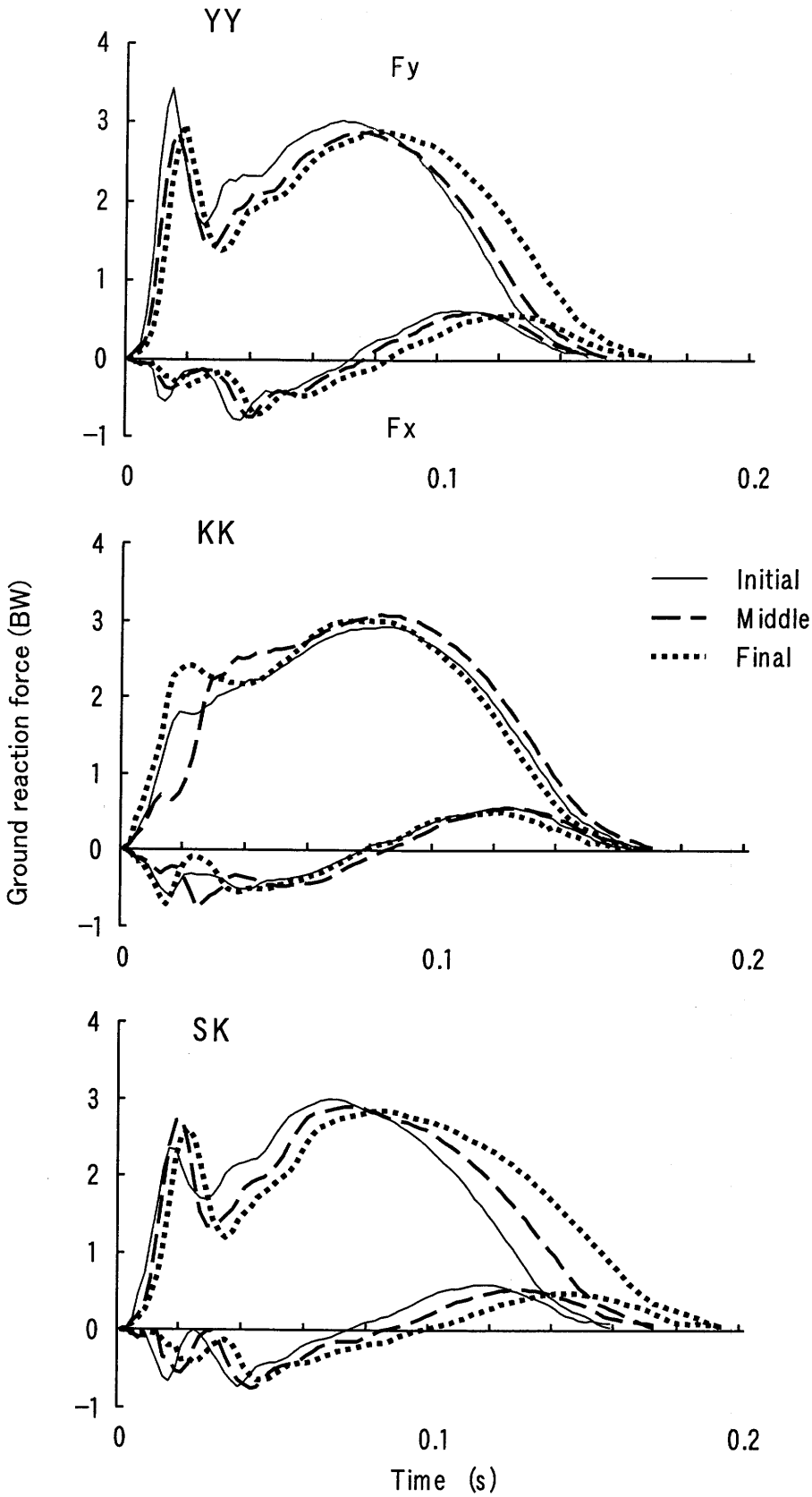


Figure 5-12 Ground reaction force for subjects YY, KK and SK in the initial, middle and finial stages.

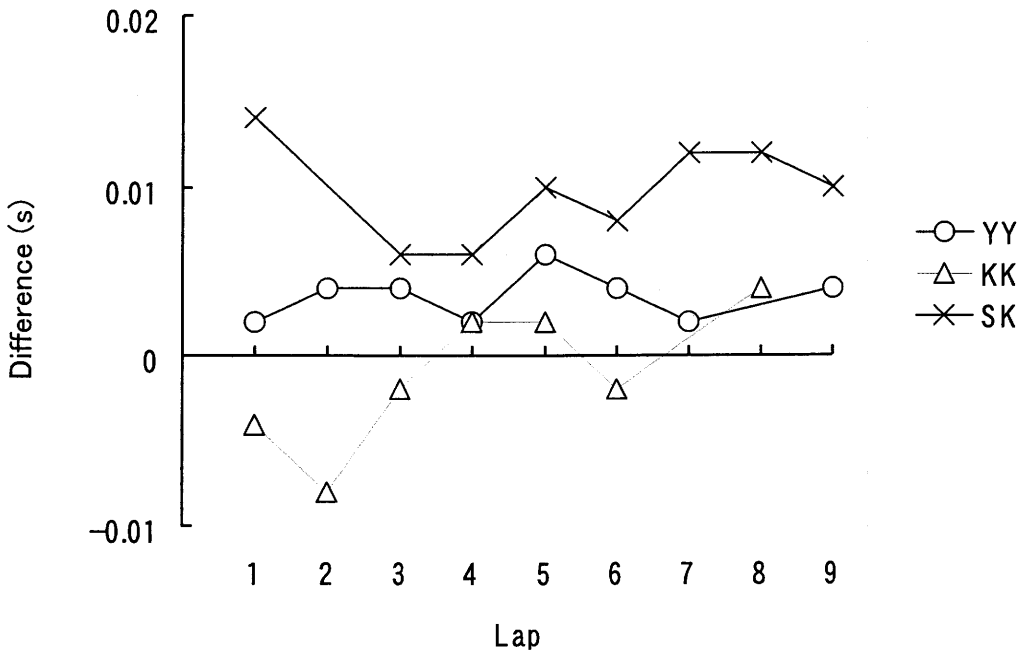


Figure 5-13 Time difference between the second peak of vertical component and the change of negative to positive in horizontal component (Fx-Fy) of ground reaction force for subjects YY, KK and SK at each lap.

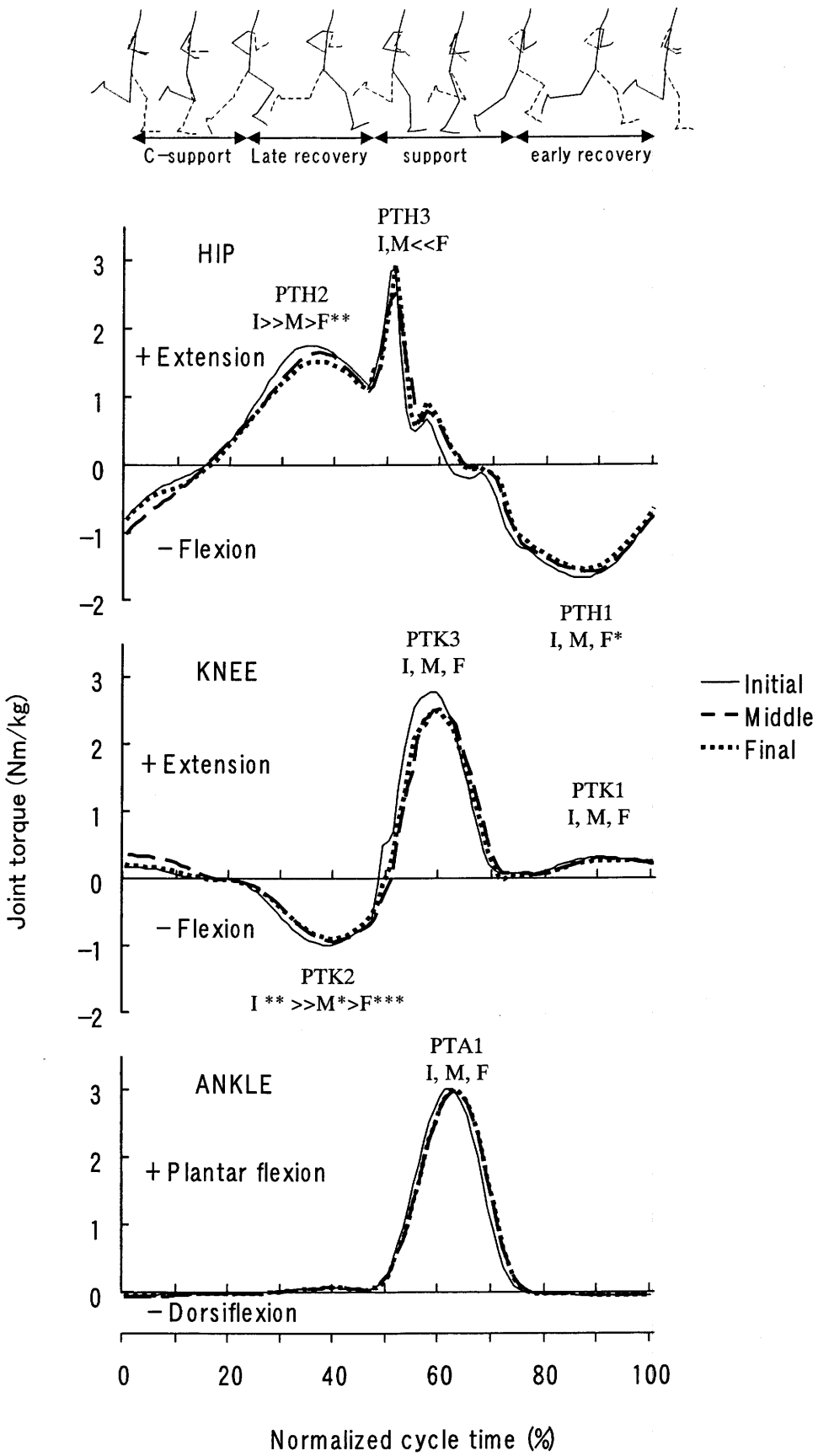


Figure 5-14 Average joint torque of the lower limb joints for all subjects in the initial, middle and final stages.

> indicate significant difference between stages. > $p<0.05$, >> $p<0.01$, >>> $p<0.001$

* indicate significant relationships to running velocity in each stage. * $p<0.05$, ** $p<0.01$, *** $p<0.001$

はピーク値の有意差の有無を示す.

股関節は，回復期後半と接地直後に正（伸展）のピーク（それぞれ PTH2 と PTH3）を，回復期前半に負（屈曲）のピーク（PTH1）を示した．序盤から終盤にかけて，これらのパターンに大きな変化はみられなかったが，PTH2 は，中盤と終盤で序盤よりやや遅れて出現しており，その大きさは序盤から中盤，中盤から終盤で有意に減少していた（それぞれ $p<0.01$, $p<0.05$）．一方，PTH3 は，終盤で中盤より有意に増大していた（$p<0.01$）．PTH1 も終盤で減少する傾向がみられるが，有意差はなかった．PTH2 と PTH1 は，序盤と中盤では走速度と有意な相関はみられなかったが，終盤において走速度と有意な相関がみられた（それぞれ $r=0.721$, $p<0.01$, $r=-0.635$, $p<0.05$）.

膝関節は，回復期後半に負（屈曲）の（PTK2），支持期と回復期前半に正（伸展）のピーク（それぞれ PTK3 と PTK1）を示した．PTK2 は，序盤から中盤，中盤から終盤で有意に減少していた（それぞれ $p<0.01$, $p<0.05$）．また，序盤では接地直後に急激なトルクの増大がみられたが，中盤や終盤ではみられなかった．PTK3 は平均値では序盤が大きく，中盤以降で減少しているが，有意差はなかった．PTK2 は，序盤，中盤および終盤において走速度と有意な負の相関がみられた（それぞれ $r= -0.714$, $p<0.01$；$r=-0.621$, $p<0.05$；$r=-0.783$, $p<0.01$）.

足関節は，支持期に大きな正（足底屈）のピーク（PTA1）を示した．膝関節と同様に序盤では接地後のトルクの増大が中盤や終盤と比較してやや早かった．しかし，PTA1 には序盤から中盤にかけて有意差はみられず，それぞれ走速度と有意な相関もみられなかった.

5.3.3.3　下肢関節トルクパワー

図 5-15 は，各段階における股，膝および足関節トルクパワーを平均値で示したものである．また，図中の記号はピーク値の有意差の有無を示す．

股関節は，回復期後半に正のピーク（PPH2）を示し，支持期に正から負に，離地直後に負から正に変化し，回復期前半に再び正のピーク（PPH1）を示した．ピークにはいずれも有意差はみられなかったが，支持期において正から負へ変化するタイミングが遅れる傾向がみられた．また，PPH1 は序盤と中盤で走速度との間に有意な相関がみられたが（それぞれ $r=0.537$, $p<0.05$；$r=0.550$, $p<0.05$），終盤ではみられなかった（$r=0.344$）．

膝関節は，回復期後半に負のピークを（PPK2），支持期に負と正のピークを，回復期前半に負のピーク（PPK1）を示した．PPK2 は，序盤から中盤，中盤から終盤で有意に減少していた（いずれも $p<0.05$）．また，PPK2 は序盤，中盤および終盤において走速度と有意な負の相関を示した（それぞれ $r=-0.744$, $p<0.01$；$r=-0.625$, $p<0.05$；$r=-0.595$, $p<0.05$）．

足関節は，支持期前半に負の，支持期後半に正のピークを示した．中盤と終盤では支持期の負から正への移り変わりが遅れていたが，ピークには有意差はみられなかった．

5.3.3.4　下肢スティフネス

図 5-16 は，各段階における足関節および膝関節スティフネスおよび有効鉛直スティフネスを平均値と標準偏差で示したものである．

足関節および膝関節スティフネスは，序盤，中盤，終盤の間に有意差はみられなかった．平均値で見ると，足関節は終盤でもほとんど変化しなかったが，膝関節では終盤にかけて減少する傾向がみられた．また，序盤の足関節スティフネスと走速度との間に有意な相関がみられた（$r=0.535$,

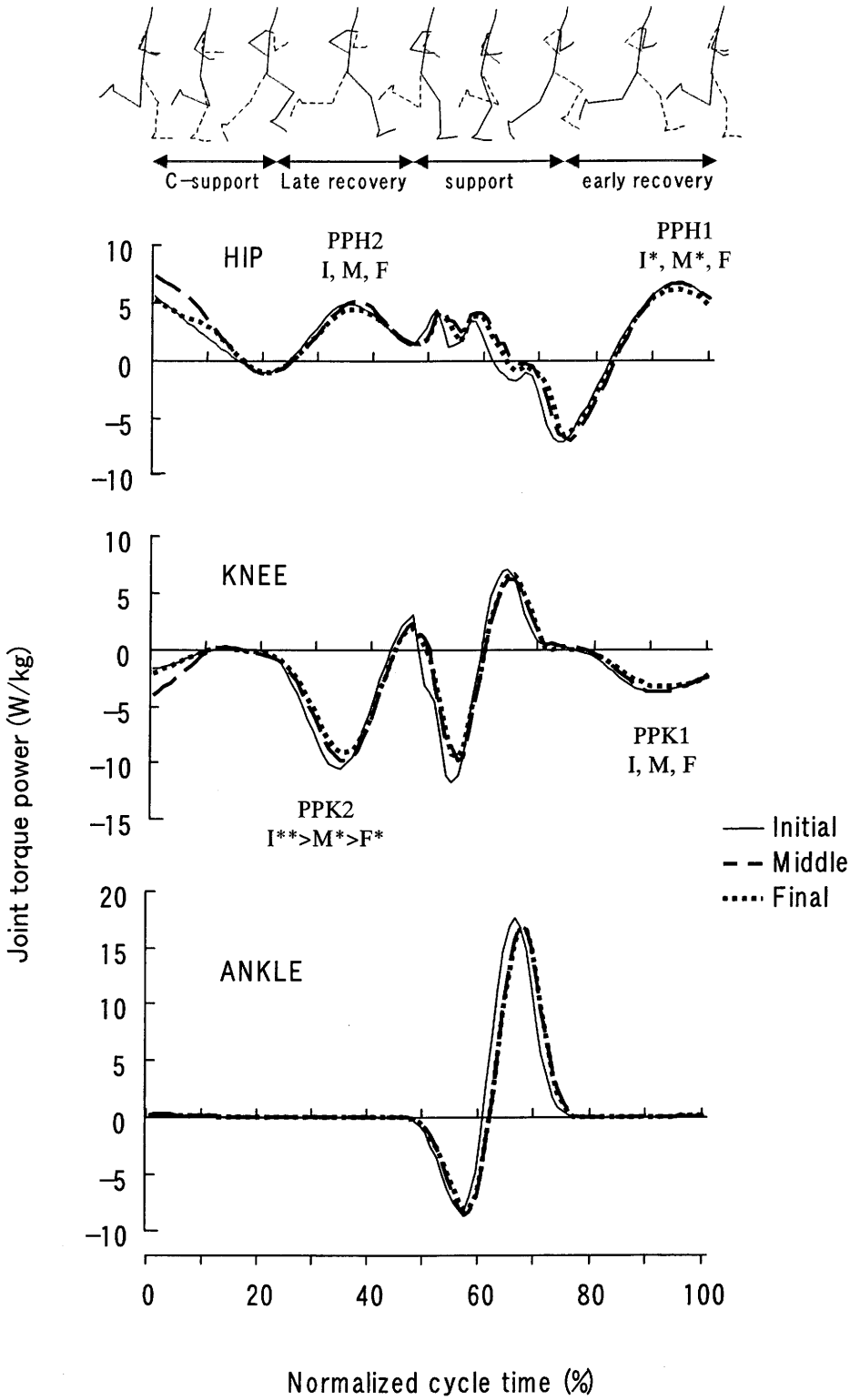


Figure 5-15 Average joint torque power of the lower limb joints for all subjects in the initial, middle and final stages.

> indicate significant difference between stages. > $p<0.05$, >> $p<0.01$, >>> $p<0.001$

* indicate significant relationships to running velocity in each stage. * $p<0.05$, ** $p<0.01$, *** $p<0.001$

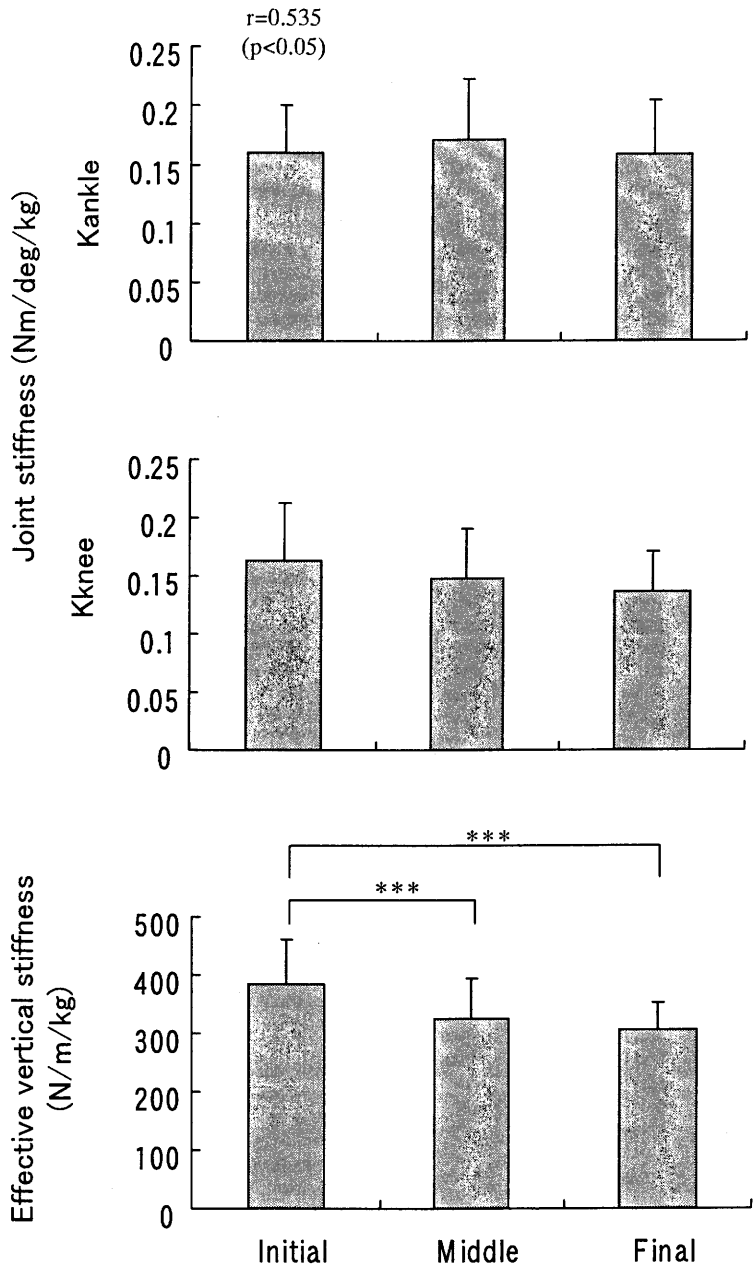


Figure 5-16 Ankle and knee joint stiffness and effective vertical stiffness in the initial, middle and final stages.

*, **, *** indicate significant difference of p<0.05, 0.01, 0.001, respectively.

$p<0.05$).

有効鉛直スティフネスの平均値と標準偏差は，序盤，中盤，終盤でそれぞれ 383.6±78.6，326.2±67.5，304.9±47.9 N/m/kg であり，序盤から中盤および終盤で有意に低下していた（どちらも $p<0.001$）.

図 5-17 は，被験者 YY，KK および SK の各周における有効鉛直スティフネスを示したものである．YY は，KK や SK よりも序盤から有効鉛直スティフネスが高く，5 周目で最大値を，9 周目で最小値を示した．一方，KK と SK はともに 5 周目で最小値を示し，その後は維持していた.

5.3.4 エナジェティクスの変化

5.3.4.1 力学的エネルギー利用の有効性指数，平均パワー，力学的エネルギーの伝達量

図 5-18 は，各段階における力学的エネルギー利用の有効性指数（EI），平均パワー（MP），身体内の力学的エネルギーの伝達量（Tb）を平均値と標準偏差で示したものである.

EI は，中盤でやや高く，終盤で低い値がみられたが，有意差はみられなかった．EI と走速度の間には終盤でのみ有意な相関がみられた（$r=0.571$, $p<0.05$）.

MP は序盤，中盤，終盤で有意差はみられず，いずれの地点においても走速度との間に有意な相関はみられなかった.

Tb は，中盤から終盤で有意な減少を示した（$p<0.01$）．Tb は序盤，中盤および終盤において走速度と有意な相関がみられた（それぞれ $r=0.806$, $p<0.001$；$r=0.854$, $p<0.001$；$r=0.899$, $p<0.001$）.

図 5-19 は，被験者 YY，KK および SK の各周における EI，MP および Tb を示したものである.

