

博士論文

競歩の歩行技術に関するバイオメカニクス的研究
身体部分間の力学的エネルギーの流れに着目して

平成 18 年度

筑波大学大学院
人間総合科学研究科
体育科学専攻

法元康二

目次

図のタイトル一覧

表のタイトル一覧

1. 緒言	...	1
1.1 競歩について	...	1
1.2 競歩の技術指導とバイオメカニクス的研究の必要性	...	3
1.3 競歩のパフォーマンスと力学的エネルギー	...	5
1.4 本研究の目的	...	6
1.5 研究課題	...	7
1.6 作業上の仮定および研究の限界	...	8
1.6.1 作業上の仮定	...	8
1.6.2 測定方法に関する限界	...	8
1.6.3 一般化・普遍化に関する限界	...	9
1.7 本研究の意義	...	9
2. 文献研究	...	10
2.1 競歩の技術に関するバイオメカニクス的研究	...	10
2.1.1 競歩のキネマティクスに関する研究	...	10
2.1.2 競歩のキネティクスに関する研究	...	12
2.2 力学的エネルギー利用の有効性に関する研究	...	16
2.3 通常歩行および走の力学的エネルギーに関する研究	...	19
2.4 競歩の効率に関する研究	...	23

3. 方法	...	30
3.1 2次元動作分析法によるデータ処理(第4章 第6章)	...	30
3.1.1 2次元座標データの算出	...	30
3.1.2 キネマティクスの変数の算出	...	33
3.1.3 力学的エネルギーの算出	...	34
3.1.4 キネティクスの変数の算出	...	35
3.2 3次元分析におけるデータ処理(第7章)	...	37
3.2.1 3次元座標データの算出	...	37
3.2.2 セグメントの移動座標系の決定	...	38
3.2.3 セグメント角速度の算出	...	38
3.2.4 3次元関節力および関節トルクの算出	...	41
3.3 局面分け	...	45
3.4 時系列データの規格化と平均	...	45
3.5 統計処理	...	47
4. 一流競歩選手の回復脚における力学的エネルギーの流れ	...	48
4.1 目的	...	48
4.2 方法	...	49
4.2.1 被験者	...	49
4.2.2 VTR 撮影	...	49
4.2.3 データ処理	...	52
4.2.4 算出項目と算出方法	...	52
4.2.5 統計処理	...	52
4.3 結果	...	54
4.3.1 歩行速度, ステップ長, ピッチ	...	54

4.3.2	全身の力学的仕事と力学的エネルギー伝達量	...	58
4.3.3	下肢各部における力学的エネルギーの変化	...	58
4.3.4	下肢各部の力学的エネルギー変化率，関節力パワー，セグメントトルクパワー	...	63
4.3.5	回復脚の力学的エネルギーの流れと歩行速度，ステップ長，支持時間との関係	...	66
4.3.6	回復脚の関節力パワーと関節速度，関節力，関節トルクとの関係	...	69
4.4	考察	...	73
4.4.1	歩行速度，ステップ長，ピッチ	...	73
4.4.2	全身の力学的仕事と力学的エネルギー伝達量	...	75
4.4.3	回復脚における力学的エネルギーの変化	...	76
4.4.4	回復脚の関節力パワーと関節速度，関節力，関節トルクとの関係	...	80
4.5	まとめ	...	82
5.	競歩選手の支持脚における力学的エネルギーの流れ	...	84
5.1	目的	...	84
5.2	方法	...	85
5.2.1	被験者	...	85
5.2.2	実験試技および設定	...	85
5.2.3	データ処理	...	85
5.2.4	算出項目と算出方法	...	88
5.2.5	統計処理	...	88
5.3	結果	...	88