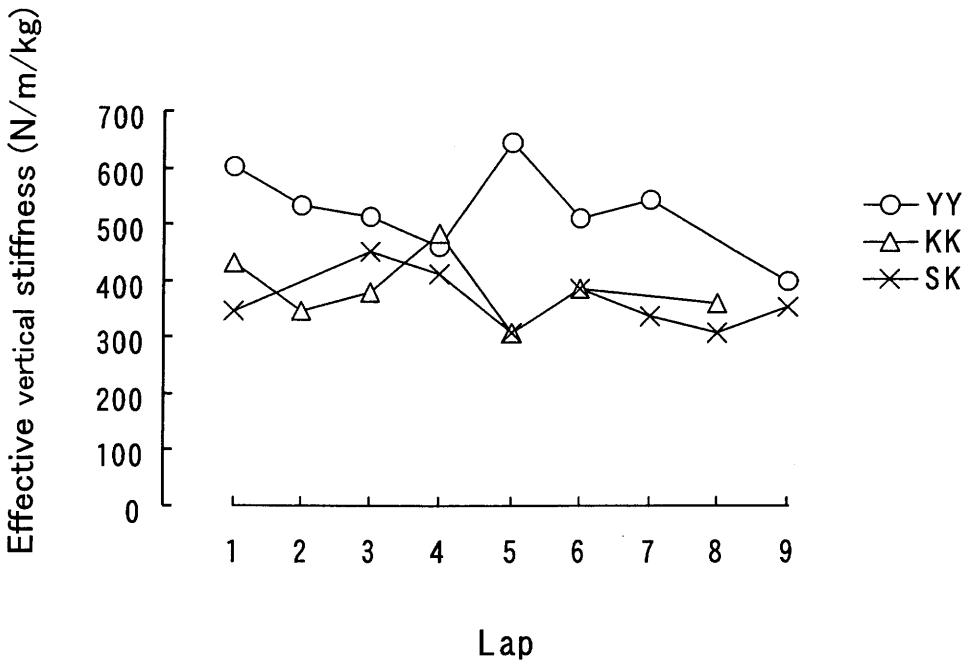


Figure 5-17 Effective vertical stiffness for subjects YY, KK and SK at each lap.

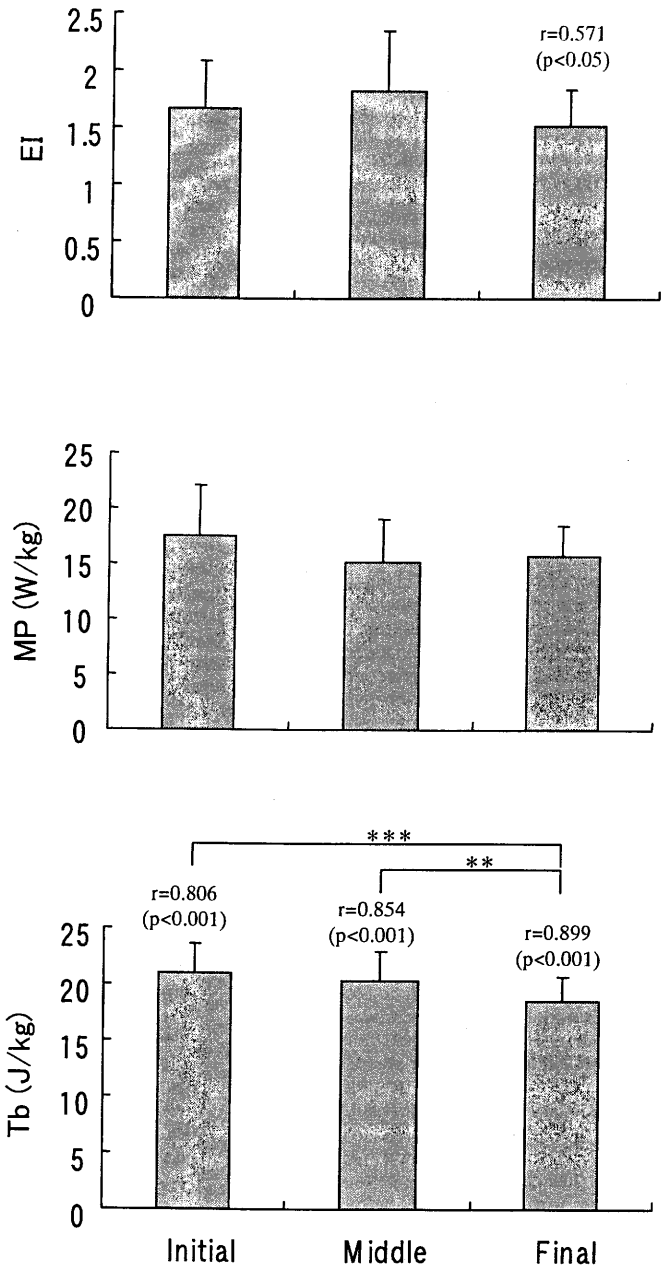


Figure 5-18 EI, mean power (MP) and energy transfer within the body (Tb) in the initial, middle and final stages.

*, **, *** indicate significant difference of p<0.05, 0.01, 0.001, respectively.

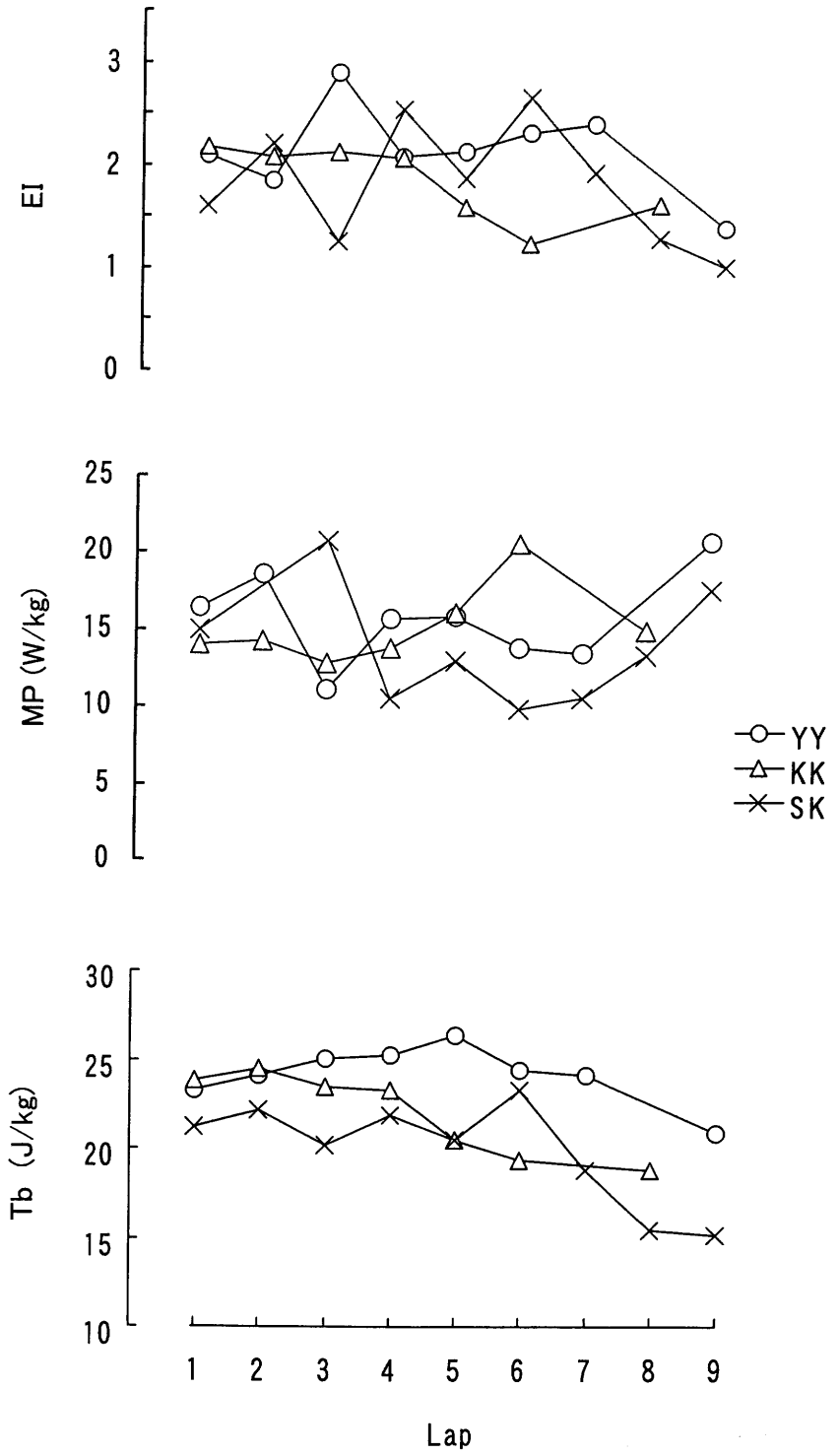


Figure 5-19 EI, mechanical work and mechanical energy transfer within the body for subjects YY, KK and SK at each lap.

EI は，YY では 7 周目まで高い値を保っていたが，9 周目で大きく減少していた．KK では 4 周目まで高い値を維持していたが，5 周目以降で減少していた．SK では 7 周目で最大値を示したが，変動が大きく，7 周目以降は大きく減少していた．

MP は，YY と SK では U 字型を示し，序盤と終盤で大きい傾向であったが，KK では 4～6 周で増大していた．

Tb は，YY は 5 周目まで徐々に増加して最大値を示し，その後徐々に減少していた．KK は序盤で比較的大きい値を示したが，5 周目以降は減少した．SK は，序盤ではやや低く，6 周目で最大値を示すが，終盤で大きく減少していた．

5.3.4.2　下肢関節の力学的仕事および貢献度

図 5-20 は，序盤，中盤，終盤における股，膝および足関節の正および負の力学的仕事と貢献度を示したものである．

正仕事が負仕事よりやや大きく，正仕事では股関節が，負仕事では膝関節が大きな値を示した．これらには，序盤，中盤，終盤の間で有意差はみられなかったが，正仕事は中盤で増大し，負仕事は減少する傾向がみられた．そして，正仕事では，股関節が中盤で増大し，終盤では減少するが，膝関節が増大していた．一方，負仕事では，膝関節が中盤および終盤で減少していた．足関節には，正および負仕事とも大きな変化はみられなかった．

貢献度は，序盤，中盤，終盤において股関節が 40.9±4.4，42.7±5.8，41.8±2.7 %，膝関節が 37.6±3.1，35.7±5.0，36.3±3.2 %，足関節が 21.5±4.6，21.6±4.2，21.9±3.2 %で，股関節が最も大きく，次いで膝関節，足関節の順であった．

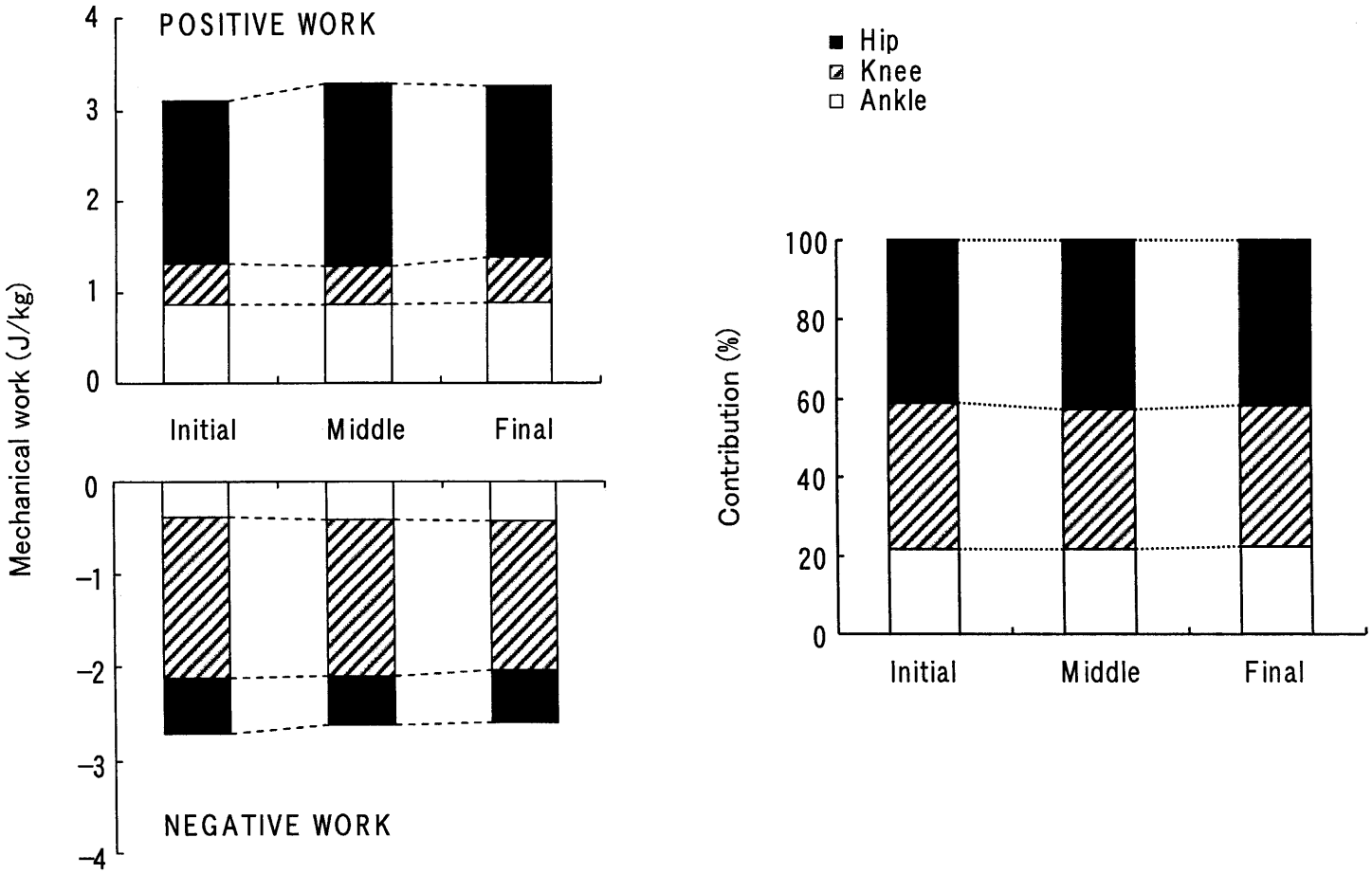


Figure 5-20 Positive and negative mechanical work and contribution at the lower limb joints during a cycle at the initial, middle and final stages.

図 5-21 は，被験者 YY，KK および SK の各周における下肢関節の貢献度を示したものである．

下肢関節の貢献度は，YY では序盤において股関節がもっとも大きく，膝関節，足関節の順であり,中盤で股関節の減少と膝関節の増加がみられた．足関節は 20%前後であまり大きく変化しなかった．KK は，すべての周で股関節と膝関節の貢献度がほぼ同じであった．そして，終盤で股関節と膝関節の減少に伴い足関節が増大していた．SK は序盤で股，膝，足関節がほぼ同じ大きさを示し，4 周目と 8 周目に足関節が小さかったが，全体としてみると，YY と KK に比べて関節間の貢献度の差は小さかった．

表 5-3 は，被験者 YY，KK および SK の各周における下肢関節の貢献度間にみられた相関係数を示したものである．これらの相関係数はいずれも負であった．YY では股関節と膝関節間に最も高い相関係数がみられ，次いで股関節と足関節間で大きかった．KK と SK では股関節と足関節間に高い相関係数がみられ，次いで膝関節と足関節間で大きかった．

図 5-22 は，下肢関節の序盤から中盤の貢献度の変化（ΔI-M）と序盤の貢献度および中盤から終盤の貢献度の変化（ΔM-F）と中盤の貢献度との関係を示したものである．

いずれの関節もΔI-M と序盤の貢献度との間には有意な関係はみられなかったが，ΔM-F と中盤の貢献度との間には有意な負の相関がみられた．

5.4 考察

5.4.1 疲労によるステップ長およびステップ頻度の変化

多くの被験者は中盤までは各周の平均走速度を維持しており，終盤においても走速度の減少はわずかであった（図 5-1）．各段階における走速度は有意に減少していたが，減少量はあまり大きくなかった（表 5-1）．しかし，

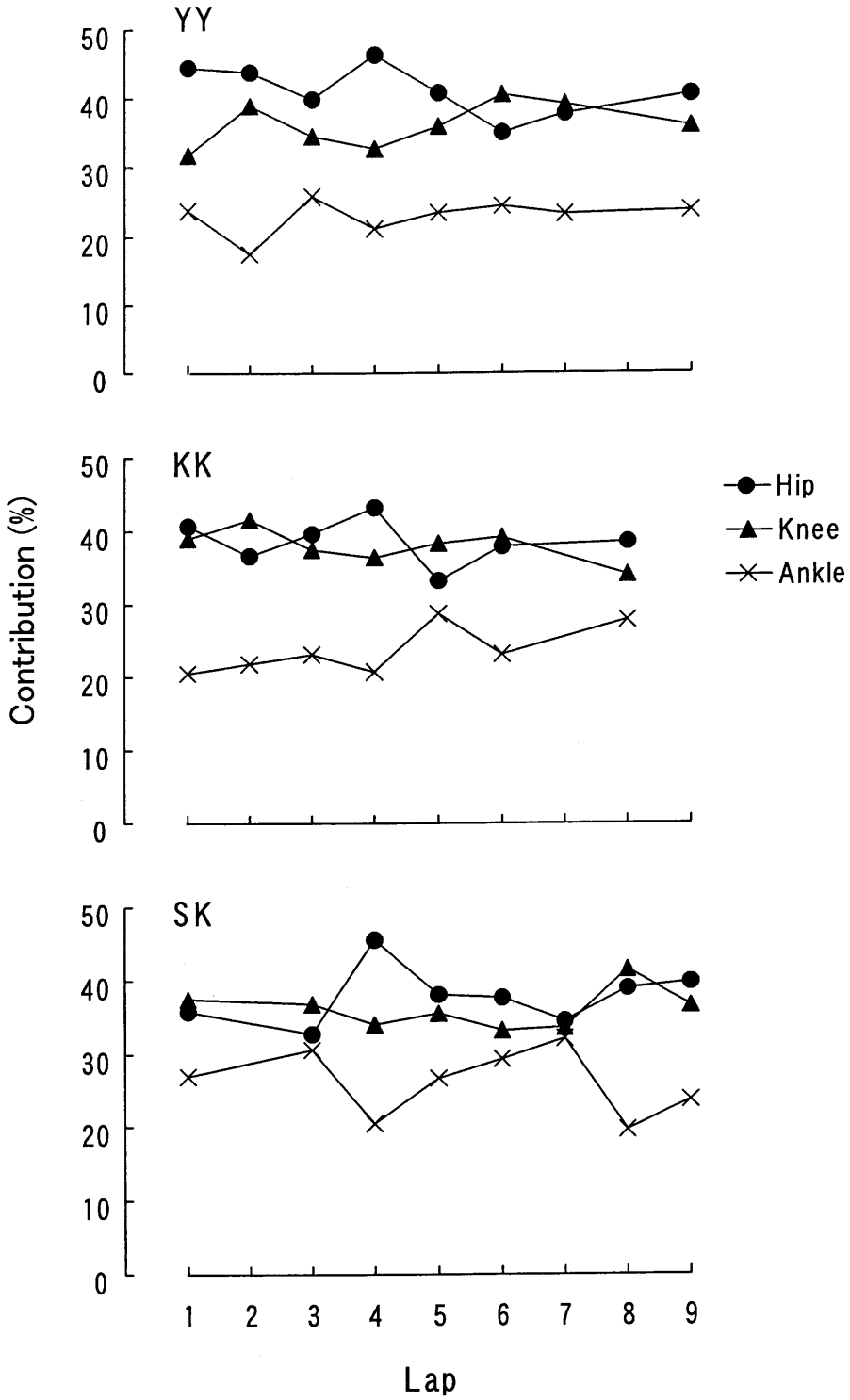


Figure 5-21 Contribution at the lower limb joints for subjects YY, KK and SK at each lap.

Table 5-3 Correlation coefficients between the contributions of the hip, knee and ankle joints at each lap for subjects YY, KK and SK.

	YY	KK	SK
Hip - Knee	-0.741 ($p<0.05$)	-0.329	-0.089
Hip - Ankle	-0.539	-0.716	-0.801 ($p<0.05$)
Knee - Ankle	-0.161	-0.424	-0.524

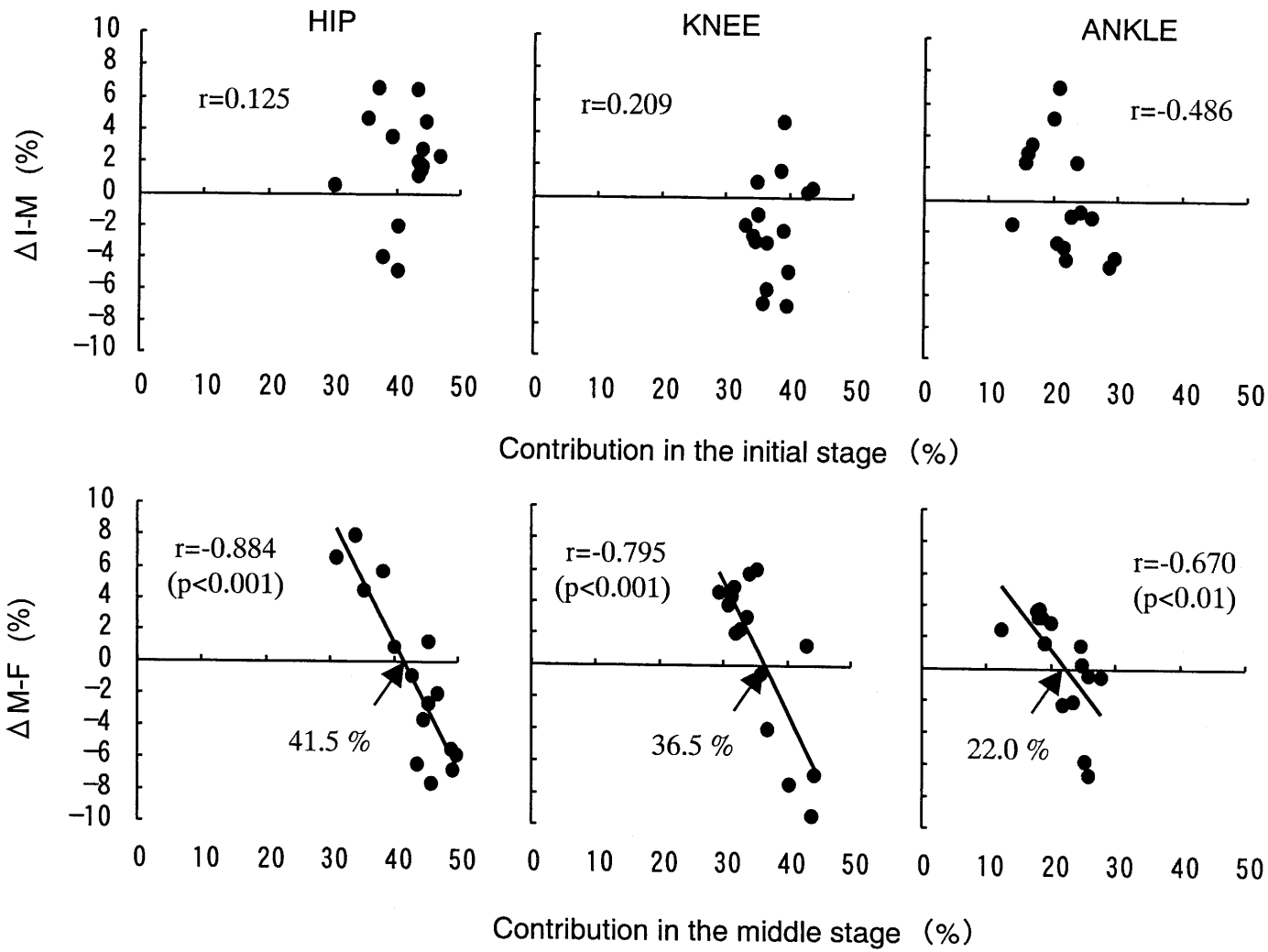


Figure 5-22 Relationships between the joint contribution and Δ I-M and Δ M-F in the initial and middle stages.

走行中の心拍数（平均で 185.8±6.5 拍／分）や走行終了後の血中乳酸濃度（7.9±1.2 mmol／l）から判断すると，生理的には大きな負荷がかかっていたと考えられる．したがって，これらのことから，実験とは言っても被験者が疲労に抗して，最大努力で走速度維持に努めていたことを示し，設定した条件を十分に満たしていたと判断できるであろう．

中盤と終盤においてステップ長には有意な変化はみられなかったが，ステップ頻度は有意に減少していた（表 5-1）．Siler と Martin（1991）や Verbitsky ら（1998）は，一定速度のトレッドミル走で走者に疲労が生じたとき，ステップ長は増大し，ステップ頻度の減少が生じたことを報告している．第 4 章において，5000 m レースにおける走速度にはステップ頻度よりもむしろステップ長の方がより大きく影響しているという結果が得られたが，ステップ長の走速度への貢献度は疲労が生じたときに変化すると考えられる．走速度とステップ長およびステップ頻度の間の相関係数は，ステップ長では序盤で大きく，終盤で減少していたが，ステップ頻度では序盤で小さく，終盤で大きくなっていた（図 5-2）．これらは，レース序盤での走速度にはステップ長がより大きく影響しているが，疲労が生じてくるとステップ頻度の影響が大きくなることを示していると考えられる．先行研究においても比較的競技レベルの高い走者を対象としたものでは，レース終盤でステップ長の減少とステップ頻度の増大もしくは維持がみられたと報告されている（Elliott と Roberts，1980；Elliot と Ackland，1981）．典型例で見ると，高い走速度を維持した YY は終盤までステップ頻度を維持していたが，走速度が減少した KK や SK ではステップ頻度は大きく減少していた（図 5-3）．走速度とステップ長およびステップ頻度との相関係数は，YY ではステップ長と，KK ではステップ頻度との間で大きく，走速度の減少は YY ではおもにステップ長によって，KK ではおもにステップ頻度の減少によって

生じていたと考えられる．このように個人差はみられるが，これらのことは，長距離走では疲労によってステップ頻度の減少が生じるが，ステップ頻度の減少を防ぐことは走速度を維持し，優れたパフォーマンスを発揮するために重要であることを示すものであろう．

支持時間と非支持時間は，全体では有意な変化はみられなかったが（表5-1），典型例では3人とも支持時間は徐々に増大しているが，非支持時間はYYでは減少していたが，KKでは増大し，SKでは変化がみられなかった．これは，YYでは支持時間は増大したが，非支持時間を減少することでステップ頻度を維持していたことを示すものであると考えられる．また，KKは支持時間ばかりでなく非支持時間の増大により，SKは著しい支持時間の増大によりステップ頻度の減少が生じたと考えられる．これらのことは，疲労により支持時間の増大が生じるが，非支持時間を減少させてステップ頻度を維持できることを示すものである．

5.4.2 キネマティクスからみた疲労による走動作の変化

身体重心の上下動（Hw）は中盤で有意に増大していた（表5-2）．これは，支持期前半における身体重心の下降（H1）の増大および支持期後半の身体重心の上昇（H2）の増大によるものであった．さらに，これらは身体重心の最下点の減少ではなく，接地時および離地時の身体重心高が増大したことによるものであった．また，下降角および上昇角も中盤で有意に増大していた．第4章において競技会の5000 mレースにおいても同様の結果が得られている（表4-4）．このように，疲労が生じると，支持期における身体重心の上下動が増大し，支持期前半時間の増大（表5-1），ステップ頻度の減少を生じると考えられる．

さらに，Hw，H1およびH2は，序盤および中盤では走速度との間に有

意な相関はみられなかったが，終盤では有意な負の相関がみられた．これは，終盤において走速度を高く維持しているものは身体重心の上下動が小さいことを示すものである．さらに下降角は，序盤から走速度と有意な負の相関がみられ，終盤にかけて相関係数は大きくなっていた．これは，高い走速度を維持したものは下降角の増大を抑えていたことを示していると考えられる．非支持期において身体重心は放物運動するため，下降角の増大は支持期の上下動に強く影響を受けると考えられる．これらのことは，終盤においても高い走速度を維持するために支持期における身体の上下動を小さく抑えることが長距離走において重要な課題であることを示唆するものであろう．

支持期前半および後半（局面 1 および 2）における下腿角速度は終盤で有意に減少し（図 5-8），離地時の下腿角度は終盤で有意に増大していた（図 5-6）．これらは，終盤では支持期を通して下腿の前傾角速度が減少し，離地時に十分な下腿の前傾角度が保てなくなったことを示していると考えられる．支持期における下腿の前傾が弱まることは，支持期後半における身体の大きな上昇，上昇角の増大へとつながると考えられる．また，支持期前半における下腿のすばやい前傾は身体重心を前方へ移動するために重要であることが報告されている（阿江ら 1988）． Elliott と Roberts（1980）は，3000 m 走の終盤において下腿がより振り出されて接地していたと報告している．これらのことは，長距離走では疲労により支持期における下腿の前傾速度の減少が生じることを示唆するものであろう．

支持期前半（局面 1）における下腿角速度は，序盤および中盤では走速度と有意な相関がみられたが，終盤では有意な相関はみられなかった（図 5-8）．一方，支持期前半および後半（局面 1 および 2）における大腿角速度は序盤から終盤において有意な変化はみられないが，終盤においてのみ

走速度と有意な相関がみられた（図 5-7）．もっとも走速度を維持した YY も局面 2 における下腿角速度は終盤で大きく減少していたが，大腿角速度は終盤まで維持されていた（図 5-9）．これらのことから，終盤において走速度を維持した走者では支持期後半における下腿角速度の減少を大腿角速度により補っていたと考えられる．

また，反対脚支持期（局面 5 および 6）における大腿角速度は終盤で有意に減少しており，局面 5 では終盤で走速度と有意な相関がみられた（図 5-7）．一方，下腿角速度も反対脚支持期において終盤で有意な減少がみられたが，走速度と有意な相関はみられなかった．さらに，終盤における走速度との有意な相関は，大腿角速度が支持期前半（局面 1），支持期後半（局面 2），回復期前半（局面 4）および反対脚支持期（局面 5）でみられたのに対し，下腿角速度は 1 つもなかった．走速度を終盤で大きく減少した走者 SK では，支持期（局面 1 および 2）のみならず非支持期（局面 5，6 および 8）においても大腿角速度が終盤で大きく減少していた．

以上のことから，疲労が生じたときに大腿の前後へのスウィング速度を減少させないようにすることが走速度を維持するために不可欠なことと考えられる．

5.4.3 キネティクスからみた疲労による走動作の変化

地面反力は，序盤から終盤にかけてあまり大きく変化しなかったが，鉛直成分の落ち込みは大きくなった（図 5-11）．また，第 1 ピーク付近の標準偏差は終盤で増大しており，これは疲労によって生じる地面反力の変化が走者によって異なることを示唆するものであろう．典型例でみると（図 5-12），YY と SK では鉛直成分の落ち込みが大きくなり，第 2 ピークや水平成分の負から正への変化点が遅れていた．Nicol ら（1991b）は，マラソ

ンの前後で行わせたスプリント走において YY および SK と同様の地面反力の変化を報告している．しかし，KK ではそのような変化はみられなかった．走速度を最も維持した YY では地面反力に疲労による変化がみられ，走速度が徐々に減少した KK ではあまり地面反力に変化がみられなかったことは興味深い．

鉛直成分の第 2 ピークの出現と水平成分の負から正への変化点との時間差は，YY ではレースを通して 0 に近かったのに対し，KK では終盤で負から正へと変化し，SK では終盤で大きな正の値となった（図 5-13）．鉛直成分の第 2 ピークは身体重心の最下点とほぼ一致し，水平成分の負から正への交差点は身体重心が力の作用点の真上を通過する時点とほぼ一致すると考えられる．すなわち，支持期中間において KK は序盤で身体重心が足より前方で最下点となり，SK は終盤で身体重心が足より後方ですでに上方へと加速されていたことを示し，地面反力と走動作との関係が終盤で変化していたことを示すと考えられる．

終盤において接地直後の股関節伸展トルクのピークが有意に増大し，膝関節伸展トルクの立ち上がりが遅れていた（図 5-14）．図 5-23 は，序盤と終盤における典型例の接地直後のスティックピクチャと地面反力ベクトルを示したものである．いずれも地面反力ベクトルは序盤では膝関節と股関節の間を通り後方に向いていたのに対し，終盤では膝関節付近を通っていた．これは，序盤では足関節および膝関節の関節力がそれぞれ下腿には時計まわりの，大腿には反時計まわりのモーメントを生じ，終盤ではこれらのモーメントが下腿では減少，大腿では増大することを示している．このように，地面反力ベクトルの変化が接地直後における股関節トルクの増大および膝関節トルクの減少に関係すると考えられる．さらに YY では終盤で Fy のピークは増大しなかったが，KK では Fy のピークも増大していた．

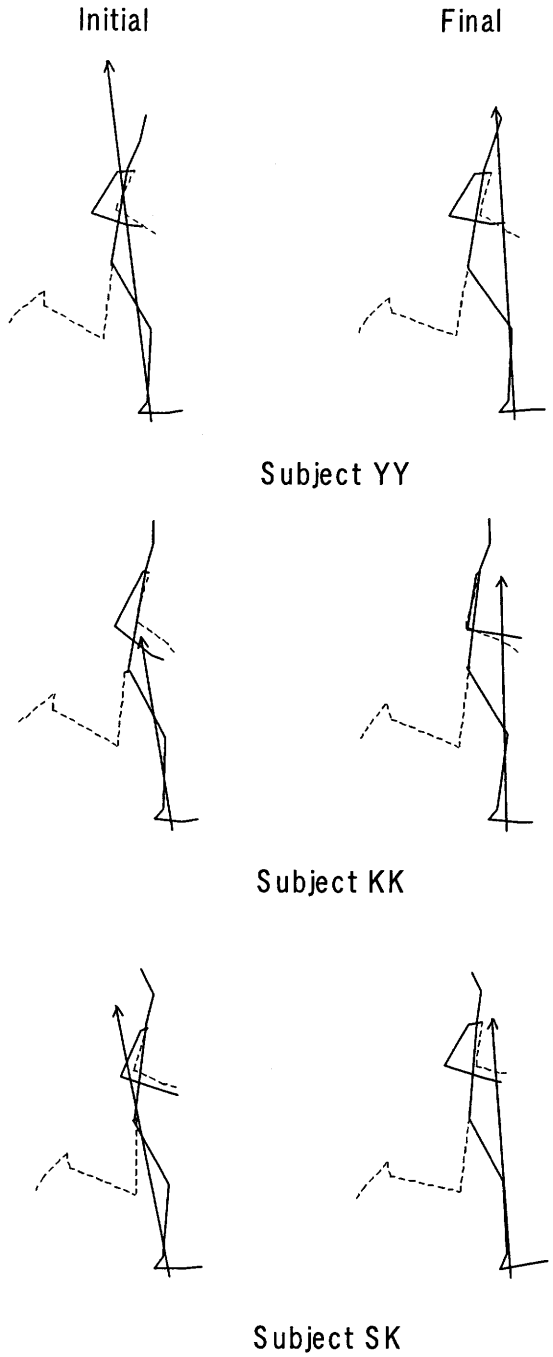


Figure 5-23 Stick pictures and ground reaction force vectors when the first vertical peak of the ground reaction force occured for subjects YY, KK and SK at the initial and final stages.

そのためKKではより大きな股関節トルクの増大が生じたと考えられる．

終盤における接地直後の股関節トルクの増大は，接地直後の衝撃力に対する膝関節トルクの減少を股関節トルクが補償していたことを示していると考えられる．Horita ら（1996）は，連続ジャンプによって疲労した後，ドロップジャンプのパフォーマンスの変化と接地直後の膝関節スティフネスの変化との間に有意な相関があったことを報告している．Komi（2000）は，伸張 - 短縮サイクル運動における疲労によるパフォーマンスの低下は，伸張反射の遅延による筋のスティフネスの低下によって生じると結論している．これらのことから，長距離走においても接地直後の衝撃力に抗するために下肢筋群のスティフネスが重要な役割を果たすと考えられる．

膝関節スティフネスは有意ではないものの減少傾向がみられ，有効鉛直スティフネスは中盤で大きく減少していた（図 5-16）．典型例では，YY と SK は走速度の減少とともに Kv は減少していたが，KK では走速度と Kv との間の相関係数は低かった（図 5-17）．Dutto と Smith（2002）は，トレッドミルで疲労が生じるまで走らせたとき，全体としては Kv が減少する傾向にあるものの 15 人中 9 人は減少したが，残りは一定もしくは増大したと報告している．これらは長距離走では疲労により Kv は減少する傾向にあるが，走者によって増大する場合があることを示していると考えられる．これらは，長距離走において Kv は走速度を増大するために重要であるが，疲労による走速度の減少と Kv が必ずしも関係しないことを示していると考えられる．

回復期後半の股関節伸展トルクのピーク（PTH2）は，序盤から終盤で有意に減少しており，終盤において走速度と有意な相関を示した．回復期前半の股関節屈曲トルクのピーク（PTH1）は序盤から終盤において有意な変化はみられなかったが，終盤においてのみ走速度と有意な相関を示した．

一方，これらの局面における股関節トルクパワーのピーク（PPH1 および PPH2）には終盤における有意な変化および走速度との相関のどちらもみられなかった．先に述べたように，大腿の前後へのスウィング動作が走速度維持のために重要であることを考えると，大腿を前後にスウィングするための股関節トルクは終盤においても重要な役割を果たすと言えるであろう．

回復期後半における膝関節屈曲トルク（PTK2）およびトルクパワー（PPK2）は，終盤において顕著に減少しており，序盤，中盤および終盤において走速度と有意な相関がみられた．この膝関節屈曲パワーは走速度の増大において非常に重要であることが報告されており（阿江ら，1986），第 4 章においても一流長距離走者の特徴の 1 つにあげられた．膝関節屈曲筋群の負パワーは，下腿の過度の振り出しを抑制する働きを持ち，接地準備に重要な役割を果たすと考えられる．これらのことは，PTK2 および PPK2 が走速度の増大ばかりではなく，走速度の維持にも重要な役割を果たすことを示唆するものであろう．

5.4.4 エナジェティクスからみた疲労による走動作の変化

力学的エネルギー利用の有効性指数（EI）および平均パワー（MP）は，序盤，中盤および終盤の間に有意差はみられなかったが，身体内の力学的エネルギーの伝達量（Tb）は終盤で有意に減少していた（図 5-18）．また，Tb は序盤，中盤および終盤において走速度と有意な相関を示したが，EI は終盤においてのみ走速度と有意な相関がみられた．

典型例で見ると，3 人とも Tb は走速度との間に高い相関係数を示しており，疲労による走速度の減少とともに Tb が減少していたことがわかる．一方，EI は YY では 7 周目まで増大傾向にあり，9 周目を除くと走速度と負の相関がみられたが，KK や SK では走速度の減少とともに EI は減少し

ていた．MP は YY では走速度と正の（9 周目を除く），KK では負の相関がみられ，SK では走速度と関係のないことが示された．YY の 9 周目はラストということで大きな力学的エネルギーを発生したと考えられるので，9 周目を除いた傾向から YY では疲労が生じてもパワー発揮を抑え，EI を大きく保つことで走速度を維持していたと考えられる．一方，KK や SK では発揮したパワーを有効に走速度に利用できず走速度の減少を生じていたことを示していると考えられる．第 4 章において 5000 m レースの 2000 m 地点より 4000 m 地点において EI は走速度との相関係数が高く，MP は 2000 m 地点においてのみ走速度と有意な相関がみられた．

以上のことは，疲労が生じても EI を大きく保つことで走速度を維持できることを示したものであろう．

図 5-24 は，EI と水平速度の減速量（DEC）との関係および水平速度の減速率と支持期前半における下腿角速度との関係を示したものである．ここで，水平速度の減速率とは走速度に対する水平速度の減速量の割合であり，下腿角速度が走速度と相関が高いため，その影響を取り除くために減速率を用いることにした．

EI は，中盤を除いて DEC と有意な負の相関を示した．これは EI が高い走者は 1 歩ごとの水平速度の減速が小さいことを示すものである．長距離走では等速で走っているため支持期における減速が小さければ加速も小さくて済むが，減速が大きいと大きく加速する必要があり，走速度を維持するための力学的仕事が大きくなるであろう．さらに長距離走では数多くの歩数を要するため，1 歩ごとの減速が小さいことは力学的エネルギーの有効性への影響は非常に大きくなると考えられる．さらに，水平速度の減速率は支持期前半における下腿角速度と有意な相関を示した．阿江ら（1988）は，短距離走において接地後すばやく下腿を前傾することはブレーキを小

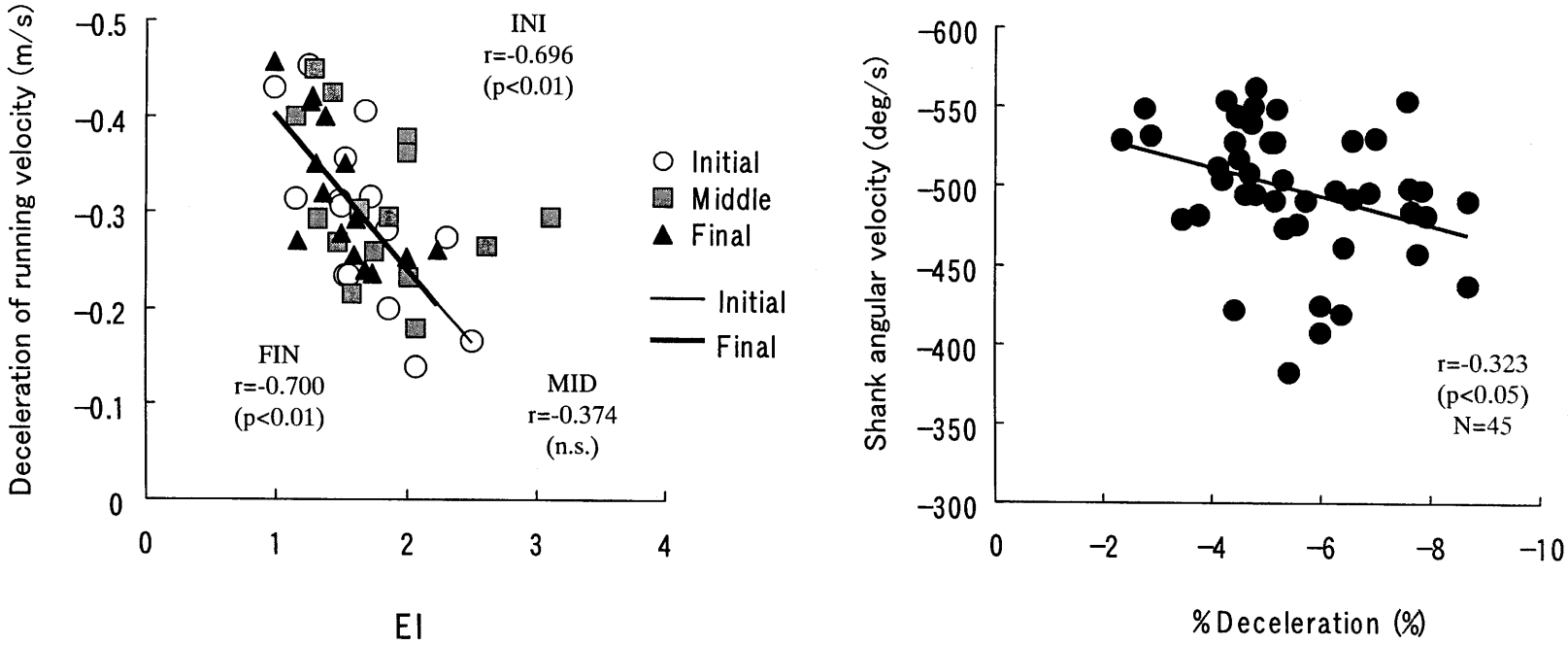


Figure 5-24 Relationships between EI and deceleration of the running velocity in the first half of the support phase, and between ratio of deceleration to the running velocity and shank angular velocity in the first half of the support phase.