5.3.1	支持脚各関節における関節トルク	・・・	88
5.3.2	支持脚各部における力学的エネルギー変化率, 関節力パワー, セグメントトルクパワー	・・・	90
5.3.3	支持脚の力学的エネルギーの流れと歩行速度の関係	・・・	93
5.3.4	支持脚股関節における関節速度と関節力	・・・	95
5.3.5	支持脚膝関節および足関節における関節力水平成分と地面反力水平成分	・・・	97
5.4	考察	・・・	100
5.4.1	支持脚各関節における関節トルク	・・・	100
5.4.2	支持脚における力学的エネルギーの流れ	・・・	102
5.4.3	支持脚の力学的エネルギーの流れと歩行速度の関係	・・・	106
5.5	まとめ	・・・	109
6.	競歩のレース経過にともなう歩行速度と力学的エネルギーの流れの変化	・・・	111
6.1	目的	・・・	111
6.2	方法	・・・	112
6.2.1	被験者	・・・	112
6.2.2	VTR 撮影	・・・	112
6.2.3	データ処理	・・・	112
6.2.4	算出項目と算出方法	・・・	112
6.2.5	統計処理と群分け	・・・	113
6.3	結果	・・・	113
6.3.1	レースにおける歩行速度, ステップ長, ピッチの変化	・・・	113

6.3.2 レースにおける力学的エネルギー伝達量の変化	・・・	116
6.3.3 レースにおける回復脚の力学的エネルギーの流れの変化	・・・	120
6.3.4 レースにおける回復脚の関節力と関節トルクの変化	・・・	122
6.4 考察	・・・	126
6.4.1 レースにおける歩行速度，ステップ長，ピッチの変化	・・・	126
6.4.2 レースにおける回復脚の力学的エネルギーの流れの変化	・・・	127
6.5 まとめ	・・・	129
7. 競歩における左右下肢間の力学的エネルギーの流れと下胴および体幹の動作との関係	・・・	131
7.1 目的	・・・	131
7.2 方法	・・・	132
7.2.1 被験者	・・・	132
7.2.2 実験およびデータ処理	・・・	132
7.2.3 算出項目と算出方法	・・・	135
7.2.4 統計処理	・・・	135
7.3 結果	・・・	135
7.3.1 上胴から下胴に作用する体幹トルクと左右の股関節力	・・・	135
7.3.2 下胴の角速度	・・・	142
7.4 考察	・・・	142
7.5 まとめ	・・・	145

8. 競歩のトレーニングに関する示唆について	・・・ 147
9. 結論	・・・ 155
文献	・・・ 158
謝辞	

図のタイトル一覧

- Figure 2.1 Tracings for a subject in normal walking (a) and race walking (b). (Murray et al., 1983)
- Figure 2.2 The force-time record of one foot during the right foot support phase in race walking. The X (lateral-medial) and Y (anterior-posterior) values indicate the force exerted by the subject. The Z (vertical) value indicates the ground reaction force. (Payne, 1978)
- Figure 2.3 Muscle powers at the hip, knee, and foot during one stride of race walking. (White and Winter, 1985)
- Figure 2.4 Flow of energy in human movement and three Es, i.e. efficiency, economy, and effectiveness. (Ae and Fujii, 1996b)
- Figure 2.5 Detailed mechanical power analysis during various phases of gait. (Winter and Robertson, 1978)
- Figure 2.6 Energy flows between the segments during a cycle of sprinting. Energy flow is expressed in the works done on the segment by joint force and muscle moment during each of eight phases. Straight arrows at the joints indicate the magnitude and direction of energy flow by joint force and curved ones are those by muscle moment. Arrow depict inside of each segment represents increase () or decrease () of the energy level. For simplicity work less than 0.09 J/kg was not illustrated. (TO, toe-off of the right foot; CFS, contralateral foot strike; CMS, contralateral mid-support; CTO, contralateral

toe-off; FS, foot strike; MS, mid-support) (Ae et al., 1988)

Figure 2.7 Energy transfer between segments during different portions of running cycle. Arrows indicate direction and relative magnitude of transfer, and + and – indicate whether energy is gained or lost by involved segment. (Williams and Cavanagh, 1987)

Figure 2.8 Relationships of EI to mechanical work (W_{wb}) and mechanical energy transfer between segments (T_b) in one running cycle. (Enomoto et al., 1999)