さくするのに役立つと述べている．

以上のことから，支持期前半における下腿のすばやい前傾は，水平速度の減速を小さくするために役立ち，長距離走において重要な走技術の1つであると言えよう．

下肢の力学的仕事は全体で見ると大きな変化はみられないが(図5-20)，走者によって関節の貢献度が異なり，また疲労による変化も異なることが示された（図 5-21）．序盤から中盤における下肢関節の貢献度の変化（ΔI-M）と序盤の貢献度との間に有意な関係はみられなかったが，中盤から終盤の貢献度の変化（ΔM-F）と中盤の貢献度との間にはいずれの関節においても有意な高い負の相関がみられた（図 5-22）．これは，中盤で大きい貢献度をもつ関節では終盤で貢献度が減少し，中盤で小さい貢献度の関節が終盤で増大することを示していると考えられる．これらのことは，疲労によって1つの関節の力学的仕事が減少すると，他の関節が補償して力学的仕事を維持していることを示すものであろう．

ΔM-Fと中盤の貢献度の関係を示す回帰直線とX軸との交点は，それぞれ股関節が41.5%，膝関節が36.5%，足関節が22.0%であった．これらは，中盤から終盤で貢献度の変化が生じない値を示すので，疲労によっても変化しない貢献度を意味すると考えられる．最も走速度を維持したYYでは序盤ではほぼこれらと同様の割合であったが，疲労が生じると膝関節の貢献度がやや大きくなる傾向を示した（図 5-21）．阿江ら（1994）は，負荷が小さい運動では足関節の貢献度が大きく，負荷が増大すると膝関節や股関節の貢献度が増大することから，関節まわりの筋群が大きい股関節，次いで膝関節の力学的仕事能が大きいと述べている．図5-25は，走速度の低下率と股関節の貢献度および足関節に対する股関節仕事の割合との関係を示したものである．有意ではないものの股関節の貢献度が大きいほど走速

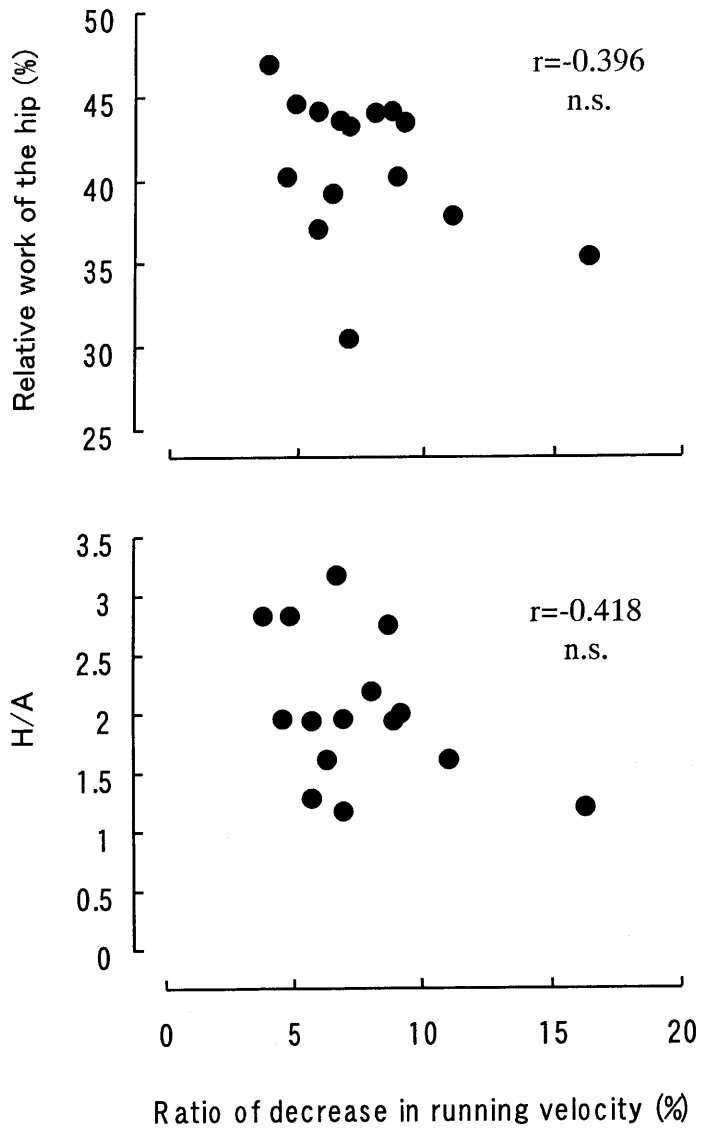


Figure 5-25 Relationships of ratio of decrease in the average running velocity of the lap through the 4000 m to relative work of the hip joint, and ratio of the work at the hip joint to the ankle joint (H/A).

度の低下率が小さい傾向がみられる．これらのことは，走動作において股関節の貢献度が大きく，次いで膝，足関節の順であることは走速度を維持するために役立つことを示唆するものであろう．

5.5 要約

本研究の目的は，長距離走者に一定ペースでの 4000 m 走を最大努力で行わせ，走動作の変化をバイオメカニクス的に分析し，走速度維持に関係するバイオメカニクス的要因を明らかにすることであった．

その結果，以下のことが明らかになった．

(1) ステップ長，ステップ頻度

① 長距離走では疲労によってステップ頻度の減少が生じるが，終盤において走速度の大きいものではステップ頻度の減少を防ぐことで走速度を維持していた．

② 疲労により支持時間の増大が生じるが，非支持時間を減少させることはステップ頻度を維持するために役立つ．

(2) キネマティクス

① 長距離走では疲労により支持期における身体の上下動が増大するが，走速度を維持していたものは，これを小さく抑えていた．

② 疲労により支持期における下腿角速度が減少するが，走速度を維持していたものは大腿角速度を維持することで走速度の減少を防いでいた．

③ 疲労により離地時の下腿の前傾が弱まるが，前傾を維持することは走速度を維持するために重要である．

(3) キネティクス

① 多くの走者において疲労による地面反力鉛直成分の第1ピークの増大とピーク後の落ち込みの増大がみられた.

② 疲労により下肢関節スティフネスは減少し，接地時の衝撃力を膝関節トルクで緩衝できなくなり，股関節トルクにより受け止めるようになった.

③ 回復期前半の股関節屈曲トルクおよび回復期後半の股関節伸展トルクのピークは終盤において減少するが，これらは走速度を維持するために重要である.

④ 回復期後半の膝関節屈曲トルクとトルクパワーが走速度の増大ばかりではなく維持にも重要な役割を持つ.

(4) エナジェティクス

① 疲労による走速度の減少によって力学的エネルギーの伝達量（Tb）は減少するが，力学的エネルギー利用の有効性（EI）を大きく保つことは走速度を持続するために役立つ.

② 下肢関節貢献度は，疲労により貢献度の大きな関節は減少し，小さな関節は増大することがみられた．また，疲労が生じても変化しない貢献度は，股関節，膝関節，足関節でそれぞれ41.5，36.5，22.0％と推測された.

以上のことから，長距離走レースの後半では身体重心の上下動を小さくし，非支持時間を短くしてステップ頻度を高くすることが走速度を維持するために重要であり，接地後に下腿をすばやく前傾させ，水平速度の減速を小さくすることや大きな股関節トルクを発揮し大腿の前後のスウィングを維

持することが走速度維持に役立つことが明らかになった．また，疲労の影響を小さくできる下肢関節貢献度は，股関節が 41.5%，膝関節が 36.5%，足関節が 22.0%であろうと推測される．

6　長距離走動作のバイオメカニクス的評価法

走動作の改善は，走動作の評価をもとに技術的欠点を把握し，改善法あるいはトレーニング法の選択およびトレーニングの実施といったステップを踏んで行われる（Nelson，1985；Ae と Kubo，1999）．したがって，走者や指導者は現段階における走動作に関する情報をもとに適切に走動作を評価することが必要である．走動作の評価が正しく行われなければ，走動作を改善できないばかりか，走動作をさらに悪化させ，パフォーマンスを低下させることにもなりかねない．このように，走動作の評価は，走動作の改善において重要なステップであると言えるであろう．

短距離走では，すでに走動作の評価が試みられている．中田（2001）は，「回復脚の引き出し」など 10 項目から疾走動作を評価し，評価前後における疾走動作の改善およびパフォーマンスの向上を報告している．一方，長距離走動作の評価は，これまでにもトレーニング現場においてコーチや選手自身が主観的に行っているが，バイオメカニクス的情報を活用した長距離走動作の評価はあまり行われていないようである．バイオメカニクス的手法を用いることにより客観的，定量的，さらにより詳細に動作を評価することができると考えられるが（阿江，1995），そのためには，評価項目や評価基準などの評価システム（評価法）を確立する必要がある．

本研究の目的は，第 4 章および第 5 章で明らかにされた一流長距離走者の特徴や疲労による走動作の変化に関するバイオメカニクス的知見をもとに長距離走動作の評価法を提案し，走者に適用することで評価法の有用性を検討することである．

6.1 評価項目の抽出

長距離走の記録は，走速度とその変化によって決定され，走速度はステップ長とステップ頻度によって，その変化はステップ長とステップ頻度の変化によって決まる．このようにステップ長とステップ頻度はパフォーマンスに直接関係するので走動作を評価するためには欠かせないものである．また，身体重心に関する項目は，身体代表点としてよく用いられ，動作の全体的な傾向を把握するためには非常に役立つであろう．

これまでにみてきたように，長距離走では下肢の動作に関して，パフォーマンスと重要な関係を示す項目が多く見られ，その力学的原因を示すキネティクスも動作の改善には非常に重要であると考えられる．さらに，長距離走者の能力は，これまで $\dot{V}O_2max$ や AT などの生理学的指標によって評価されることが多いことを考えると，エナジェティクス的項目を用いて走動作を総合的に評価することが役立つと考えられる．

6.1.1 パフォーマンスに関する評価項目

分析地点における走速度は，レース記録と非常に高い相関を示した（表 4-3）．さらに，レースの平均走速度に対する分析地点の走速度（相対走速度）は，2000 m 地点ではレース記録と有意な相関は見られなかったが，4000 m 地点では有意な相関が見られた．これらは，長距離走のパフォーマンスを分析地点の走速度および相対走速度を用いて評価できることを示していると考えられる．

ステップ長および身長に対するステップ長は，A 群から E 群の間で有意差がみられ，分析地点の走速度と高い相関を示した（表 4-3）．一方，疲労によりステップ長が減少し（表 5-1），走速度との相関係数も低くなることが示された（図 5-2）．しかし，A 群では 4000 m 地点においてもステップ

長が維持されていたことを考えると，レースを通して大きい値を維持することが重要であろう．

ステップ長と同様に支持期後半距離と非支持距離は走速度と高い相関が示されている（表 4-3）．図 6-1 は，走速度と各群の支持期後半距離および非支持距離との関係を示したものである．支持期後半距離は E 群から C 群ではあまり差はないが，C，B，A 群に大きな差がある．反対に非支持距離は E 群から C 群までは非常に大きな差があるが，C，B，A 群の間にはほとんど差がみられなかった．すなわち，C 群程度のレベルまではステップ長の増大に非支持距離が，それ以上になると支持期後半距離が重要な役割を持つことを示唆するものであろう．一方，短距離走では世界一流選手は支持期後半距離（離地距離）が比較的小さいことが報告されており（宮下ら，1986），世界一流長距離走者の支持期後半距離が大きいことは長距離走の特徴の 1 つで，これらが長距離走動作の評価項目として使えると考えられる．

支持期前半距離は走速度と有意な相関は見られなかったが（表 4-3），疲労によって増大することが示された（表 5-1）．図 6-2 は，走速度とステップ長に対する支持期前半距離の割合との関係を示したものである．2000 m および 4000 m 地点において走速度と有意な負の相関が示された．すなわち，これは記録の高い走者ほど相対的に支持期前半距離の割合が小さいことを示している．このことは，走速度を高めるため，あるいは走速度を維持するために，ステップ長を広げるために接地位置を身体の前方へ大きくするのではなく，接地位置を身体に近づけることが走速度増大や維持に役立つことを示唆するものであろう．

ステップ頻度をみると，レースでは走速度とは有意な相関は見られなかったが（表 4-3），実験走では中盤と終盤において走速度と有意な相関がみ

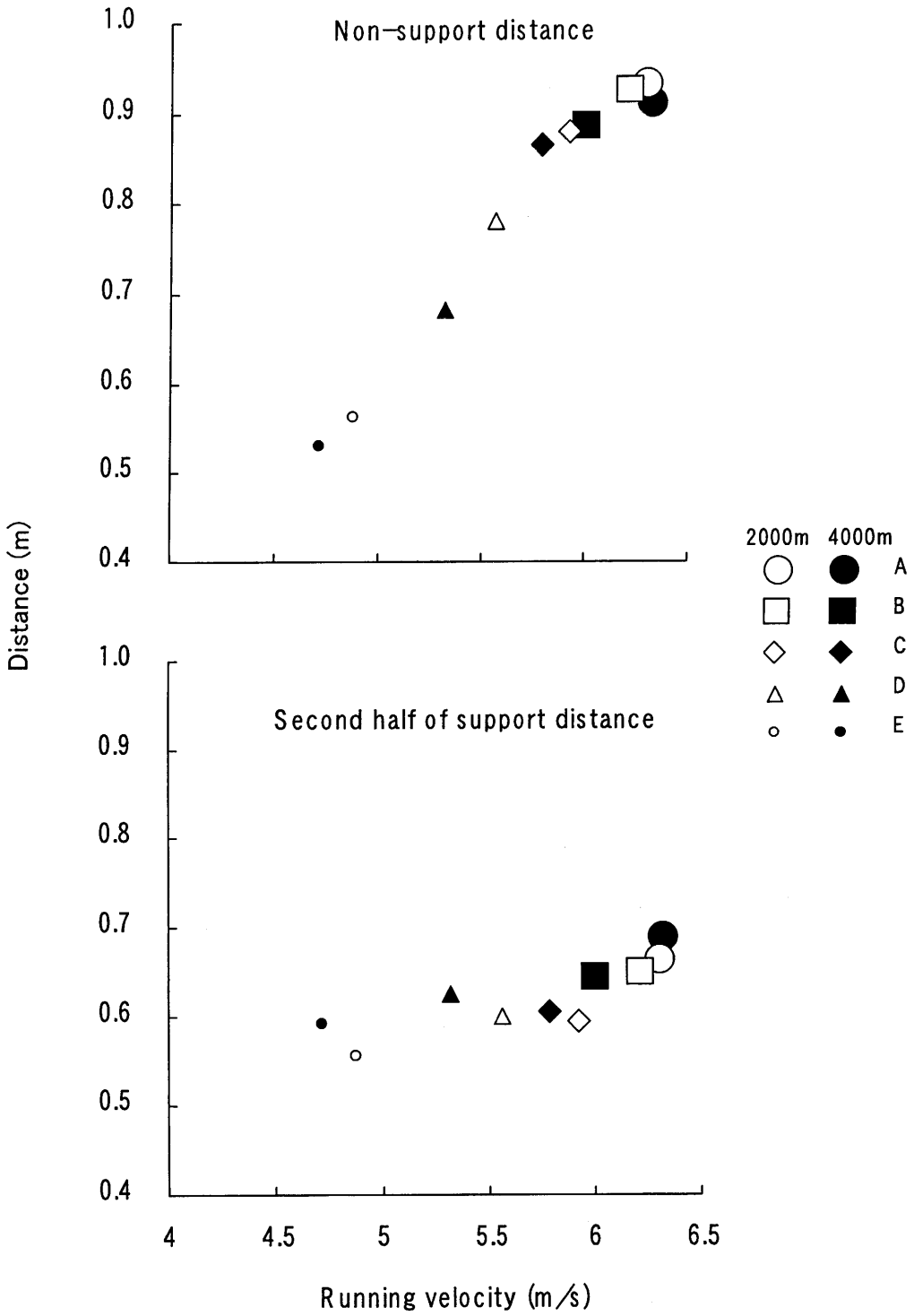


Figure 6-1 Relationships of running velocity to second half of support distance and non-support distance for each group at the 2000 m and 4000 m marks of the 5000 m race.

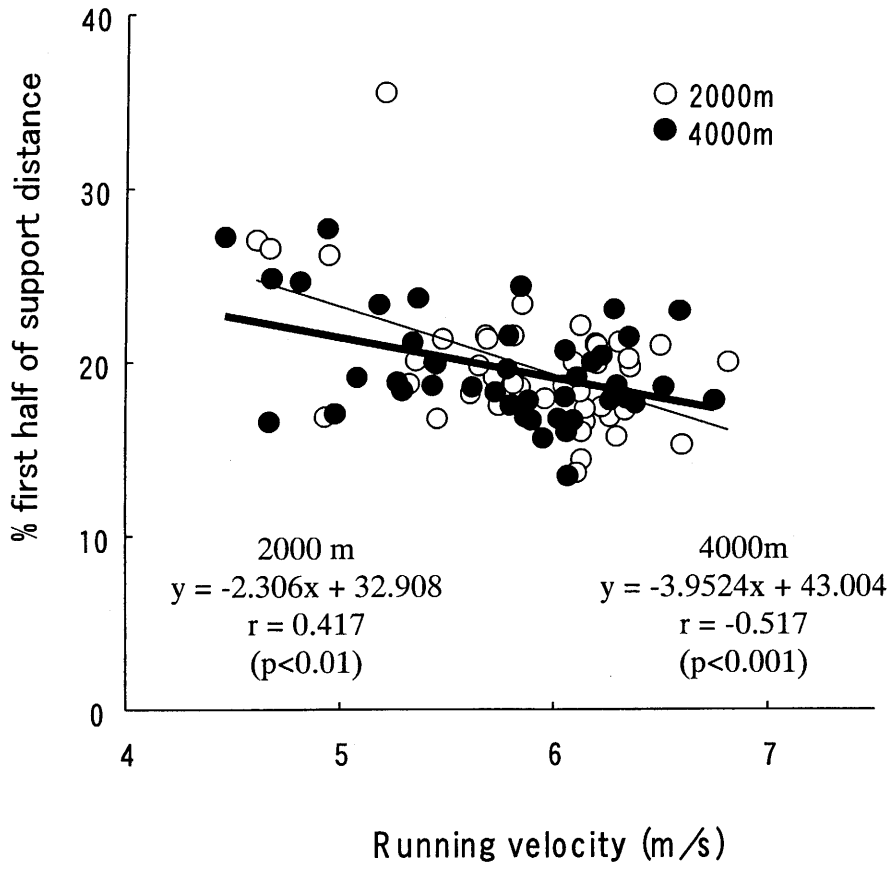


Figure 6-2 Relationship between running velocity and ratio of the first half of the support distance to the step length.

られ，中盤，終盤と徐々に相関係数は高くなっていた（図 5-2）．さらに，走速度を最も維持できた被験者 YY は，終盤においてもステップ頻度を維持していた（図 5-3）．これらは，ステップ頻度は長距離走において走速度維持に重要な役割を持つことを示唆するものであろう．

支持時間は，走速度と有意な負の相関がみられたが（表 4-3），疲労により増大することがわかった（表 5-1）．一方，非支持時間は走速度との間に有意な正の相関がみられたが，相関係数はあまり大きくなかった．図 6-3 は，2000 m 地点および 4000 m 地点における走速度と非支持時間の関係を A～B 群と C～E 群に分けて示したものである．C～E 群では 2000 m および 4000 m 地点において走速度と有意な正の相関が見られたのに対し，A～B 群では 2000 m 地点では有意な相関は見られず，4000 m 地点では有意な負の相関が見られた．この結果は，5000 m が 15 分台までは走速度の大きい走者は非支持距離を増大するために非支持時間が増大するが，一流長距離走者では非支持時間は走速度が大きい走者ほど短いことを示している．さらに，実験走において走速度を維持した被験者 YY は，終盤において非支持時間を減少し，ステップ頻度を維持していた（図 5-3）．これらは，長距離走において疲労が生じる局面では，ステップ頻度を維持するために非支持時間を減少することが役立つことを示唆するものであろう．

以上のことから，パフォーマンスに関する項目では，ステップ長，身長に対するステップ長，支持期後半距離，非支持距離，ステップ長に対する支持期前半距離の割合，ステップ頻度，支持時間および非支持時間を長距離走動作の評価項目として抽出することができる．

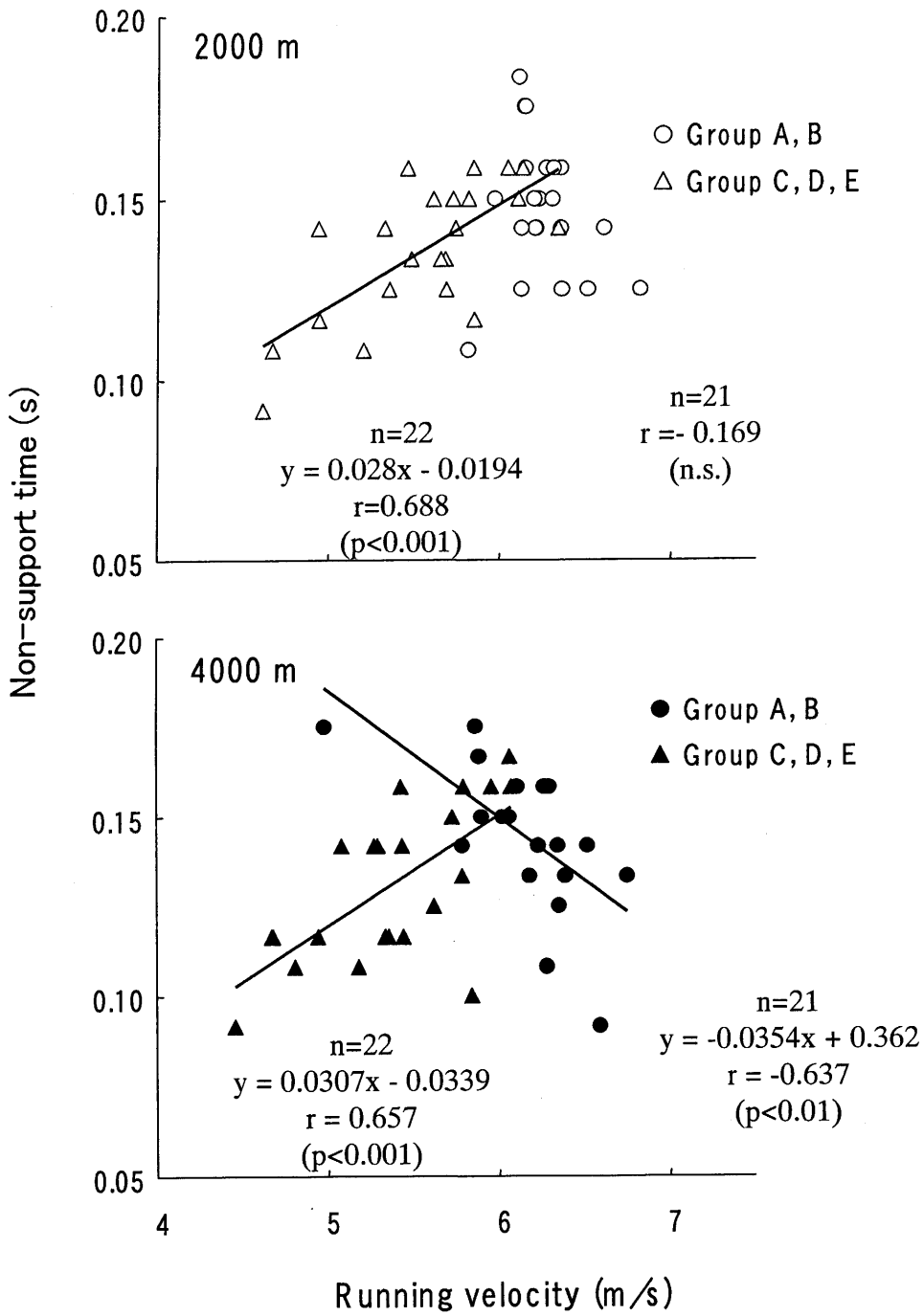


Figure 6-3 Relationship between running velocity and non-support time at the 2000 m and 4000 m marks.