Figure 2.9 Below: The total positive work $W_{tot} = |W_{ext}| + |W_{int}|$ and the net energy expenditure (total - standing) per unit distance and unit body mass are given as a function of the speed for competition walking (continuous lines) and normal walking (dotted line). The energy expenditure curve of normal walking (dotted line) was traced over the average of the data of Margaria (1938), Ralston (1958), Cotes and Meade (1960) and Dill (1965); that of competition walking was calculated from the average of the data of Menier and Pugh (1968) for speeds greater than 8km/hr, and from the average of the data of Menier and Pugh and those of normal subjects at lower speeds. Energy expenditure at speeds greater than 14.5km/hr is extrapolated from the line given by Menier and Pugh (1968). Above: the efficiency of positive work, $W_{tot}/$ energy expenditure, is given as a function of speed for competition walking (continuous line) and for normal walking (dotted line). The interrupted part of the

energy expenditure and efficiency curves indicates that at these speeds an oxygen debt may be necessary to meet the mechanical power output. (Cavagna and Franzetti, 1980)

Figure 2.10 Efficiency in amubulation, race walking, and running as a function of the speed. (Marchetti et al., 1982)

Figure 3.1 Twenty three points on subject's body were digitized for two dimensional analysis.

Figure 3.2 Free body diagram for the calculation of joint force and torque at the segment.

Figure 3.3 Twenty five points on subject's body were digitized for three dimensional analysis.

Figure 3.4 Definition of the moving reference frame fixed to the segment.

Figure 3.5 Free body diagram for the calculation of joint force and torque at the segment j.

Figure 3.6 Definition of movement phases of the right leg. Abbreviation for five event points as follows. R-off: Right foot off; L-on: Left foot contact with the ground; L-mid: Midpoint of the left stance phase (instant of the center of gravity pass over left toe); L-off: Left foot off; R-on: Right foot contact with the ground

Figure 4.1 A typical camera setting at the competitions.

Figure 4.2 Relationships of the walking speed to the step length (a) and step length ratio to the body height (b) for all subjects in the first half of 20km races.

- Figure 4.3 Relationships of the walking speed to the step frequency for all subjects in the first half of 20km races.
- Figure 4.4 Relationships of the walking speed to the W_{wb} and T_b in the first half of races.
- Figure 4.5 Relationships of EI to the W_{wb} and T_b in the first half of races.
- Figure 4.6 Patterns of the mechanical energy of the whole body, HAT (the head, arms, and torso), recovery (right) leg, support (left) leg, and DIF (the absolute difference in the mechanical energy between the recovery leg and support leg) during the recovery phase in the fastest subject A. R-off, Right (recovery) foot toe off; L-on, Left (support) foot heel contact; L-mid, Left foot mid-stance; L-off, Left foot toe off; R-on, Right foot heel contact.
- Figure 4.7 Patterns of the mechanical energy of the whole body, HAT (the head, arms, and torso), recovery (right) leg, support (left) leg, and DIF (the absolute difference in the mechanical energy between the recovery leg and support leg) during the recovery phase in the slowest subject B. R-off, Right (recovery) foot toe off; L-on, Left (support) foot heel contact; L-mid, Left foot mid-stance; L-off, Left foot toe off; R-on, Right foot heel contact.
- Figure 4.8 Rates of the mechanical energy change for the segment (dE/dt), joint force powers (JFP), and segment torque powers (STP) in the recovery (right) thigh (a), shank (b), and (c) foot during the recovery phase in the fastest subject A. R-off, Right (recovery)

foot toe off; L-on, Left (Support) foot heel contact; L-mid, Left foot mid-stance; L-off, Left foot toe off; R-on, Right foot heel contact.

Figure 4.9 Rates of the mechanical energy change for the segment (dE/dt), joint force powers (JFP), and segment torque powers (STP) in the recovery (right) thigh (a), shank (b), and (c) foot during the recovery phase in the slowest subject B. R-off, Right (recovery) foot toe off; L-on, Left (support) foot heel contact; L-mid, Left foot mid-stance; L-off, Left foot toe off; R-on, Right foot heel contact.

Figure 4.10 Mean joint force powers (straight arrows) and segment torque powers (curved arrows) of the recovery (right) leg that significantly relate to the walking speed, step length, step frequency and support time.

Figure 4.11 Joint force power at the recovery (right) hip for means of fast (N=6) and slow (N=6) groups of all subjects (N=35) during the recovery phase.

Figure 4.12 Horizontal (a) and vertical (b) component of the joint velocity at the recovery (right) hip for means of fast (N=6) and slow (N=6) groups of all subjects (N=35) during the recovery phase.