6.1.2 キネマティクス的評価項目

① 身体重心に関する項目

身体重心の上下動（Hw）および非支持期における上下動（H3，H4）は，2000 m 地点において走速度と有意な正の相関が見られた（表 4-4）．これは走速度の大きいものでは非支持距離が大きく，非支持期では身体重心が放物運動するために，身体重心の上下動も大きくなると考えられる．図 6-4 は，2000 m および 4000 m 地点における走速度と身長に対する身体重心の上下動との関係を示したものである．2000 m 地点では有意ではなかったが負の傾向がみられ，4000 m 地点では有意な負の相関が見られた．これは，走速度の大きいものではステップ長の割に身体重心の上下動が小さいことを示すものであろう．実験走では H1 と H2 は終盤で増大する傾向がみられ，また終盤では走速度と有意な負の相関が示された（表 5-2）．これは，疲労が生じると支持期における上下動が増大するが，上下動を小さくすることが走速度の維持に役立つことを示唆するものであろう．

水平速度の減速量（DEC）は，走速度と有意な相関は見られず（表 4-4），疲労による変化も見られなかった（表 5-2）．しかし，長距離走は一定速度で走るため，支持期において減速が大きければ，その分加速する必要がある．多くの歩数を要するため減速と加速を小さくとどめることが望ましいであろう．図 6-5 は，2000 m および 4000 m 地点における力学的エネルギー利用の有効性指数（EI）と DEC との関係を示したものである．どちらの地点においても有意な正の相関が見られた．これらのことは，競技レベルに関わらず DEC を小さくすることは力学的エネルギー利用の有効性を高める要因となり得ることを示すものであろう．

以上のことから，身体重心に関しては，ステップ長に対する上下動およ

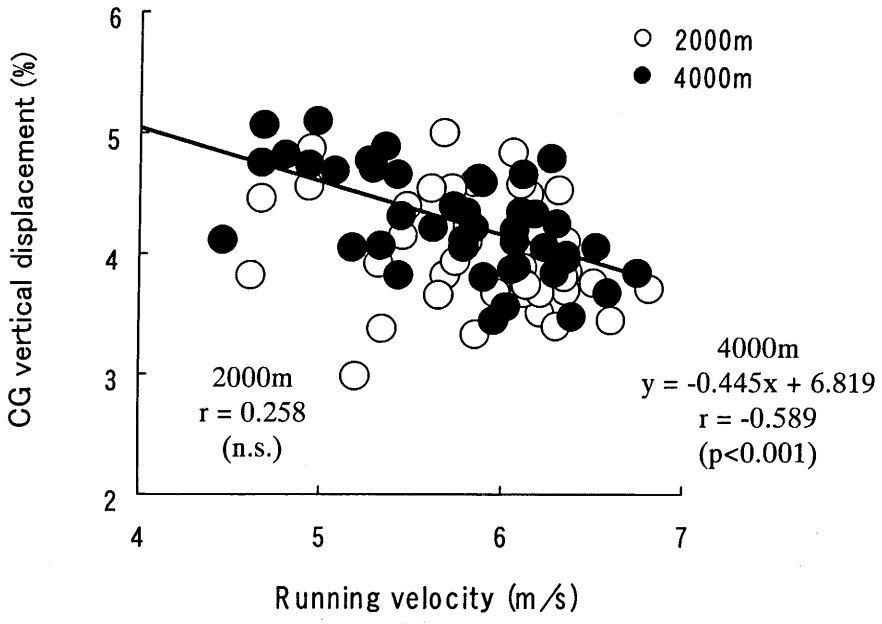


Figure 6-4 Relationship between running velocity and vertical displacement of the center of mass of a runner (CG) to step length at the 2000 m and 4000 m marks.

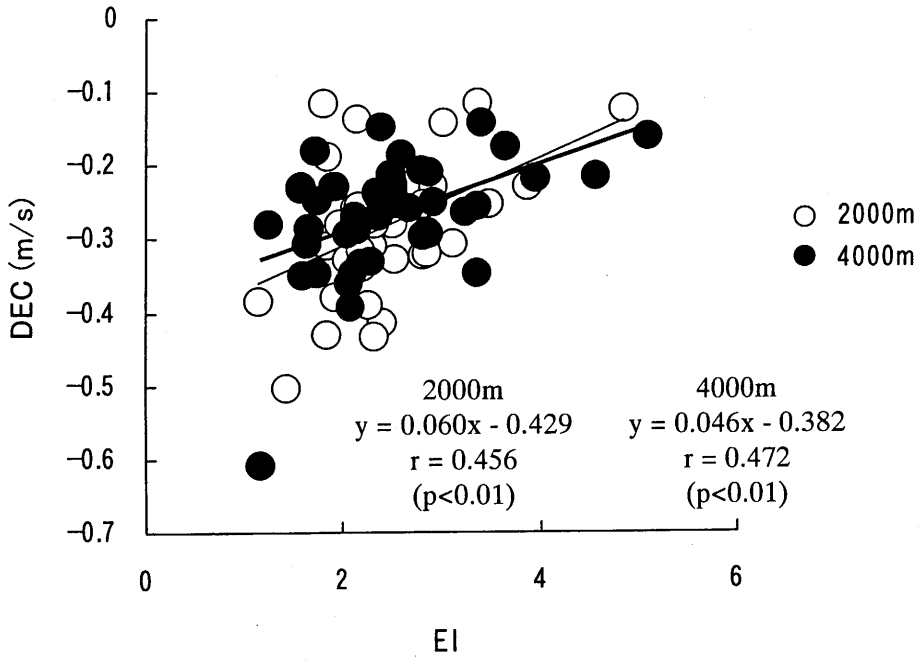


Figure 6-5 Relationship between EI and deceleration of running velocity in the support phase (DEC) at the 2000 m and 4000 m marks.

び支持期における上下動，水平速度の減速量を長距離走動作の評価項目として抽出することができる．

② 部分の動きに関する項目

大腿および下腿の角度および角速度は，一流長距離走者の特徴を明確に表すものであった．支持期（局面 1 および 2）における大腿の後方へのスウィング速度および下腿の前傾速度は，走速度と有意な相関を示した（図 4-2）．また，回復期における大腿の前方へのスウィング速度も走速度と有意な相関がみられた．実験走において局面 1 および 2 の大腿角速度は終盤で走速度と有意な相関がみられ，局面 5 の大腿角速度は終盤で有意に低下するが，終盤において走速度と有意な相関がみられた．すなわち，大腿の前後へのスウィング速度は走速度を高めるのみではなく，走速度の維持にも重要な役割を持つと考えられる．一方，局面 1 の下腿角速度は終盤で有意に低下しており，序盤と中盤で走速度と有意な相関がみられたが，終盤ではみられなかった．支持期前半の下腿の前傾速度は走速度を増大するには重要であるが，疲労の影響を受けやすいと言えよう．

2000 m 地点における離地時の下腿角度は走速度と有意な負の相関が，4000 m 地点において支持期中間の下腿角度は有意な正の相関がみられた（図 4-1）．また，離地時の下腿角度は実験走の終盤で角度の増大（前傾角度の減少）がみられ，終盤において走速度と有意な相関がみられた（図 5-6）．図 6-6 は，2000m および 4000 m 地点における走速度と支持期前半の膝関節角変位および支持期後半の下腿角変位との関係を示したものである．支持期前半の膝関節角変位は 4000 m 地点において走速度と有意な負の相関がみられ，支持期後半の下腿角変位は 2000 m 地点において走速度と有意な正の相関がみられた．これらは，支持期前半において膝関節の屈曲を小さ

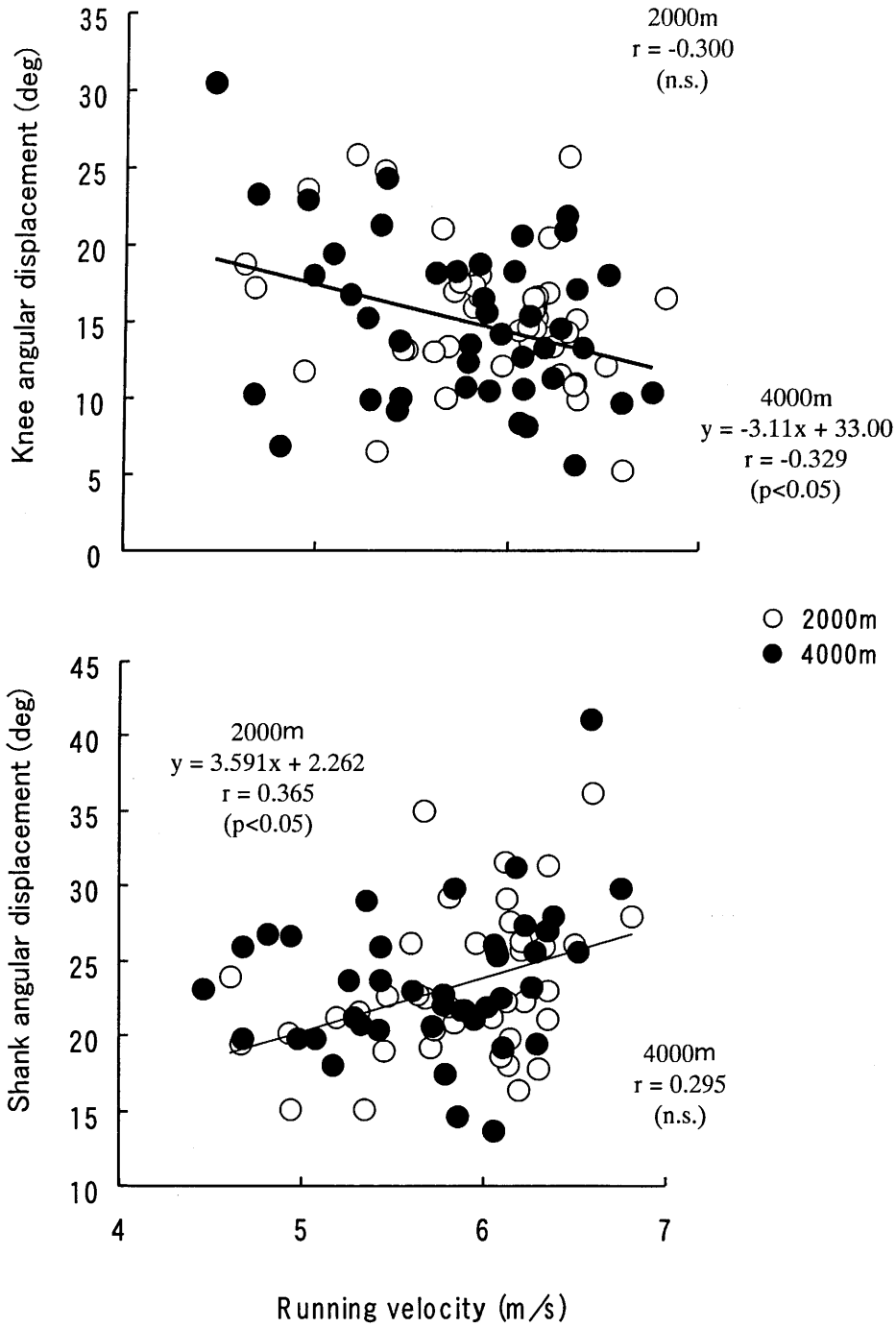


Figure 6-6 Relationships of running velocity to knee angular displacement in the first half of the support phase and shank angular displacement in the second half of the support phase at the 2000 m and 4000 m marks.

くし，支持期後半において下腿を大きく前傾することが走速度の増大および維持に役立つことを示唆するものであろう．

短距離走では，疾走動作の重要な改善点として反対足接地時の大腿の引き出しや接地直前の下腿の振り戻しがあげられているが（伊藤ら，1998；中田，2001），長距離走ではこれらと走速度の間には有意な相関はみられなかった（図 4-1 と 4-2）．さらに，反対足接地時（CFS）の大腿は各群の平均値でみると，A 群が最も後方にあったが，大腿の角速度が大きいため反対足離地時（CTO）では最も前方にあった．これらは支持期における回復脚大腿の動作範囲が大きいことを示していると考えられる．

一流長距離走者では，体幹角度や肩関節角度をみると，体幹がやや前傾し，角度の変化が小さいこと（図 4-4），反対足離地時に肘が後方へ大きく引かれること（図 4-5）などの特徴がみられた．体幹は質量が大きいため，角度変化が小さくても大きな力学的エネルギーの変化を生じ，力学的仕事が増大する．

以上のことから，部分の動きでは，大腿の前方および後方へのスウィング速度，支持期前半の下腿前傾速度，支持期前半の膝関節屈曲，支持期後半の下腿の前傾，離地時の下腿角度，体幹の前傾角度，肘の後方引き出しを長距離走動作の評価項目として抽出することができる．

6.1.3 キネティクス的評価項目

これまで一流長距離走者の地面反力を計測し，評価した例は少ない．臨床歩行分析の分野では地面反力から多くの情報を引き出し，歩行動作の評価項目に用いている（鈴木，1997）．本研究では，疲労による地面反力鉛直成分の力の落ち込みや水平成分の負から正への変化の遅れが見られたが，

走速度の維持との関係は明確ではなかった．また，実験走において走速度を最も維持できた被験者 YY は鉛直成分の第 2 ピークと水平成分の負から正への変化点の時間差が小さかった．これらは，地面反力を用いて長距離走動作の評価が可能なことを示すものである．しかし，利用できる一流長距離走者のデータが少ないことから，現段階で地面反力データを基にした項目を長距離走動作の評価に用いることは困難であると考えられる．

走速度の増大に伴い，支持脚の関節トルクパワー，特に足関節トルクパワーは増大することが報告されている（阿江ら，1986）．しかし，本研究では支持脚の関節トルクとトルクパワーには走速度と有意な相関はみられなかった．一方，回復期の関節トルクやトルクパワーには走速度と有意な関係を示すものがみられた．図 6-7 および 6-8 は，2000 m および 4000 m 地点における回復期の股関節および膝関節の関節トルクおよびトルクパワーのピークと走速度との関係を示したものである．これらはすべて走速度と有意な相関を示した．回復期前半の股関節屈曲トルク（PTH1），回復期後半の膝関節屈曲トルク（PTK2）および膝関節の負パワー（PPK2）は群間に大きな差がみられた（図 4-7，4-8）．実験走では回復期後半の股関節伸展トルク（PTH2），PTK2 および PPK2 は終盤で有意に減少していた（図 5-14，5-15）．阿江ら（1986）は，走速度の増大に伴い回復脚のパワーが大きく増大することを報告している．これらは，回復期における股関節および膝関節の関節トルクおよびトルクパワーは，長距離走において走速度の増大および維持において重要な役割を持つことを示唆するものであろう．

以上のことから，回復脚の股関節屈曲および伸展トルク，回復期後半の膝関節屈曲トルクおよび負パワーを長距離走動作の評価項目として抽出することにした．

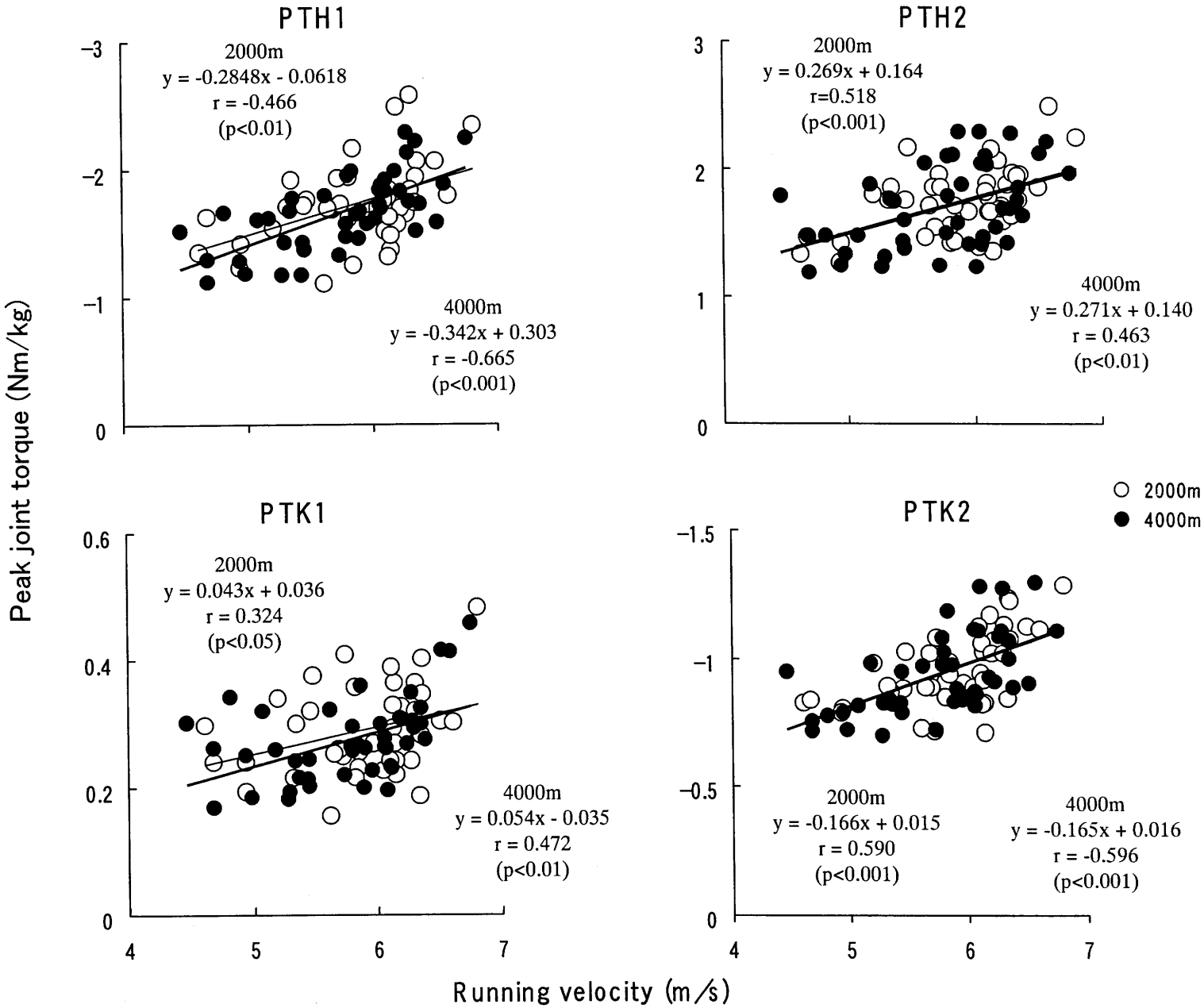


Figure 6-7 Relationships between running velocity and peak values of the hip and knee joint torque.

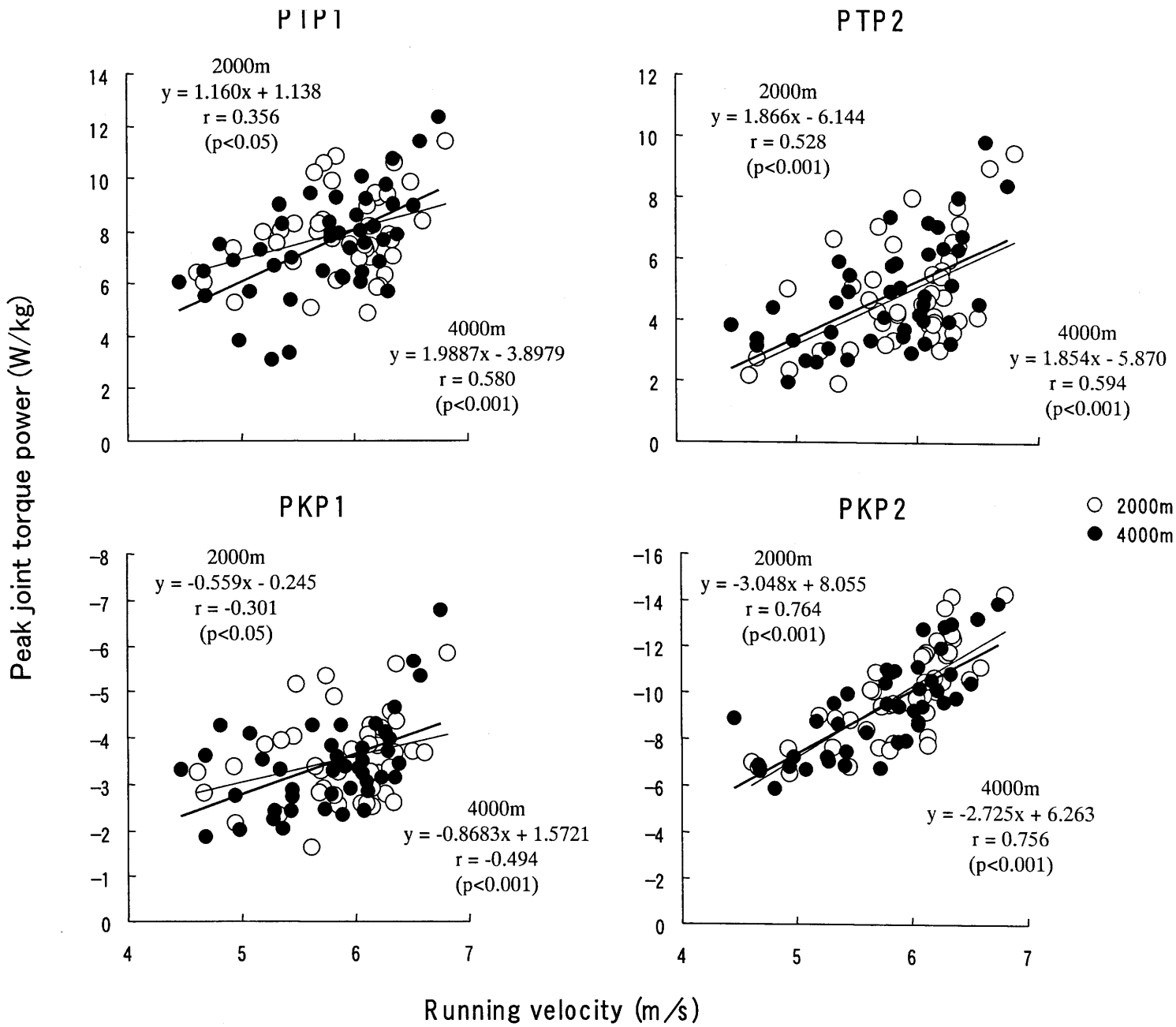


Figure 6-8 Relationships between running velocity and peak values of the hip and knee joint torque power.