Figure 4.13 Horizontal (a) and vertical (b) component of the joint force at the recovery (right) hip for means of fast (N=6) and slow (N=6) groups of all subjects (N=35) during the recovery phase.

Figure 4.14 Joint torque at the recovery (right) hip for means of fast (N=6) and slow (N=6) groups of all subjects (N=35) during the

recovery phase.

- Figure 5.1 Experimental set-up.
- Figure 5.2 Patterns of the joint torque at the hip (a), knee (b), and ankle (c) of the right (support) leg during the normalized support phase for all twelve subjects and the significant relationships to the walking speed ($p < 0.05$).
- Figure 5.3 Rates of the mechanical energy change for the segment (dE/dt), joint force powers (JFP) and segment torque powers (STP) in the support (right) thigh (a), shank (b) and foot (c) during the support phase for the fastest subject C.
- Figure 5.4 Rates of the mechanical energy change for the segment (dE/dt), joint force powers (JFP) and segment torque powers (STP) in the support (right) thigh (a), shank (b) and foot (c) during the support phase for the slowest subject D.
- Figure 5.5 Mean joint force powers and segment torque powers for all subjects ($N=12$) during the normalized support phase.
- Figure 5.6 Horizontal component of joint velocity (a) and horizontal component of joint force (b) at the support (right) hip during the support phase for all twelve subjects and the significant relationships to the walking speed ($p < 0.05$).
- Figure 5.7 Horizontal component of joint force at the support (right) knee (a) and ankle (b) during the support phase for all twelve subjects and the significant relationships to the walking speed ($p < 0.05$).

Figure 5.8 The anterior-posterior component of the ground reaction force normalized by the body mass of all subjects (a) and the relative horizontal distance of the center of the right foot to the ankle position (b) during the support phase for all twelve subjects. The significant relationships to the walking speed ($p < 0.05$) were indicated.

Figure 6.1 Relationships between race records and the walking speed difference between the first and second halves of the races.

Figure 6.2 Relationships of the walking speed difference to the W_{wb} (a) and T_b (b) between the first and second halves of the races.

Figure 6.3 Relationships of EI to the W_{wb} (a) and T_b (b) between the first and second halves of the races.

Figure 6.4 Changes of W_{wb} (a) and T_b (b) between the first and second halves of the races for Increase (N=11) and Decrease (N=11) groups.

Figure 6.5 Mean joint force powers (straight arrows) and segment torque powers (curved arrows) of the recovery (right) leg in which the difference between the first and second halves of the races was significant for the Increase (black arrows) and Decrease (white arrows) group (N=11, $p < 0.05$). Arrows are indicated in the mean magnitude of the second half of the races for each group.

Figure 6.6 Mean joint force powers (straight arrows) and segment torque powers (curved arrows) of the recovery (right) leg normalized by the walking speed, in which the difference between the first

and second halves of the races was significant for the Decrease group ($N=11$, $p<0.05$). There was no power which significantly changed for the Increase group. Arrows are indicated in the mean magnitude of the second half of the races.

Figure 6.7 Mean horizontal component of joint force at the recovery (right) hip (a) and knee (b) joint for Decrease group at the first and second halves of the races.

Figure 6.8 Mean joint torques at the recovery (right) hip (a) and knee (b) joint for Decrease group at the first and second halves of the races.

Figure 7.1 Experimental set-up.

Figure 7.2 Joint torque at the upper end of the lower torso (a), moment of joint force at the upper end of the lower torso (b) and effective moment of the lower torso (c) about the Z axis in the absolute coordinates system at the center of mass for the lower torso during the right foot support phase of the average of all subjects on the experiment.

Figure 7.3 Joint torque at the right (support, a) and left (recovery, b) hips and moment of the joint force at the right (support, c) and left (recovery, d) hips about the Z axis in the absolute coordinates system at the center of mass for the lower torso during the right foot support phase of the average of all subjects on the experiment.

Figure 7.4 Joint torque at the upper end of the lower torso and the sum of

the joint force moment of the right (support) and the left (recovery) hip about the center of the lower torso (*JFM*s) during the normalized right foot support phase. Significant difference between torso torque and the *JFM*s was indicated ($p < 0.05$).