6.1.4 エナジェティクス的評価項目

力学的エネルギー利用の有効性指数（EI）は，2000 m および 4000 m 地点において走速度と有意な相関を示した（図 4-13）．また，実験走においては終盤において走速度と有意な相関を示した（図 5-18）．これらは，EI が長距離走パフォーマンスを評価する指標の 1 つとして役立つことを示すものであろう．一方，平均パワー（MP）は，2000 m 地点においてのみ走速度と有意な相関がみられたが，4000 m 地点では有意な相関はみられなかった（図 4-13）．このことは，平均パワーが疲労のない状態での走速度を評価する項目の 1 つになり得ることを示すものであろう．

力学的エネルギーの伝達量（Tb）は，2000 m および 4000 m 地点において走速度と非常に高い相関を示した（図 4-14）．また，実験走においても序盤，中盤，終盤において走速度と有意な相関を示した（図 5-18）．力学的エネルギーの伝達は走速度の増大とともに増大する傾向が強いが，同様の走速度においても力学的エネルギーの伝達量に差が生じる場合がみられた（図 4-18）．したがって，Tb が長距離走動作を評価する重要な指標の 1 つになると考えられる．

A 群では股関節の力学的仕事が大きく，足関節では小さかった（図 4-15）．また，股関節および膝関節の力学的仕事は 2000 m および 4000 m 地点において走速度と有意な相関を示したが，足関節では相関はみられなかった．これは股関節および膝関節の力学的仕事が大きいことは長距離走において大きな走速度の獲得につながることを示すものであろう．

また，実験走において疲労により下肢の貢献度が変化するが（図 5-21），中盤から終盤の貢献度の変化と中盤の貢献度との間にはいずれの関節においても有意な負の相関がみられ（図 5-22），このときの回帰直線が x 軸と交差する値が股関節で 41.5%，膝関節で 36.5%，足関節で 22.0%であり，こ

れらの値は疲労が生じても貢献度が変化しない値であると考えられた．さらに，足関節に対する股関節の貢献度（H/A）は走速度の低下率と有意ではないものの負の相関傾向がみられた（図 5-25）．すなわち，H/A が大きいことは走速度を高めるのみではなく，走速度を維持することに役立つことを示すものである．なお，上述の貢献度から H/A を計算すると，1.877 となる．

弾性エネルギーの有効利用と関係があると考えられているスティフネスは，エナジェティクス的項目としてあつかうことができる．足関節スティフネスは走速度と有意な相関を示した（図 4-11，5-16）．さらに，実験走では疲労により膝関節スティフネスが低下する傾向にあることが示された．これらは，長距離走では下肢関節スティフネスが走速度の増大および走速度の維持に重要な役割を持つことを示すものであろう．しかし，レースでは下肢関節スティフネスを測定できない．そこで，画像から算出可能な有効鉛直スティフネス（Kv）を評価項目として用いることにした．Kv は足関節および膝関節スティフネスと有意な相関があり（Ka：$r=0.765$，$p<0.001$；Kk：$r=0.555$，$p<0.05$，$n=15$），下肢関節スティフネスを代表する項目として用いることができるであろう．

以上のことから，EI，MP，Tb，H/A および Kv の 5 つの項目は長距離走動作の評価に利用できると考えられる．

次に走速度をこれらの項目によって総合的に評価できるかを検討するため，EI，Tb，H/A，MP，Kv を独立変数として重回帰分析を行った．表 6-1 は，その結果を示したものである．2000 m 地点において $r = 0.968$（$p<0.001$），4000 m 地点において $r=0.978$（$p<0.001$）と非常に高い重回帰係数が得られた．それぞれの標準回帰係数においても 2000 m 地点では H/A 以外，4000 m 地点では H/A と Kv 以外で有意であった．

Table 6-1 Coefficients and standard coefficients of estimation equation for running velocity at 2000 m and 4000 m marks in the 5000 m race.

	X_0	X_1 (EI)	X_2 (Tb)	X_3 (H/A)	X_4 (MP)	X_5 (Kv)
2000m						
Coefficient	2.3595	0.2688	0.0710	0.0339	0.0850	0.0005
Standard coefficient		0.349	0.646	0.034	0.460	0.098
Significance	$p<0.001$	$p<0.001$	$p<0.001$	n.s.	$p<0.001$	$p<0.001$
4000m						
Coefficient	2.0669	0.2810	0.0785	0.0689	0.0828	0.0004
Standard coefficient		0.408	0.666	0.078	0.402	0.074
Significance	$p<0.000$	$p<0.001$	$p<0.001$	n.s.	$p<0.001$	n.s.

Running velocity = $X_0 + X_1 \times EI + X_2 \times Tb + X_3 \times H/A + X_4 \times MP + X_5 \times Kv$

ここで，EI が他の項目と有意な相関を示すことから EI を除外して再度重回帰分析を行った．表 6-2 は，その結果を示したものである．重回帰係数は，2000 m 地点において r=0.956（p<0.001），4000 m 地点において r=0.960（p<0.001）と高かった．また，それぞれの標準回帰係数は 2000 m 地点の H/A 以外ですべて有意であった．これらの結果は，EI，Tb，H/A，MP，Kv が総合的に長距離走パフォーマンスに影響を及ぼすことを示すものであり，これら 5 つの項目を用いて長距離走動作を総合的に評価することが可能であることを示唆するものであろう．

以上により，長距離走動作の評価に利用できるパフォーマンスに関する項目，キネマティクス的項目，キネティクス的項目，エナジェティクス的項目が抽出できた．次節では，これらの項目を用いて走動作の評価を試み，評価法の有効性を検討する．

6.2 走動作のバイオメカニクス的評価法の適用

6.2.1 評価の手順

表 6-3 は，上述した評価項目をまとめたものである．まず，走動作の評価は，被験者の走動作を分析し，ここに示した評価項目を算出した．ここで項目のタイプは，評価項目がパフォーマンスと正および負の相関があった場合（＋あるいは－と示した），あるいは非支持時間のように最適値がある場合（＋－と示した）を示している．これらの評価項目については，被験者の値をモデルと比較することで評価した．

図 6-9 は，評価の基準を示したものである．被験者の値は，モデルの平均値と標準偏差から分けられた 4 つ区分のいずれかに相当し，それぞれ高い方から◎（とても良い），○（良い），△（普通），×（悪い）と評価した．

Table 6-2 Coefficients and standard coefficients of estimation equation for running velocity with the exception of EI at 2000 m and 4000 m marks in the 5000 m race.

	X_0	X_2 (Tb)	X_3 (H/A)	X_4 (MP)	X_5 (Kv)
2000m					
Coefficient	3.0336	0.0923	0.0520	0.0356	0.0006
Standard coefficient		0.839	0.053	0.193	0.135
Significant	$p<0.001$	$p<0.001$	n.s.	$p<0.001$	$p<0.05$
4000m					
Coefficient	2.6668	0.0996	0.1282	0.0297	0.0009
Standard coefficient		0.844	0.145	0.144	0.145
Significant	$p<0.001$	$p<0.001$	$p<0.01$	$p<0.01$	$p<0.01$

$$\text{Running velocity} = X_0 + X_2 \times Tb + X_3 \times H/A + X_4 \times MP + X_5 \times Kv$$

Table 6-3 Variables and evaluation types of distance running motion.

Class	Variables	Types
Performance descriptors	Step length	+
	Step length to height	+
	Ratio of first half of support to step length	−
	Second half of support distance	+
	Non-support distance	+
	Step frequency	+
	Support time	−
	Non-support time	0
Kinematics, CG	CG vertical movement to step length	−
	CG vertical movement in support	−
	Deceleration of horizontal velocity	+
Kinematics, segment	Thigh backward swing in second half of support	−
	Thigh forward swing in first half of contra-lateral support	+
	Shank forward rotation velocity in first half of support	−
	Knee flection in first half of support	−
	Shank angular displacement in second half of support	+
	Shank angle at toe off	−
	Torso angle in a cycle	0
	Minimum shoulder angle	−
Kinetics	Hip flection torque in early recovery phase	−
	Hip extension torque in late recovery phase	+
	Knee flection torque in late recovery phase	−
	Negative power at the knee in late recovery phase	−
Energetics	EI	+
	Tb	+
	H/A	0
	MP	+
	Kv	0

+ and - indicate positive and negative relationship to the 5000 m performance, and O indicates that the variables have the optimal value.

+ / − type

	−SD	Mean value of model		+SD
	Poor	Fair	Good	Very good
Symbol	×	△	○	◎
Score	1	2	3	4

O type

	−SD	Mean value of model		+SD
	Poor	Good	Good	Poor
Symbol	×	○	○	×
Score	1	3	3	1

Figure 6-9 Symbols and score of the evaluation types listed on Table 6-3.

また，最適値がある場合（非支持時間，体幹角度，足関節に対する股関節貢献度（H/A），有効鉛直スティフネス（Kv））は，平均値と標準偏差の間は○（良い），標準偏差以上および以下は×（悪い）として評価した．さらに，それぞれの評価結果から×を1点，△を2点，○を3点，◎を4点として得点化した．評価得点はパフォーマンスに関する項目，キネマティクス的項目，キネティクス的項目，エナジェティクス的項目でそれぞれ合計した．

エナジェティクス的項目については，力学的エネルギーの有効性指数（EI），力学的エネルギーの伝達量（Tb），足関節に対する股関節貢献度（H/A），平均パワー（MP），有効鉛直スティフネス（Kv）の5つの項目により総合的に評価するため，第4章に示した43名のデータから以下の式で標準得点（SS）を算出した．

$$SS = 10 \times \frac{x - \overline{X}}{SD} + 50 \qquad (6.1)$$

ここで，x は被験者の値，$\overline{X}$ は平均値（43名），SD は標準偏差である．

標準得点化された5つのエナジェティクス的項目をチャート図に示し，プロフィール的に評価した．

6.2.2 評価の実際

被験者は，日本一流男子長距離走者1名（被験者T）および男子学生長距離走者4名（被験者A，B，C，D）とした．被験者T（年齢23歳，身長1.73 m，体重59 kg）が2003年国際グランプリ陸上大阪大会男子5000mにおいて自己記録（13分26秒19）を出したが，そのレース中の動作をVTR撮影した．表6-4は，学生長距離走者の身体特性と評価を行った2回の5000 mレース記録を示したものである（それぞれFIRSTとSECONDという）．

Table 6-4 Characteristics of the subjects for the evaluation of running motion.

	Age (yrs)	Height (m)	Body mass (kg)	FIRST (min:s)	SECOND (min:s)
A	21	1.75	59.0	15:09.95	15:00.81
B	21	1.67	51.5	15:32.20	15:31.31
C	19	1.72	58.0	15:02.87	15:25.00
D	19	1.63	57.0	16:42.77	16:48.60

撮影したレースは，FIRSTは2000年4月2日，SECONDは2000年8月19日にT大学陸上競技場で行われたT大学競技会男子5000mであった．被験者AとBは，FIRSTとSECONDのどちらにおいても自己記録であった．さらに，SECONDは8月の暑い時期に行われているので，ここでの記録向上は実質的には大きなパフォーマンスの向上があったとみなすことができよう．

撮影方法やデータ処理については第3章で述べた通りである．

走動作評価のモデルとして，被験者Tではレース記録が日本一流長距離走者の平均値より優れていたため世界一流長距離走者群（A群）を，被験者A，B，C，Dではより上位の目標である日本一流長距離走者群（B群）を用いた．被験者A～DにはFIRSTにおける評価結果をフィードバックし，データについての理解を深める説明を加え，改善点やトレーニング法についてディスカッションし，その後再評価を行った．なお，被験者A～DにはFIRSTとSECONDの間で通常のトレーニングを行わせ，その中で改善点を意識することで走動作の改善に努めさせた．

① 被験者Tについて

表6-5は，被験者Tのパフォーマンスに関する項目の評価結果を示したものである．2000 m地点において走速度がやや遅かったため，多くの評価項目で悪いと評価された．しかし，支持期後半距離，ステップ頻度は普通，非支持時間は良いと評価され，支持時間が長いものの非支持時間が短く，ステップ頻度が高かったことがわかった．4000 m地点では走速度はモデルとほぼ同等で良いと評価され，相対走速度も普通で，レース後半に走速度を維持していたことが示されたと考えられる．ステップ長は非常に良い，ステップ頻度は悪いと評価され，レース後半の走速度の維持にステップ長

Table 6-5 The evaluation in performance descriptors for subject T at 2000 m and 4000 m marks.

Variables		2000 m				4000 m			
		Mean	SD	Subj T		Mean	SD	Subj T	
RV	m/s	6.30	0.11	5.89	×	6.32	0.20	6.33	○
%RV	%	101.7	2.0	95.0	×	102.1	3.4	102.0	△
SL	m	1.97	0.05	1.86	×	1.98	0.05	2.06	◎
SL/HT		1.15	0.05	1.08	×	1.15	0.04	1.19	○
%FHD	%	18.9	1.8	22.9	×	19.3	2.0	21.1	△
SHD	m	0.664	0.051	0.636	△	0.689	0.062	0.607	×
NSPD	m	0.934	0.082	0.802	×	0.912	0.105	1.016	○
SF	step/s	3.20	0.09	3.16	△	3.19	0.09	3.08	×
SPT	s	0.167	0.008	0.183	×	0.171	0.013	0.167	○
NSPT	s	0.146	0.014	0.133	○	0.143	0.018	0.158	○

RV = running velocity, %RV = ratio of running velocity to mean velocity of 5000 m race, SL = step length
SL/HT = ratio of step length to body height, %FHD = ratio of first half of support distance to step length,
SHD = second half of support distance, NSPD = non-support distance, SF = step frequency, SPT = support time,
NSPT = non-support time

が貢献していたと考えられる.

表 6-6 は，被験者 T のキネマティクス的項目の評価結果を示したものである. 2000 m 地点において支持期前半の下腿の前傾速度が非常に良いと評価され，支持期における身体重心の上下動および水平速度の減速量は良いと評価された．しかし，体幹角度はやや前傾が大きく，肘の後方への引き出しも小さく，悪いと評価された. 4000 m 地点では，身体重心に関しては良い評価で，下腿の前傾速度に加え，大腿の後方へのスウィング速度も良いと評価された.

表 6-7 は，被験者 T のキネティクス的項目の評価結果を示したものである．2000 m 地点では股関節伸展トルクが大きく，非常に良いと評価され，他は普通であった．4000 m 地点においても同様の傾向であった.

図 6-10 は, 被験者 T のエナジェティクス的項目の評価結果を示したものである．2000 m 地点では Tb と Kv で悪かったが，EI は平均値に近く評価は良かった．4000 m 地点では EI，Tb および Kv で良いと評価され，MP 以外はモデルの平均値と同等かそれ以上であった．被験者 T には EI が大きい特徴があると言えよう.

以上の評価結果から，被験者 T はレース前半ではステップ頻度に，レース後半ではステップ長に依存しており，支持期前半における下腿の前傾速度が大きく, 身体重心の上下動や水平速度の減速が小さいことがわかった. また，股関節の伸展トルクが大きく発揮されており，大腿の前後へのスウィング速度は大きかった. 総合的に見ると, EI が大きいことが特徴であり，今後平均パワーを大きくすることがパフォーマンス向上の課題であると考えられる.

Table 6-6 Kinematic evaluation for subject T at 2000 m and 4000 m marks.

Variables		2000 m				4000 m			
		Mean	SD	Subj. T		Mean	SD	Subj. T	
CG vertical movement to SL	%	3.88	0.30	4.08	△	4.20	0.34	3.74	◎
CG vertical movement in FHSP	m	0.041	0.007	0.040	○	0.043	0.007	0.040	○
Deceleration of horizontal velocity	m/s	−0.287	0.086	-0.261	○	−0.257	0.067	-0.239	○
Thigh backward swing velocity in SHSP	deg/s	−480.4	33.6	-475.9	△	−475.3	27.2	-497.3	○
Thigh forward swing velocity in FHSP	deg/s	537.2	64.0	555.2	○	551.7	60.3	512.9	△
Shank forward rotation velocity in FHSP	deg/s	−489.2	13.7	-516.3	◎	−488.8	27.2	-570.8	◎
Knee joint displacement in FHSP	deg	14.2	4.7	17.4	△	15.3	4.7	19.3	△
Shank angular displacement in SHSP	deg	24.2	4.0	20.9	△	24.4	3.6	22.1	△
Shank angle at TO	deg	−50.8	2.5	-50.7	△	−51.4	3.4	-49.9	△
Torso angle in a cycle	deg	7.38	1.75	10.03	×	8.53	1.81	8.04	○
Shoulder angle at CTO	deg	−56.8	4.8	-51.7	×	−56.0	5.4	-49.1	×

SL = step length, FHSP = first half of support phase, SHSP = second half of support phase, TO = toe off, CTO = contra-lateral toe off

Table 6-7 Kinetic evaluation for subject T at 2000 m and 4000 m marks.

Variables		2000 m				4000 m			
		Mean	SD	Subj. T		Mean	SD	Subj. T	
PTH1	Nm/kg	−1.91	0.34	-1.68	△	−1.98	0.25	-1.65	×
PTH2	Nm/kg	1.78	0.20	2.26	◎	1.91	0.27	2.05	○
PTK2	Nm/kg	−1.09	0.12	-1.02	△	−1.09	0.13	-1.02	△
PPK2	W/kg	−11.35	1.76	-10.15	△	−11.56	1.69	-10.96	△

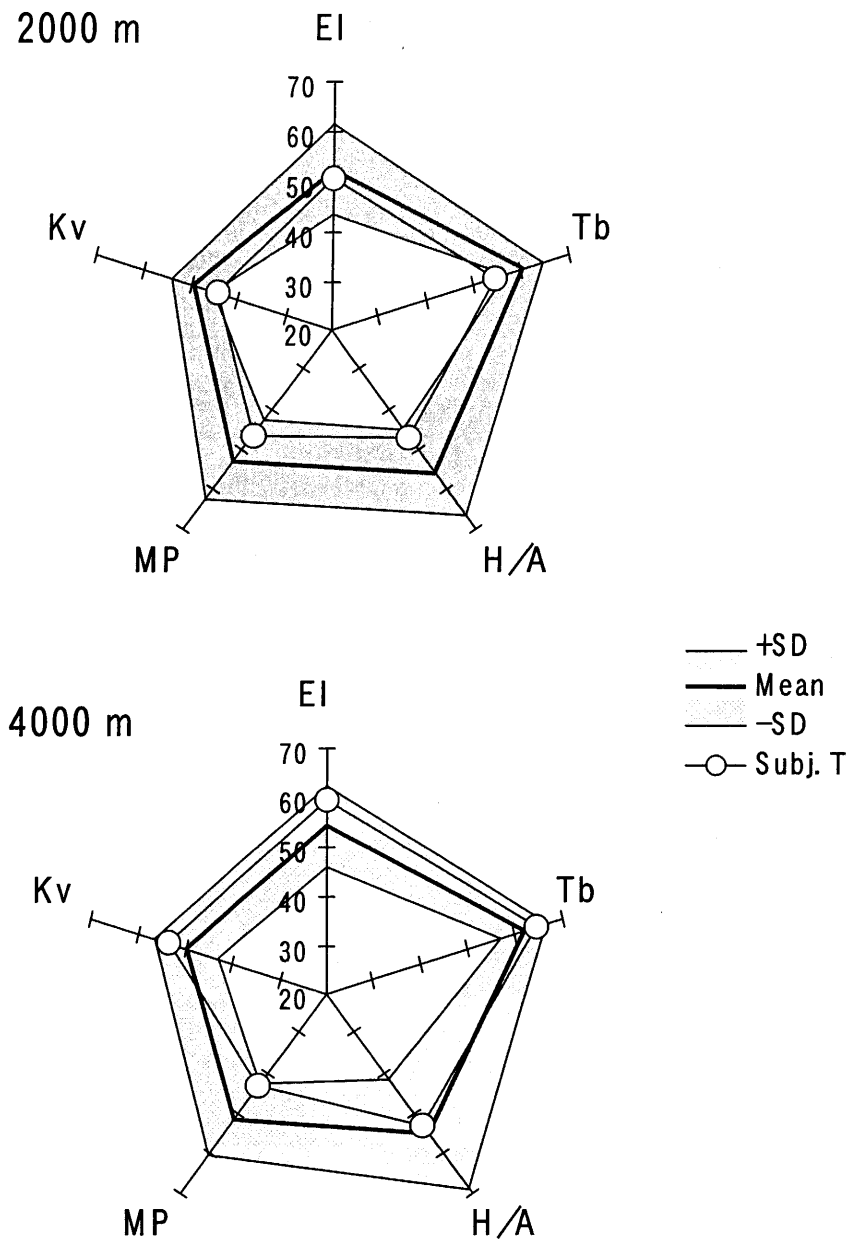


Figure 6-10 Energetic evaluation for subject T at the 2000 m and 4000 m marks.

② 被験者 A～D について

表 6-8～10 および図 6-11 は，それぞれ被験者 A～D のパフォーマンスに関する項目，キネマティクス的項目，キネティクス的項目およびエナジェティクス的項目の評価結果を示したものである．

被験者 A

被験者 A は，2000 m 地点において支持期前半のステップ長に対する割合（％FHD）が普通と評価され，支持時間と非支持時間は良いと評価された．4000 m 地点では走速度が減少し，支持時間も増大していた．キネマティクス的評価では，2000 m 地点において水平速度の減速量，大腿の後方へのスウィング速度，支持期前半における膝関節の屈曲，体幹角度は良いと評価されたが，4000 m 地点では水平速度の減速量と体幹角度のみが良いの評価で，支持期前半の膝関節の屈曲は悪いと評価された．キネティクス的項目では，回復期後半の膝関節の負パワー（PKP2）以外は普通の評価であった．エナジェティクス的項目では，2000 m 地点では Tb と MP 以外は良いの評価であったが，4000 m 地点において Kv は減少し，MP は増大していた．

以上の結果から，被験者 A は，レース前半で支持期前半距離の割合および支持期前半の膝関節屈曲が小さいが，レース後半ではこれらが大きくなり，支持脚の屈曲・伸展のパワーが増大していたが，体幹は非常に安定した走りであると評価される．

被験者 B

被験者 B は，4000 m 地点ではステップ頻度は良いと評価されたが，支持時間と非支持時間は悪いと評価された．キネマティクス的項目では，2000 m 地点においてステップ長に対する身体重心の上下動と支持期における身体重心の上下動は非常に良いと評価されたが，支持期前半の膝関節の屈曲が非常に悪かった．4000 m 地点では支持期前半の下腿の前傾速度が悪くな

Table 6-8 The evaluation in performance descriptors for subjects A, B, C and D at 2000 m and 4000 m marks.

Variables		2000 m						4000 m					
		Mean	SD	A	B	C	D	Mean	SD	A	B	C	D
RV	m/s	6.21	0.27	5.45 ×	5.35 ×	5.74 ×	4.93 ×	6.00	0.40	5.08 ×	5.17 ×	5.61 △	4.67 ×
%RV	%	101.6	4.6	99.3 △	99.7 △	103.6 ○	98.9 △	99.4	6.8	92.4 ×	96.4 △	101.4 ○	93.7 △
SL	m	1.93	0.11	1.73 ×	1.60 ×	1.77 ×	1.48 ×	1.88	0.08	1.61 ×	1.60 ×	1.68 ×	1.40 ×
SL/HT		1.114	0.041	0.987 ×	0.960 ×	1.028 ×	0.908 ×	1.09	0.03	0.919 ×	0.955 ×	0.979 ×	0.860 ×
%FHD	%	18.2	3.0	21.1 △	25.4 ×	22.4 ×	20.9 △	18.5	1.9	25.5 ×	29.0 ×	23.6 ×	23.9 ×
SHD	m	0.650	0.062	0.489 ×	0.512 ×	0.545 ×	0.459 ×	0.644	0.079	0.458 ×	0.558 ×	0.567 △	0.508 ×
NSPD	m	0.927	0.138	0.873 △	0.684 ×	0.828 △	0.711 ×	0.887	0.105	0.740 ×	0.575 ×	0.720 ×	0.558 ×
SF	step/s	3.23	0.16	3.16 △	3.33 ○	3.24 ○	3.33 ○	3.20	0.18	3.16 △	3.24 ○	3.33 ○	3.33 ○
SPT	s	0.163	0.017	0.158 ○	0.175 △	0.167 △	0.158 ○	0.167	0.014	0.175 △	0.200 ×	0.175 △	0.183 ×
NSPT	s	0.147	0.022	0.158 ○	0.125 ○	0.142 ○	0.142 ○	0.147	0.022	0.142 ○	0.108 ×	0.125 ○	0.117 ×

RV = running velocity, %RV = ratio of running velocity to mean velocity of 5000 m race, SL = step length, SL/HT = ratio of step length to body height, %FHD = ratio of first half of support distance to step length, SHD = second half of support distance, NSPD = non-support distance, SF = step frequency, SPT = support time, NSPT = non-support time

Table 6-9 Kinematic evaluation for subjects A, B, C and D at 2000 m and 4000 m marks.