Figure 7.5 The anterior-posterior joint forces at the right (recovery, a) and left (support, b) hips during the right foot support phase of the average of all subjects on the experiment.

Figure 7.6 Segment angular velocity of the lower torso about the Z axis in the absolute coordinates system of the average of all subjects on the experiment and the significant relationships to the joint torque at the upper end of the lower torso ($p < 0.05$).

Figure 8.1 Schema of the mechanical energy flows which are related to walking speed in race walking during right foot recovery phase.

Figure 8.2 ‘Hip rolling’ exercise. (La Torre, 1994)

Figure 8.3 Large step exercise with extended knee.

表のタイトル一覧

- Table 3.1 Methods of data collection for each chapter.
- Table 4.1 Characteristics of the subjects (N=35).
- Table 4.2 Races videotaped.
- Table 4.3 Walking speed, step length and step frequency of all subjects (N=35). Step length was divided into support distance and flight distance. Step time, which was a reciprocal of the step frequency, was divided into support time and flight time.
- Table 5.1 Characteristics of the subjects (N=12).
- Table 6.1 Walking speed, step frequency and step length of the first and second halves of races for the speed-increase (N=11) and speed-decrease (N=11) groups.
- Table 7.1 Characteristics of the subjects (N=18).

1. 緒言

1.1 競歩について

陸上競技の競歩は、いずれかの足が常に地面から離れない（ロス・オブ・コンタクトにならない）ようにし、支持脚が接地の瞬間から地面と垂直の位置になるまで、まっすぐに伸びていなければならない（ベント・ニーにならない）というルールに則って一定の距離を歩き、その着順を競う競技種目である。ルール違反については、一定の手続きに基づく競技者への注意、警告、あるいは競技者に対する失格の宣告などがある（財団法人日本陸上競技連盟、2006）。

競歩の高い競技パフォーマンスは、大きな歩行速度を得ることによって達成される。2005年12月において、国際陸上競技連盟が公認している競歩のトラック種目の世界記録は、男子20000mで1時間17分25秒6、男子50000mで3時間40分57秒9、女子20000mで1時間26分52秒3であり、それぞれの平均歩行速度は4.31m/s、3.77m/s、3.84m/sである。一方、成人健常者の歩行速度は、性別、歩く場所などによって異なるが、通常は1.18m/sから1.40m/sであり（山崎と広瀬、1989）、男子20000m競歩の世界記録における平均歩行速度の1/3程度の速度である。また、2005年12月までの男子ハーフマラソン（21.0975km）世界記録の平均速度は5.93m/sであり、競歩競技の歩行速度の1.3倍弱である。したがって、速度という観点からみれば、競歩は通常歩行よりも走に近いといえる。

「歩く」運動による競技の起源は、18世紀中葉から19世紀中葉にかけてイギリスにおいて行われた貴族や貴族に雇われた「ペDESTリアン」あるいは市民による徒歩の賭けレースであるとされている。このような

徒歩レースの中には都市間を数日間で歩くものもあった。競技としての「競歩」は 19 世紀後半のイギリスにおいて始まり、1866 年にロンドンで行われた第 1 回全英陸上競技選手権大会の 1 種目として 7 マイル競歩が行われ、その優勝記録は 59 分 32 秒であったという記録がある。競歩のみの競技会としては、1870 年にイギリスで 20 マイル競歩会が行われたのがはじまりで、2 時間 47 分 52 秒という優勝記録が残されている。女子の競歩は 1923 年のイギリス女子陸上競技選手権大会から始まり、1926 年にイエテボリで開催された世界女子陸上競技選手権大会では 10000m 競歩が実施された（岡尾，1996；黒羽，1993；ケルチェターニ，1992）。

日本では、男子については 1920 年の第 8 回日本陸上競技選手権大会で 3000m 競歩が行われたのが最初であり、その優勝記録は 18 分 19 秒 8 であった。なお、翌々年の 1922 年までは歩型は自由であった。女子については 1981 年の元旦競歩で 5km 競歩が行われたのが最初である（黒羽，1993）。

競歩がオリンピック種目になったのは、1906 年のアテネ中間大会からである。この時は男子のみの 1500m、3000m の 2 種目であった。しかし、正しい歩型についての見解が統一されないままでのオリンピック種目への採用であった。その後、大会ごとに種目に変更されたが、1956 年メルボルン大会から 20km と 50km の 2 種目に定着した。女子は男子より 86 年遅れのバルセロナ大会から競歩種目が採用され、10km が実施された（岡尾，1996；ケルチェターニ，1992）。

2005 年 12 月までに国際陸上競技連盟が世界記録を公認している種目は、室内種目、ジュニア種目を含めて、男子のトラック種目が 5000m、10000m、20000m、30000m、50000m の 5 種目、道路種目が 10km、20km、

50km の 3 種目 , 女子のトラック種目が 3000m , 5000m , 10000m , 20000m の 4 種目 , 道路種目が 10km , 20km の 2 種目である (財団法人日本陸上競技連盟 , 2006) . また , オリンピック大会 , 世界陸上競技選手権大会 , アジア大会 , 日本陸上競技選手権大会などでは , ロードで男子 20km , 50km が行われ , 女子については , 1998 年までは 10km が行われていたが , 1999 年から 20km に移行した .

1.2 競歩の技術指導とバイオメカニクス的研究の必要性

競歩の歩型は通常の歩行や走などのように幼児期に自然に習得されたものではなく (Payne と Payne , 1981) , その技術習得はコーチによる指導のもとで行われることがほとんどである . しかし , わが国における初心者への競歩の技術指導には明確な方法論が確立されているわけではなく , 少数のコーチの経験則に基づいて行われているのが現状である . そのことが競技人口の増加を妨げている原因の一つとも考えられる . また , 競歩では歩行速度を大きくすることが主な運動課題となるが (ホメンコフ , 1978 ; シュモリンスキー , 1982) , 競歩で大きな歩行速度を獲得するメカニズムが明らかにされなかったことは , 初心者への技術指導の方法論が確立されていないことの原因の一つであると考えられる .

競歩の歩行速度は , 走と同じようにストライド長とピッチの積によって決定されるため (Payne と Payne , 1981) , 競歩のパフォーマンスを高めるには , ストライド長を大きくし , ピッチを高めることが重要である . しかし , 競歩には左右どちらかの足が地面と離れないようにするというルールがあるため , 競歩の技術に関する指導書の多くは , 骨盤を上下軸まわりに回転させることで支持脚が地面と接触を保った状態でストライ

ド長を大きくする技術について述べている (McCarthy , 1974 ; ホメンコフ , 1978 ; 金原 , 1976 ; McNab , 1980 ; Payne と Payne , 1981) .

オリンピック大会や世界陸上競技選手権大会などのような , 一流選手の出場する競技会でも , 歩型違反による失格者が常に一定数あり (法元 , 2002) , ルールに則って大きな歩行速度を獲得する歩行技術を習得するには長い時間を要することから (Payne と Payne , 1981) , 正しい歩行技術の習得は , 初心者だけでなく一流選手にとっても競技力向上に重要であると考えられる . わが国の競技者が歩型違反によって失格となることは , 国内競技会だけでなく , 代表選手として出場する国際競技会でも発生する . そのため , わが国の多くの競技者にとって技術の指導は不可欠であると考えられる . しかし , 初心者以外の競技者のトレーニングは技術の向上よりも持久力の向上を目的として行われることが多い . これは , オリンピック大会 , 世界選手権大会などでは競歩種目が男女とも 20km 以上の距離で実施される持久性種目であり , 持久力の向上が競技パフォーマンスに大きく寄与するためと考えられる . しかし , 技術の指導の必要性が指摘されてきたにもかかわらず (金原 , 1976) , いまだに競歩のトレーニングの主流が持久力の向上を目的としたものであることは , 技術指導のための方法論が確立されてこなかったことにも起因すると考えられる .