Variables		2000 m										4000 m									
		Mean	SD	A		B		C		D		Mean	SD	A		B		C		D	
CG vertical movement to SL	%	3.84	0.33	4.14	△	3.37	◎	3.94	△	4.57	×	4.11	0.48	4.69	×	4.04	○	4.22	△	4.75	×
CG vertical movement in FHSP	m	0.036	0.007	0.037	△	0.028	◎	0.035	○	0.032	○	0.041	0.007	0.046	△	0.045	△	0.040	○	0.038	○
Deceleration of horizontal velocity	m/s	−0.295	0.067	-0.263	○	-0.310	△	-0.321	△	-0.255	○	−0.303	0.113	-0.286	○	-0.349	△	-0.243	○	-0.228	○
Thigh backward swing velocity in SHSP	deg/s	−452.6	60.4	-458.9	○	-447.3	△	-460.8	○	-413.8	△	−438.0	62.7	-432.7	△	-473.6	○	-425.4	△	-350.1	×
Thigh forward swing velocity in FHSP	deg/s	541.4	53.4	496.3	△	492.3	△	495.6	△	545.7	○	525.5	34.5	452.6	×	490.6	×	539.1	○	536.0	○
Shank forward rotation velocity in FHSP	deg/s	−520.8	50.6	-462.6	×	-547.1	○	-506.8	△	-444.0	×	−493.1	46.2	-457.1	△	-421.6	×	-547.0	◎	-420.4	×
Knee joint displacement in FHSP	deg	15.0	3.7	13.1	○	24.8	×	17.6	△	11.8	○	13.4	4.6	19.4	×	16.8	△	18.2	×	10.2	○
Shank angular displacement in SHSP	deg	25.4	6.0	19.0	×	15.1	×	20.4	△	20.2	△	24.0	7.4	19.7	△	18.0	△	23.0	△	25.9	○
Shank angle at TO	deg	−53.1	3.9	-47.3	×	-48.7	×	-48.1	×	-44.2	×	−50.4	4.7	-47.8	△	-48.7	△	-49.8	△	-48.3	△
Torso angle in a cycle	deg	6.8	2.4	7.1	○	9.3	×	11.4	×	9.8	×	7.7	2.4	6.9	○	10.8	×	10.5	×	6.0	○
Shoulder angle at CTO	deg	−54.6	7.0	-49.3	△	-47.4	×	-48.9	△	-45.5	×	−53.9	5.7	-44.1	×	-49.9	△	-45.6	×	-47.0	×

SL = step length, FHSP = first half of support phase, SHSP = second half of support phase, TO = toe off, CTO = contra-lateral toe off

Table 6-10 Kinetics evaluation for subjects A, B, C and D at 2000 m and 4000 m marks.

Variables		2000 m										4000 m									
		Mean	SD	A		B		C		D		Mean	SD	A		B		C		D	
PTH1	Nm/kg	−1.80	0.34	-1.72	△	-1.92	○	-1.73	△	-1.23	×	−1.65	0.22	-1.61	△	-1.62	△	-1.80	○	-1.12	×
PTH2	Nm/kg	1.86	0.31	1.76	△	1.86	△	1.86	△	1.27	×	1.77	0.37	1.48	△	1.88	○	2.05	○	1.48	△
PTK2	Nm/kg	−1.00	0.15	-0.88	△	-0.87	△	-1.08	○	-0.79	×	−0.95	0.15	-0.82	△	-0.98	○	-0.97	○	-0.75	×
PPK2	W/kg	−10.90	1.80	-6.81	×	-8.90	×	-9.39	△	-7.58	×	−9.94	1.61	-6.69	×	-8.76	△	-8.31	×	-6.86	×

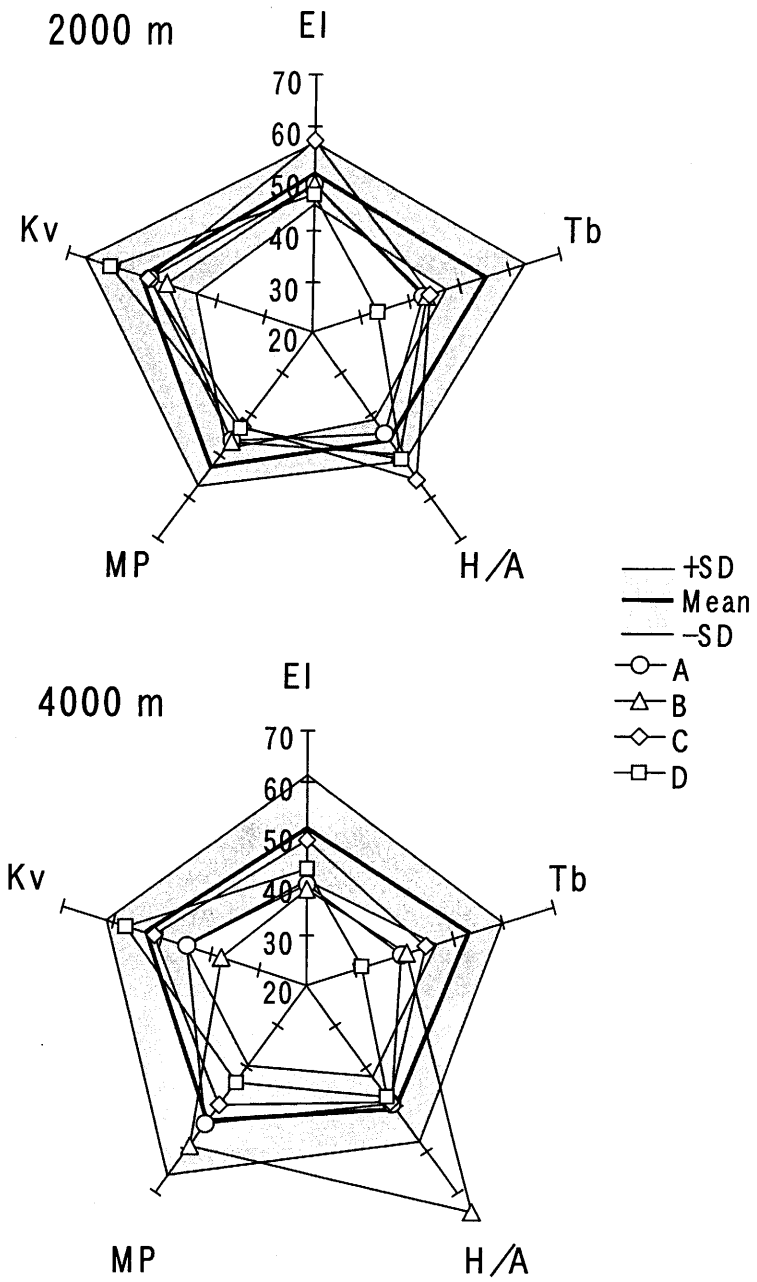


Figure 6-11 Energetic evaluation for subjects A, B, C and D at the 2000 m and 4000 m marks.

っていた．キネティクス的項目では，2000 m 地点では回復期前半の股関節屈曲トルク（PHT1）が，4000 m 地点では回復期後半の股関節伸展トルク（PTH2）および膝関節屈曲トルク（PKT2）が良いと評価された．エナジェティクス的項目では，2000 m 地点において Tb と MP 以外は良いの評価であったが，4000 m 地点において Kv が減少し，MP と H/A が大きく増大していた．

以上の結果から，被験者 B は，レース前半では身体重心の上下動が小さいが，支持時間が長く，支持脚の屈曲が大きい走りであり，レース後半ではさらに支持時間の増大と非支持時間の減少が生じ，つぶれた走りになるが，回復脚の動作が強いと評価される．

被験者 C

被験者 C は，2000 m と 4000 m 地点において相対走速度（%RV），ステップ頻度および支持期における身体重心の上下動は良いと評価され，4000 m 地点では支持期前半の下腿前傾速度は非常に良いと評価された．2000 m および 4000 m 地点において EI は他の被験者より大きく，Kv はほぼモデルと同じで，他の項目もバランスよいことがわかる．

以上の結果から，被験者 C は，レース前半と後半において走速度とステップ頻度が大きく，レース後半では支持期前半の下腿の前傾がすばやく，回復脚のトルクも大きく発揮されていたと評価される．また，EI が高いばかりでなく，総合的によい動作であると評価される．

被験者 D

被験者 D は，2000 m 地点ではステップ頻度，支持時間および非支持時間が良いと評価されたが，4000 m 地点ではステップ頻度は良い，支持時間と非支持時間は悪いと評価された．キネマティクス的項目では，2000 m および 4000 m 地点において支持期における身体重心の上下動および水平速度

の減速量，大腿の前方へのスウィング速度は良いと評価されたが，大腿の後方へのスウィング速度や下腿の前傾速度は良くなかった．キネティクス的項目では，4000 m 地点における PHT2 以外は悪いと評価された．エナジェティクス的項目では，2000 m および 4000 m 地点において Kv が大きく，Tb が小さかった．

以上の結果から，被験者 D は，レース前半と後半において大腿の前方へのスウィングは速いが，後方へのスウィングは遅く，力学的エネルギーの伝達も非常に小さかったと評価される．これは左右の大腿の前後へのシザース動作を股関節屈曲および伸展トルクによりタイミングよく行えていなかったためと考えられる．

図 6-12 は，被験者 A～D における最初の評価（FIRST，横軸）と再評価（SECOND，縦軸）における各項目の合計得点を示したものである．

被験者 A と B は 5000 m の記録が向上し，被験者 D ではやや低下し，被験者 C では大きく低下していた．被験者 B では 2000 m と 4000 m 地点においてすべての項目で向上しており，被験者 A も 2000 m 地点ではキネマティクス的項目とエナジェティクス的項目で低下しているものの 4000 m 地点ではすべての項目で増大していた．一方，被験者 C は 4000 m 地点においてキネマティクス的項目以外で，被験者 D は 4000 m 地点においてパフォーマンスに関する項目以外で低下していた．これらのことは，本研究で用いた走動作の評価項目がパフォーマンスとともに変化していたことを示していると考えられる．

以上のことから，本研究で用いたパフォーマンスに関する項目，キネマティクス的項目，キネティクス的項目，エナジェティクス的項目が一流長距離走者から学生長距離走者までの幅広い競技レベルにある選手の長距離走動作を評価できること，さらに評価結果はパフォーマンスの変化を反映

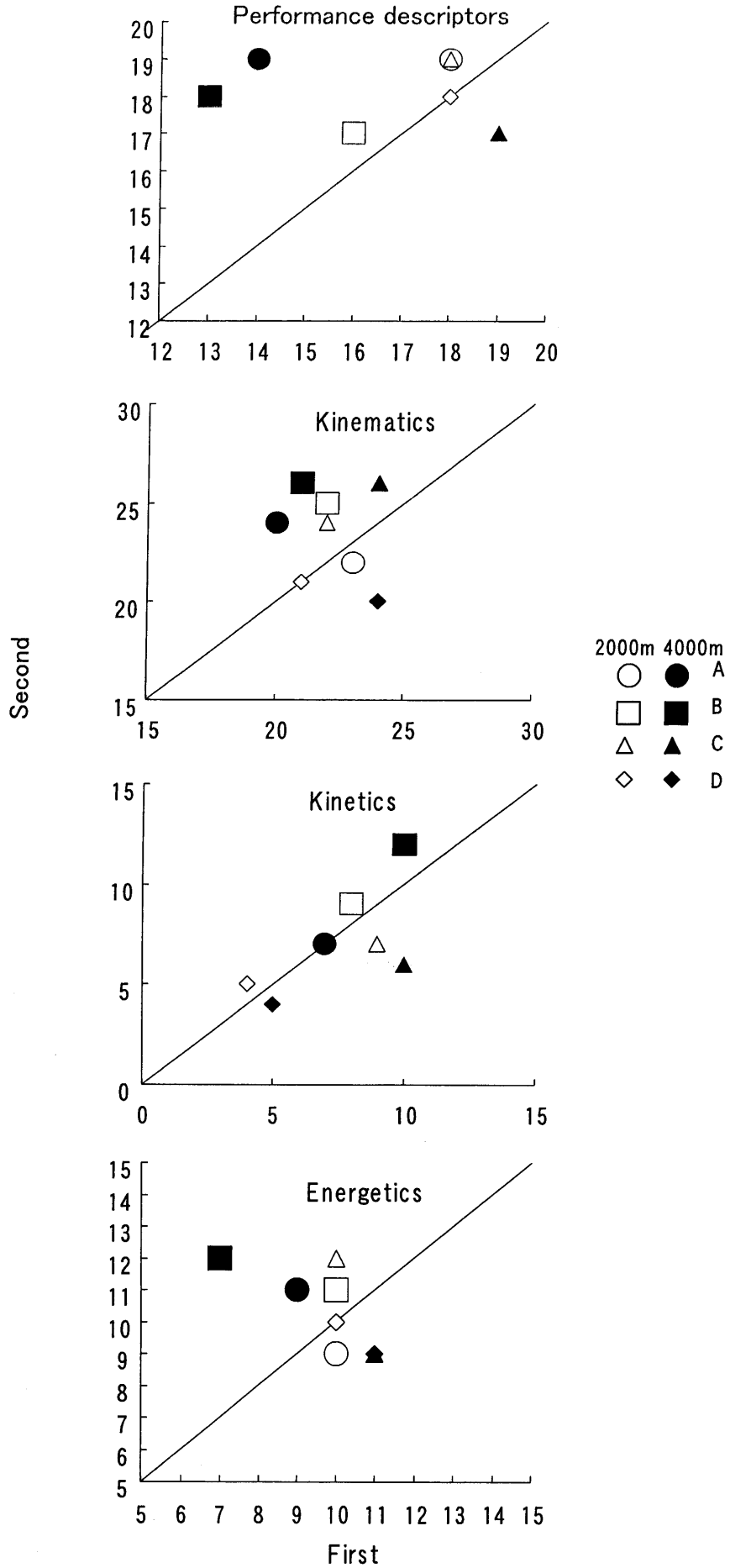


Figure 6-12 Changes in the evaluation score of performance descriptors, kinematics, kinetics and energetics for subjects A, B, C and D at the 2000 m and 4000 m marks between First and Second races

するものであることが示されたと言えるであろう．

6.3 バイオメカニクス的評価法の有用性

長距離走のトレーニングの場では走動作改善への関心は低い．改善が試みられる場合も指導者や選手の経験や勘に基づいているのが現状であろう．最近では，ビデオカメラにより指導者や選手が走動作を観察する機会が増えたが，一流走者をモデルにしても定性的な比較しかできず，どこが異なるのかを正確に見抜くことは非常に困難である．しかし，バイオメカニクス的手法を用いると，走動作をモデルと比較することができ，部分的にかつ詳細に比較することもできる．また，一流走者の平均値や世界記録保持者，さらに学習者が目標とする走者をモデルとすることも可能で，非常に汎用性は高いと言える．

前節において評価の実際として，5 名の長距離走者の例を示した．ここで，事例的ではあるが一流長距離走者から学生長距離走者まで幅広いレベルにある選手の長距離走動作を評価することができ，また評価結果がパフォーマンスの変化を反映するものであることが示された．これらは本研究で抽出した評価項目や評価基準が妥当であったことを示すものであろう．今まで長距離走の走動作に関する評価項目が少なく，しかもなぜその項目が重要であるかを説明したものはなかった．本研究で抽出した項目は，指導者や選手が走動作を評価する場合に眼の付け所となるものであり，トレーニング現場において大いに役立つものであろう．

そして，本研究で行ったレースにおける長距離走動作の分析，一流長距離走者の特徴や疲労による走動作の変化を基づいた評価の観点および評価項目の抽出，データベース作成と評価モデルの決定，評価法の適用という一連の過程は，長距離走動作のみでなく，他のスポーツ動作のバイオメカ

ニクス的評価システムを構築する場合の基本的な進め方を示したことになると考えられる.

今後，パフォーマンス，キネマティクス，キネティクスおよびエナジェティクスに関する各項目の関係を詳細に検討することにより，各項目を関連付けて評価することが可能になると考えられる．これによって走動作を構造的に評価し，改善すべき課題をより正確に明らかにすることができるので，走動作の改善に大いに助けとなるであろう.

7　結論

本研究の目的は，異なる競技レベルの長距離走者の走動作をバイオメカニクス的に分析することにより，一流長距離走者の走動作の特徴，および疲労による走動作の変化を明らかにするとともに，これらの知見をもとに長距離走動作の評価項目を抽出し，長距離走動作のバイオメカニクス的評価法を提案することであった．

本研究の結果と考察から，以下のような結論が引き出せるであろう．

7.1　一流長距離走者の走動作の特徴について

一流長距離走者は，大きな股関節の正パワーを発揮して大腿を大きく，かつ速く前後にスウィングし，回復期後半に下腿の振り出しを抑え，接地後すばやく下腿を前傾して支持脚のスティフネスを大きく発揮していた．そして，これらの動作により身体重心の上下動を比較的小さく抑え，大きなパワーを発揮するばかりではなく，力学的エネルギーの伝達および力学的エネルギー利用の有効性が大きく，走速度を効果的に維持していた．

7.2　疲労による走動作の変化について

長距離走レースの後半では身体重心の上下動を小さくし，非支持時間を短くしてステップ頻度を高くすることが走速度を維持するために重要であり，接地後に下腿をすばやく前傾させ，水平速度の減速を小さくすることや大きな股関節トルクを発揮し大腿の前後のスウィングを維持することが走速度維持に役立つ．また，疲労の影響を小さくできる下肢関節貢献度は，股関節が 41.5%，膝関節が 36.5%，足関節が 22.0%と推測された．

7.3　長距離走動作の評価法について

一流長距離走者の走動作の特徴，および疲労による走動作の変化で得られた知見をもとにして，パフォーマンスに関する項目，キネマティクス的項目，キネティクス的項目，エナジェティクス的項目から長距離走動作の評価項目を抽出した．本研究における評価法構築のための手順は，１）長距離走動作の分析，２）一流長距離走者の特徴や疲労による走動作の変化にもとづいた評価項目の抽出，３）データベースとモデル作成および評価基準の決定，４）評価法の適用となる．

本研究で示したバイオメカニクス的評価法は，一流長距離走者から学生長距離走者まで幅広い競技レベルにある選手の長距離走動作を評価でき，その評価結果はパフォーマンスの変化を反映するものであり，多くの長距離走者に有用であることが示された．また，本研究で用いた手順は，長距離走動作のみでなく，他のスポーツ動作のバイオメカニクス的評価システムを構築する場合の基本的な進め方を示したことになると考えられる．

今後は，より精確な評価が行えるようにするため，さまざまなレースにおける走動作を分析し，一流長距離走者のレースにおける走動作の変化やキネティクスデータを蓄積する必要があろう．本研究では，パフォーマンスとそれぞれの評価項目との関係を検討したが，評価項目間の関係は詳細に検討しなかった．評価項目間の関係を明らかにすることは，走動作の構造的な評価を可能にし，走動作改善に役立つ情報が様々な観点から提供できるであろう．

文 献

阿江通良，宮下　憲，横井孝志，大木昭一郎，渋川侃二（1986）機械的パワーからみた疾走における下肢筋群の機能および貢献度．筑波大学体育科学系紀要 9, 229-239.

阿江通良，宮下　憲，大木昭一郎（1988）短距離走における支持脚各部の機能と合理的な動き．陸上競技紀要 1, 4-10.

Ae M, Miyashita K, Yokoi T（1989）Mechanical energy flows in lower limb segments during sprinting. In G de Groot et al (eds.), Biomechanics XI-B, 614-618. Free University Press, Amsterdam.

阿江通良（1990）走高跳および走幅跳の踏切における身体各部の使い方・貢献度．J J Sports Sci 9（3），130-136.

阿江通良（1994）垂直跳および着地動作におけるパワー発揮の大きさと下肢関節の貢献度．バイオメカニズム学会（編）バイオメカニズム 12—生体の運動機能とその復元—，97-108．バイオメカニズム学会出版，東京.

阿江通良（1995a）バイオメカニクスからみた運動学．－「どうなっているのか」と「どうすればいいのか」－．体育の科学 45, 118-120.

阿江通良（1995b）体育・スポーツと動作分析－ランニングを例として－．総合リハビリテーション 23（5），423-429.

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. Jpn J Sports Sci 15, 155-162.

阿江通良，藤井範久（1996）身体運動における力学的エネルギー利用の有効性とその評価指数．筑波大学体育科学系紀要 19, 127-137.

阿江通良（1998）スポーツとバイオメカニクス．森　昭三（編）スポーツの知と技 214-224．大修館書店，東京.

Ae M, Kubo Y (1999) A biomechanical approach to the improvement and optimization of sports techniques. Proceedings of the '99 Seoul International Sport Science Congress, 865-887.

Anderson T（1996）Biomechanics and running economy. Sports Med 22（2）, 76-89.

Aleshinsky S Y（1986）An energy 'sources' and 'fractions' approach to the mechanical energy

expenditure problem-V. The mechanical energy expenditure reduction during motion of the multi-link system. Journal of Biomechanics 19, 311-315.

Arampatzis A, Brüggemann G P, Metzler V (1999) The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. Journal of Biomechanics 32, 1349-1353.

有吉正博（1988）長距離走．日本陸上競技連盟（編）陸上競技指導教本：Track & Field. 大修館書店，東京.

Bobbert M F, Schamhardt H C, Nigg B M (1991) Calculation of vertical ground reaction force estimates during running from positional data. J Biomechanics 24 (12), 1095-1105.

Bober T (1981) Biomechanical aspects of sports technique. In Morecki A et al (eds) Biomechanics VII-B, 501-510. University Park Press, Boltimore.

Buckalew D P, Barlow D A, Fischer J W, Richards J G (1985) Biomechanical profile of elite women marathoners. Int J Sport Biomech 1, 330-347.

Bunc V, Heller J, Sprynarova S, Zdanowicz R (1986) Comparison of the anaerobic threshold and mechanical efficiency of running in young and adult athletes. Int J Sports Med 7, 156-160.

Cavagna G A, Thys H, Zamboni A (1976) The source of external work in level walking and running. Journal of Physiology 262, 639-657.

Cavagna G A, Kaneko M (1977) Mechanical work and efficiency in level walking and running. J. Physiol 268, 467-481.

Cavanagh P R, Pollock M L, Landa J (1977) A biomechanical comparison of elite and good distance runners. Annals New York Academy of Sciences 301, 328-345.

Cavanagh P R, Lafortune M A (1980) Ground reaction forces in distance running. J. Biomechanics 13, 397-406.