このように , 初心者の基本技術習得のためであっても , 基本技術を習得した競技者の競技力向上を目的としたものであっても , 競歩の技術指導の多くが経験のみに基づいて行われてきたことは , 競歩における歩行速度を決定する技術的要因が明らかにされてこなかったことによると考えられる . したがって , 競歩の動作についてバイオメカニクス的手法を用いて分析し , 速く歩くための技術的要因を明らかにすることは , 競歩

の技術指導のための方法論を確立するのに役立つと考えられる。

1.3 競歩のパフォーマンスと力学的エネルギー

競歩は持久性種目であり，高い競技パフォーマンスの達成には速く歩くだけでなく，歩行速度の維持に関する技術的要因を明らかにする必要がある．Frederick (1992) は，あらゆる持久性スポーツにおいて動作の経済性が重要であり，バイオメカニクスの要因も関与していると述べている．三浦ら (1971) は，代表的な持久性運動である長距離走において高い競技パフォーマンスを達成するには，発揮した生理的エネルギーを無駄なく疾走速度に変換する技術の重要性を示唆している．さらに，Williams と Cavanagh (1987) は，長距離走において身体各部分間で伝達される力学的エネルギーが生理的エネルギー利用の有効性を高めることを示唆していることから，競歩においても生理的エネルギーを有効に利用するような技術を獲得することで高い競技パフォーマンスを達成できると考えられる．

運動中に筋によって出力された生理的エネルギーに対する力学的エネルギーの比は効率 (efficiency) と定義され，出力された力学的エネルギーに対するパフォーマンスの指標 (身体重心やボールの速度など) の比は有効性 (effectiveness) として定義される (Cavanagh と Kram, 1985; 阿江と藤井, 1996b)．榎本ら (1999) は，長距離走における力学的エネルギー利用の有効性と競技パフォーマンスの関係を分析し，長距離走の競技パフォーマンスが高い場合，身体部分間の力学的エネルギーの伝達量が大きく，力学的エネルギー利用の有効性が高かったと報告している．これらは，力学的エネルギー利用の有効性が高いことはレース中における大きな疾走速度の維持を可能にし，競技パフォーマンスの向上に役立つことを示唆している．

競歩における力学的エネルギーに関する研究は、効率に関するものが多い (Cavagna と Franzetti, 1981; Marchetti ら, 1982)。しかし、これらは競歩の効率と通常歩行や走の効率を比較した研究であり、生理的エネルギーを有効に使って大きな歩行速度を獲得し、高い競技パフォーマンスを達成するための技術に関するものではない。競歩の高いパフォーマンスを達成するには、大きな歩行速度の獲得と維持が重要であると考えられ、発揮した力学的エネルギーを移動速度に有効に変換することは、競技パフォーマンスの向上に役立つであろう。

長距離走における身体部分間の力学的エネルギーの伝達量の大きさには、回復脚と支持脚の間での力学的エネルギーの伝達量が影響し (榎本ら, 1999)、通常歩行 (Winter と Robertson, 1978; Robertson と Winter, 1980) および短距離走 (Chapman と Caldwell, 1983; Ae ら, 1988) においても、回復脚と支持脚の間での力学的エネルギーの伝達量は非常に大きい。そのため、競歩における全身の力学的エネルギー伝達量の大きさには、左右下肢間での力学的エネルギーの伝達が影響していると考えられ、競歩における歩行速度と左右下肢間の力学的エネルギーの流れや力学的エネルギーの有効利用との関係、さらに、それらに影響する技術的要因を検討することにより、競歩種目の競技力向上のための知見を得ることができると考えられる。

1.4 本研究の目的

本研究の目的は、競歩における歩行速度およびレース経過に伴う歩行速度の変化に関わる技術的要因を、左右下肢間の力学的エネルギーの流れに着目して明らかにすることである。

1.5 研究課題

本研究の目的を達成するためには、以下のような研究課題を明らかにすることにした。

研究課題 1

公式競技会における一流競歩選手の動作を画像分析し、全身における力学的エネルギー利用と歩行速度との関係を明らかにするとともに、回復脚の力学的エネルギーの流れについて明らかにすること。

研究課題 2

競歩中の地面反力を計測し、支持脚における力学的エネルギーの流れと歩行速度との関係を明らかにし、力学的エネルギーを有効に利用して大きな歩行速度を獲得するための技術的要因を明らかにすること。

研究課題 3

公式競技会における前半と後半の一流競歩選手の動作を分析して、歩行速度の変化と力学的エネルギーの流れとの関係を検討し、歩行速度の維持に關与する技術的要因を明らかにすること。