Cavanagh P R, Williams K R (1982) The effect of stride length variation on oxygen ptake during distance running. Medicine and Science in Sports and Exercise 14 (1), 30-35.

Cavanagh P R, Kram R (1985) The efficiency of human movement –a statement of the problem. Medicine and Science in Sports and Exercise 17, 304-308.

Cavanagh P R, Andrew G C, Kram R, Rodgers M M, Sanderson D J, Hennig E M (1985) An approach to biomechanical profiling of elite distance runners. International Journal of

Sport Biomechanics 1, 36-62.

Cavanagh P R (1990) The mechanics of distance running: A histrical perspective. In Cavanagh P R (ed) Biomechanics of distance running. 1-34. Human Kinetics Publishers, Champaign.

Chapman A, Caldwell G E (1983) Factors determining changes lower limb energy during swing in treadmill running. Journal of Biomechanics 16, 69-77.

Costill D L, Thonason H, Robert E (1973) Fractional utilization of the aerobic capacity during distance running. Med Sci Sports 5 (4) , 248-252.

Correa S C (1989) A kinematic study of long distance running performed at different velocities in athletes of distinct degrees of skill. In G. de Groot et al. (eds.) , Biomechanics XI-B, 630-634. Free University Press, Amsterdam.

Craib M W, Mitchell V A, Fields K B, Cooper T R, Hopewell R, Morgan A W (1996) The association between flexibility and running economy in sub-elite male distance runners. Med. Sci. Sports Exerc 28 (6) , 737-743.

Crews D J (1992) Psychological state and running economy. Med. Sci. Sports Exerc 24 (4) , 475-482.

大後栄治，植田三夫，石井哲次，上條清美，弘　卓三（1999）LT を基にしたトレーニング計画の研究－神奈川大学箱根駅伝参加選手の特性－．ランニング学研究 10, 35-42.

Dalleau G, Belli A, Bourdin M, Lacour J R (1998) The spring-mass model and the energy cost of treadmill running. European Journal of Applied Physiology 77, 257-263.

Daniels J T (1985) A physiologist's view of running economy. Med. Sci. Sports Exerc 17 (3) , 332-338.

Derrick T R, Caldwell G E, Hamill J (2000) Modeling the stiffness characteristics of the human body while running with various stride lengths. Journal of Applied Biomechanics 16, 36-51.

Dutto D J, Smith G A (2002) Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. Medicine and Science in Sports and Exercise 34 (8) , 1324-1331.

Elliott B C, Roberts A D (1980) A biomechanical evaluation of the role of fatigue in middle-distance running. Canadian journal of applied sports science 5 (4) , 203-207.

Elliott B C, Ackland T (1981) Biomechanical effects of fatigue on 10000 meter running technique. Research Quarterly for Exercise and Sport 52, 160-166.

榎本靖士，阿江通良，藤井範久（1997）世界一流長距離選手の疾走フォームの特徴．第13回日本バイオメカニクス学会大会編集委員会（編）身体運動のバイオメカニクス―第13回日本バイオメカニクス学会大会論文集―，195-199.

Farley C T, Ferris D P (1998) Biomechanics of walking and running: center of mass movements to muscle action. In J. O. Holloszy (ed.), Exercise and Sport Sciences Reviews, 26, 253-285. Williams and Wilkins, Baltimore.

Farrell P A, Willmore J H, Coyle E F, Billing J E, Costill D L (1979) Plasma lactate accumulation and distance running performance. Med. Sci. Sports 11 (4), 338-344.

藤井範久（1998）バイオメカニクスにおけるコンピュータシミュレーション．体育学研究 42, 394-400.

グリーン L，パティ R（1999）中・高校生の中長距離走トレーニング．大修館書店，東京.

Hay JG, Reid JG (1988) Anatomy, mechanics, and human motion. Englewood Cliffs, Prentice Hall, New Jersey.

Heise G D, Morgan D W, Hough H, Craib M (1995) Relationships between running economy and temporal EMG characteristics of bi-articular leg muscles. International Journal of Sports Medicine 17, 128-133.

Heise G D, Martin P E (1998) Leg spring characteristics and the aerobic demand of running. Medicine and Science in Sports and Exercise 30, 750-754.

Hinrichs RN (1987) Upper extremity function in running. II: Angular momentum considerations. International Journal of Sport Biomechanics 3, 242-263.

Hogberg P (1952) Length of stride, stride frequency, flight period and maximum distance between the feet during running with different speeds. Arbeitsphysiologie, Bd 14, S. 431-436.

Horita T, Komi PV, Nicol C, Kyolainen H (1996) Strech shortening cycle fatigue: interactions among joint stiffness, reflex, and muscle mechanical performance in the drop jump. Europian Journal of Applied Physiology 73, 393-403.

星川　保，宮下充正，松井秀治（1971）歩及び走における歩幅と歩数に関する研究，各種速度における歩幅と歩数の関係．体育学研究 16（3），157-162.

Ito A, Komi PV, Sjodin B, Bosco C, Karlsson J (1983) Mechanical efficiency of positive work in running at different speeds. Medicine and Science in Sports and Exercise 15, 299-308.

伊藤　章，斎藤昌久，佐川和則，加藤謙一，森田正利，小木曽一之（1994）世界一流スプリンターの技術分析．日本陸上競技連盟強化本部バイオメカニクス研究班（編）世界一流陸上競技者の技術（第 3 回世界陸上競技選手権大会バイオメカニクス研究班報告書）．31－49．ベースボール・マガジン社，東京.

伊藤　章，市川博啓，斎藤昌久，佐川和則，伊藤道郎，小林寛道（1998）100 m 中間疾走局面における疾走動作と速度との関係．体育学研究 43，260－273.

金子公宥（1985）筋運動と効率－効率評価法の問題点を中心に－．J. J. S. S. 4 （1），3-8.

Kaneko M, Ito A, Fuchimoto T, Shishikura Y, Toyooka J（1985）Influence of running speed on the mechanical efficiency of sprinters and distance runners. Biomechanics IX, 307-312. Human Kinetics Publishers, Champaign.

Kaneko M, Matsumoto M, Ito A, Fuchimoto T（1987）Optimum step frequency in constant speed running. In B Jonsson (ed) Biomechanics X-B, 803-807. Human Kinetics Publisher, Champaign.

Kaneko M（1990）Mechanics and energetics in running with special reference to efficiency. J. Biomechanics 23-Suppl, 57-63.

勝田　茂，宮田浩文，麻場一徳，原田　健，永井　純（1986）中長距離選手におけるランニング効率とパフォーマンスとの関係について．大学体育研究 8, 45-52.

河野　匡（1986）長距離走のランニングフォームに関する運動形態学．筑波大学体育研究科修士論文.

金原　勇（1971）ランニング・フォーム．体育の科学 21，102-106.

金原　勇（1981）陸上競技のコーチング（I）．大修館，東京.

金原　勇（1984）体育・スポーツ領域でのバイオメカニクス．現代体育・スポーツ体系第 7 巻（身体運動の科学）．pp. 29-32．講談社，東京.

Knicker A J, Arampatzis D（1995）Energy absorption / generation cycles in long distance track

running. (abstract) XVth Congress of the International Society of Biomechanics, 490-491.

Komi P V, Ito A, Sjodin B, Wallenstein R, Karlsson J (1981) Muscle metabolism, lactate breaking point, and biomechanical features of endurance running. Int. J. Sports Med 2, 148-153.

Komi P V (2000) Strech-shortening cycle: apowerful model to study normal and fatigued muscle. J Biomech 33, 1197-1206.

Kuntz J R, Terauds J (1983) Force measurements in jogging using biomechanics cinematography. Biomechanics in Sports, 361-369.

Kyöläinen H, Komi P V, Belli A (1995) Mechanical efficiency in athletes during running. Scand. J. Med. Sci. Sports 5, 200-208.

Lake M J, Cavanagh P R (1996) Six week of training does not change running mechanics or improve running economy. Med. Sci. Sports Exerc 28 (7), 860-869.

Luhtanen P, Rahkila P, Rusko, H, Vitasalo T (1990) Mechanical work and efficiency in treadmill running at aerobic and anaerobic thresholds. Acta. Physiol Scand 139, 153-159.

Mann R, Herman J (1985) Kinematic analysis of Olympic sprint performance: men's 200 meters. Int. J. Sports Biomch. 1 (2), 151-162.

Martin P E, Morgan D W (1992) Biomechanical considerations for economical walking and running. Med. Sci. Sports Exerc 24 (4), 467-474.

Martin P E, Heise G D, Morgan D W (1993) Interrelationships between mechanical power, energy transfers, and walking and running economy. Med. Sci. Sports Exerc 25 (4), 508-515.

松尾彰文，福永哲夫（1981）走運動の外的エネルギー出力からみた短・長距離選手の特性．東京大学教養学部体育学紀要 15，47-57.

Matsuo A, Fukunaga T, Asami T (1985) Relationship between external work and running performance in athletes. Biomechanics IX, 319-324. Human Kinetics Publishers, Champaign.

松尾彰文，杉田正明，阿江通良，小林寛道，岡田英孝（1994）中長距離決勝におけるスピード，ピッチおよびストライドについて．日本陸上競技連盟強化本部バイオメ

カニクス研究班（編）世界一流陸上競技者の技術（第 3 回世界陸上競技選手権大会バイオメカニクス研究班報告書），92－111．ベースボール・マガジン社，東京．

McMahon T A（1990）Spring-like properties of muscles and reflexes in running. In J. M. Winters and S. L-Y. Woo（eds.）, Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization, 578-590. Berlin, Springer-Verlag.

McMahon T A, Valiant G, Frederick E C（1987）Groucho running. Journal of Applied Physiology 62, 2326-2337.

McPherson MN, Walsh J (1990) Application of the skill analysis approach to the nordic two skate. Sports Coach, July-Spetember, 3-7.

McPherson MN (1996) Qualitative and quantitative analysis in sports. American Journal of Sports Medicine 24 (6), S85-S88.

Messier S P, Cirillo K J (1989) Effects of verbal and visual feedback system on running economy in female novice runners. Journal of Sports Science 7, 113-126.

Miller D I, Nissinen M A（1987）Critical examination of ground reaction force in the running forward somersault. Int. J. Sport Biomechanics 3, 189-206.

満園良一，宮田浩文，麻場一徳，金尾洋治，勝田　茂（1985）中・長距離走パフォーマンスに貢献する生理学的要因について．久留米大学論叢 34（1）, 43-50.

三浦望慶，松井秀治，星川　保，宮下充正，小林寛道，袖山　紘（1971）走運動における身体資源（physical resource）と運動成果（physical performance）の関係について．体育の科学 21（2），114-119.

三浦望慶，松井秀治，袖山　紘（1976）長距離走のスキルに関する実験的研究．身体運動の科学Ⅱ 杏林書院，pp.134-144.

宮下　憲，阿江通良，横井孝志，橋原孝博，大木昭一郎（1986）世界一流スプリンターの疾走フォームの分析．J. J. Sports Sci 5，892－898.

宮下充正，斎藤　満（1973）Running の巧みさ．体育の科学 23, 290-293.

Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E, Daily D（2000）Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. Human Movement Science 19, 139-151.

Morgan D W, Craib M（1992）Physiological aspects of running economy. Med. Sci. Sports Exerc 24（2）, 456-461.

Morgan D W, Strohmeyer H S, Daniels J T, Beaudoin C (1996) Short-term changes in 10-km race pace serobic demand and gait mechanics following a bout of high-intensity distance running. Europian Journal of Applied Physiology 73, 267-272.

中田和寿，阿江通良，藤井範久，榎本靖士，横澤俊治，窪　康之（2000）力学的エネルギーの流れからみた一流短距離選手の疾走動作．合同学会大会大阪 2000 論集－第 8 回日本運動生理学会／第 16 回日本バイオメカニクス学会合同大会，p.440.

中田和寿（2001）短距離走におけるバイオメカニクス的分析を利用した走動作の改善．平成 13 年度筑波大学大学院体育研究科修士論文.

Nelson R C, Gregor R J（1976）Biomechanics of distance running: a longitudinal study. Research Quarterly 47（3）, 417-428.

Nelson W（1985）Application of biomechanical principles: optimization of sport technique. Butts N K, Gushiken T T and Zarins B (eds) The Elite Athlete, 81-92. Spectrum Publication

Nicol C, Komi P V, Marconnet P (1991a) Fatigue effects of marathon running on neuromuscular performance. I. Changes in muscle force and stiffness characteristics. Scand J Med Sci Sports 1, 10-17.

Nicol C, Komi P V, Marconnet P (1991b) Fatigue effects of marathon running on neuromuscular performance. II. Changes in force, integrated electromyographic and endurance capacity. Scand J Med Sci Sports 1, 18-24.

Nicol C, Komi P V, Marconnet P (1991c) Effects of marathon fatigue on running kinematics and economy. Scand J Med Sci Sports 1, 195-204.

Noakes T D (2000) Physiological models to understand exercise fatigue and the adaptations that predict or enhance athletic performance. Scand J Med Sci Sports 10, 123-145.

Norman R W, Sharratt M T, Pezzack J C, Noble, F G（1977）Reexamination of the mechanical efficiency of horizontal treadmill running. Biomechanics V-B, 87-93. University Park Press, Boltimore.

Nummela A, Rusko H, Mero A（1994）EMG activities and ground reaction forces during fatigued and nonfatigued sprinting. Med Sci Sports Exerc 26（5）, 605-609.

Paavolainen L, Nummela A, Rusko H, Hakkinen K (1999) Neuromuscular characteristics and fatigue during 10 km running. International Journal of Sports Medicine 20, 516-521.

Payne A H（1983）Foot to ground contact force of elite runners. Biomechanics Ⅷ-B, 746-753. Human Kinetics Publishers, Champaign.

Petray C K, Krahenbuhl (1985) Running training, instruction on running technique, and running economy in 10-year-old males. Research Quarterly for Exercise and Sport 56 (3), 251-255.

Pierrynowski M R, Winter D A, Norman R W（1980）Transfer of mechanical energy within the total body and mechanical efficiency during treadmill walking. Ergonomics 23 （2）, 147-156.

Robertson G D E, Winter D A（1980）Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. Journal of Biomechanics 13, 845-854.

Roy B (1981) Temporal and dynamic factors of long distance running. In Morecki A et al (eds) Biomechanics VII-B, 219-225. University Park Press, Boltimore.

三本木温，佐伯哲郎，岡田英孝，高松　薫（1999）リバウンドジャンプから見た持久走による脚筋疲労．バイオメカニクス研究 3（2）, 86-94.

佐竹昌之，池上晴夫（1985）長距離走におけるピッチとストライドの変化が走効率に及ぼす影響．体育学研究 30（3）, 231-239.

Shorten M R, Wootton S A, Williams C（1981）Mechanical energy change and the oxygen cost of running. Engineering in Medicine 10, 213-217.

Shorten M R（1985）Mechanical energy change and elastic energy storage during treadmill running. Biomechanics IX, 313-318. Human Kinetics Publishers, Champaign.

渋谷俊浩，佐々木秀幸，松麿　浩，永井　純，大庭恵一，矢野龍彦，山地佳寿美（1998）マスメディアにおける陸上競技の報道傾向～特にアトランタオリンピック年を対象として～．陸上競技紀要 11，24－36.

Siler W L, Martin P E (1991) Change in running pattern during a treadmill run to volitional exhaustion: fast versus slower runners. International Journal of Sport Biomechanics 7, 12-28.

Simpson K J, Bates B T (1990) The effects of running speed on lower extremity joint moments generated during the support phase. Int J Sport Biomech 6, 309-324.

Sprague P, Mann R V（1983）The effects of muscular fatigue on the kinetics of sprint running. Res Q Exerc Sport 54（1）, 60-66.

Stefanyshyn D J, Nigg B M (1998) Dynamic angular stiffness of the ankle joint during running and sprinting. Journal of Applied Biomechanics 14, 292-299.

杉山喜一，永井　純，関岡康雄（1984）長距離走における疾走フォームに関する分析的研究．筑波大学体育科学系運動学研究 1, 83-91.

鈴木三夫（1997）脊椎疾患の歩行障害．臨床歩行分析研究会（編）歩行障害の診断・評価入門，267-284．医歯薬出版株式会社，東京.

田中真介，満園良一，関岡康雄（1985）5000 m 走における走運動の構造とその生理的機能との関係．教育医学 30（4）, 15-22.

湯　海鵬，笹原英夫，田　佳（1997）世界一流女子長距離ランナーのランニングフォームに関する事例的研究－王軍霞と五十嵐選手の比較－．トレーニング科学 9(1), 11-18.

Tanaka K, Matsuura Y, Matsuzaka A, Hirakoba K, Kumagai S, Sun S O, Asano K (1984) A longitudinal assessment of anaerobic threshold and distance-running performance. Medicine and Science in Sports and Exercise 16, 278-282.

Thomas D Q, Fernhall B, Blanpied P, Stillwell K (1995) Change in running economy and mechanics during a submaximal 5-km run. J. Strength and Conditioning Research 9 (3), 170-175.

豊岡示朗（1977）長距離ランナーの「トレーニング可能性」と有酸素的パワー．体育の科学 27, 436-441.

豊岡示朗，金子公宥（1976）長距離ランナーの縦断的記録推移と有酸素的パワー．大阪体育大学紀要 8, 27-33.

Verbitsky O, Mizrahi J, Voloshin A, Treiger J , Isakov E (1998) Shock transmission and fatigue in human running. Journal of Applied Biomechanics 14, 300-311.

Wells R P, Winter D A (1980) Assessment of signal and noise in the kinematics of normal, pathological and sporting gaits Human Locomotion I, 92-93.

Williams K R, Cavanagh P R (1983) A model for the calculation of mechanical power during distance running Journal of Biomechanics 16, 115-128.

Williams K R, Cavanagh P R (1987) Relationship between distance mechanics, running economy, and performance. Journal of Applied Physiology 63, 1236-1245.

Williams K R, Cavanagh P R, Ziff J L (1987) Biomechanics stdies of elite female distance runners. Int J Sports Med 8, 107-118.

Williams K R（1990）Relationships between distance running biomechanics and running economy. Biomechanics of Distance Running, 271-305. Human Kinetics Publishers, Champaign.

Williams K R, Snow R, Agruss C（1991）Change in distance running kinematics with fatigue. International Jouranl of Sport Biomechanics 7, 138-162.

Winter D A（1979）A new definition of mechanical work done in human movement. J. App. Physiol 46（1）, 79-83.

Winter D A（1983）Moments of force and mechanical power in jogging. Journal of Biomechanics 16, 91-97.

Winter D A (1990) Biomechanics and motor control of human movement. pp. 75-102. New York, John Wiley & Sons Inc.

Winter D A（1993）Knowledge base for diagnostic gait assessments. Medical Progress through Technology 19, 61-81.

山地啓司 (1997) ランニングの経済性に影響をおよぼす要因. 運動生理学雑誌 2, 81-98.

山西徹郎（1994）長距離ランナーのトレーニング．石河利寛，竹宮　隆（編）持久力の科学．杏林書院，東京．234-252.

結城匡啓（1999）長野オリンピックのメダル獲得に向けたバイオメカニクス的サポート活動：日本スピードスケートチームのスラップスケート対策．体育学研究 44, 33-41.

結城匡啓（2000）スピードスケートのスキル指導におけるバイオメカニクス研究の意義と役割．バイオメカニクス研究 4, 179-185.

博士論文に関連する業績一覧

Ⅰ．論文

榎本靖士，阿江通良，岡田英孝：長距離走の疾走動作と力学的エネルギー利用の有効性．陸上競技研究 28，8-15：1997.

榎本靖士，阿江通良，岡田英孝，藤井範久：力学的エネルギー利用の有効性からみた長距離走の疾走技術．バイオメカニクス研究 3，12-19：1999.

榎本靖士，阿江通良，岡田英孝：長距離走における走動作のバイオメカニクス的分析．ランニング学研究 11，56-60：2000.

Y. Enomoto, M. Ae, N. Fujii: Changes in mechanical work and joint contribution of the lower limb joints due to fatigue in distance running. Gianikellis, K. E. (ed) Proceedings of the XXth International Symposium on Biomechanics in Sports, 385-388: 2002.

Ⅱ．学会発表

榎本靖士，阿江通良，藤井範久，岡田英孝：長距離走における力学的エネルギー利用の有効性．日本体育学会第 47 回大会（千葉大学）：1996 年 9 月.

榎本靖士，阿江通良，藤井範久：世界一流長距離選手の疾走フォームの特徴．第 13 回日本バイオメカニクス学会大会（筑波大学）：1996 年 11 月.

Y. Enomoto, M. Ae, H. Okada：Effectiveness of mechanical energy utilization in long distance runners. XVI-th Congress of the International Society of Biomechanics：Tokyo Metropolitan University, Tokyo：1997, 8.

榎本靖士，阿江通良，岡田英孝，藤井範久：長距離走における力学的エネルギーの有効性と下肢関節パワー．日本体育学会第 48 回大会（新潟大学）：1997 年 10 月.

榎本靖士，阿江通良，岡田英孝，藤井範久：力学的エネルギーからみた長距離

走者の動きの評価. 第 18 回バイオメカニズム学術講演会（アマダ FORUM 246）：1997 年 10 月.

榎本靖士, 阿江通良：力学的エネルギーを有効に利用するランニングフォーム. 第 10 回ランニング学会（日清製油（株）横浜磯子工場）：1998 年 3 月.

榎本靖士，阿江通良：力学的エネルギーからみた長距離走者の疾走動作．体育方法分科会月例研究発表会（日本大学文理学部）：1998 年 5 月.

Y. Enomoto, M. Ae, N, Fujii：Ankle and knee angular stiffness in distance runners. XVII-th Congress of the International Society of Biomechanics：University of Calgary, Canada：1999, 8.

榎本靖士，阿江通良，藤井範久，三本木温，鍋倉賢治：長距離走者の疲労による走動作の変化．第 12 回ランニング学会大会（国立オリンピック記念青少年総合センター）：2000 年 3 月.

榎本靖士，阿江通良：長距離走における走動作のバイオメカニクス的評価．陸上競技研究会（東京大学）：2000 年 5 月.

榎本靖士，阿江通良，藤井範久：長距離走における疲労による下肢キネティクスの変化．日本バイオメカニクス学会第 16 回大会（大阪体育大学）：2000 年 7 月.

Y. Enomoto, M. Ae, N. Fujii：Kinetic change in the lower limb joints of distance runners with fatigue. XVIII-th Congress of the International Society of Biomechanics：ETH Zurich, Switzerland：2001, 7.

榎本靖士，阿江通良，藤井範久：長距離走における疲労による下肢関節貢献度の変化．日本体育学会第 52 回大会（北海道大学）：2001 年 9 月.

Y. Enomoto, M. Ae, N. Fujii: Changes in mechanical work and joint contributions of the lower limb joints due to fatigue in distance running. The XXth International Symposium

on Biomechanics in Sports, Caceres, Spain：2002, 7.

Y. Enomoto, M. Ae, N. Fujii: An integrated biomechanical approach to evaluate the distance running technique. XIX-th Congress of the International Society of Biomechanics：Dunedin, New Zealand：2003, 7.