研究課題 4

下脚および体幹の動作が左右下肢間の力学的エネルギーの流れにどのような影響を及ぼすかを明らかにすること。

研究課題 5

研究課題 1 から 4 で得られた知見をもとに、競歩の技術トレーニング

に関する示唆を引き出すこと。

1.6 作業上の仮定および研究の限界

1.6.1 作業上の仮定

研究目的および研究課題を達成するためには、次に列挙する作業上の仮定が必要である。

実際のレースで失格とならなかつた競技者の歩行動作は競歩のルールに適合する動作とみなすことができる。

実験における競歩動作はレースにおける競歩動作の技術的要因を内在しており、実験試技の分析から得られた知見は実際のレースの競歩動作にも適用できる。

身体各部分は剛体とみなすことができ、各関節は摩擦がない球関節とみなすことができる。

身体部分慣性係数は各被験者自身のものではないが、阿江（1996a）による日本人アスリートの係数が適用できる。

1.6.2 測定方法に関する限界

本研究の実験は屋外で行ったため、風や気温などの気象条件をすべての試技で一定にすることはできなかった。

競技会における撮影では、カメラを設置できる範囲が限られているため、すべての競技会で同一のカメラ位置を確保することはできなかった。

競技会では、ユニフォームなどのため、分析点となる競技者の身体各部位にマークを付けることができなかったため、実験と同程度の計測精度は確保できない可能性がある。

1.6.3 一般化・普遍化に関する限界

本研究における被験者は、日本および世界の一流選手を含む男子競歩選手である。したがって、本研究で得られた結果を初級者や女子選手にそのまま適用することには限界がある。しかし、競歩の歩行技術は、本質的には同じであるので、得られた知見は競歩の技術習得やトレーニングに役立つと考えられる。

1.7 本研究の意義

一流競歩選手の技術について分析した研究は少ないので、一流選手の技術の特徴を明らかにできれば、パフォーマンス向上のための基礎的知見を得ることができる。

競歩における身体部分間での力学的エネルギーの流れについてはこれまで明らかにされていない。したがって、身体各部分の力学的エネルギーの流れを明らかにすることで、出力された力学的エネルギーを有効に利用するための基礎的な知見を得ることができる。

競歩選手が歩行中に発揮する関節トルクおよびトルクパワーの特徴については、これまで明らかにされていない。したがって、競歩動作における関節トルクなどのデータと得られた知見は、トレーニング法を考えるための基礎的資料として役立つ。

競歩における下脚および体幹の動作は競歩に特徴的な動作とされてきたが、歩行速度や力学的エネルギーの流れとの関係をバイオメカニク的に検討したものはない。したがって、左右下肢間の力学的エネルギーの流れと下脚および体幹の関係について分析することで、下脚および体幹の技術に関する基礎的な知見を得ることができる。

2. 文献研究

2.1 競歩の技術に関するバイオメカニクス的研究

競歩の技術に関するバイオメカニクス的研究は非常に少ない．ここではバイオメカニクスの観点から行われた競歩の技術に関する研究について述べる．

2.1.1 競歩のキネマティクスに関する研究

Murray ら (1983) は、オリンピック米国代表の男子 2 名を被験者として実験を行い、3 次元画像分析を行っている．その結果、競歩と通常歩行との相違として、前額面内における骨盤の傾斜と腕の大きなスイング動作を挙げている．骨盤の傾斜については、支持期中盤に回復脚股関節を下げる様に前額面内で骨盤を傾斜させることで回復脚の重心を下げて身体重心高を通常歩行の場合よりも低くできると報告している．腕については、支持脚離地と回復脚接地の前後に両腕の肘関節を大きく屈曲した状態で身体の前後に大きく振ることで身体重心高を通常歩行の場合よりも高くすることができ、このような腕の動作と支持期中盤における骨盤の前額面内の傾斜によって一歩中における身体重心高の上下動が通常歩行よりも小さくなると報告している (Figure 2.1)．体幹の動作については、水平面内の骨盤の回転によって通常歩行よりも大きなストライドを獲得していると述べている．通常歩行との相違点として、回復期後半における大きな股関節屈曲も挙げているが、走の場合と同じ様に回復脚のすばやい振り戻し動作を行うためのものであるとしている．

Phillips と Jensen (1984) は、3 名の男子競技者を 16mm 映画撮影し、前額面と矢状面の 2 次元画像分析を行った．被験者は各自の最適なペー

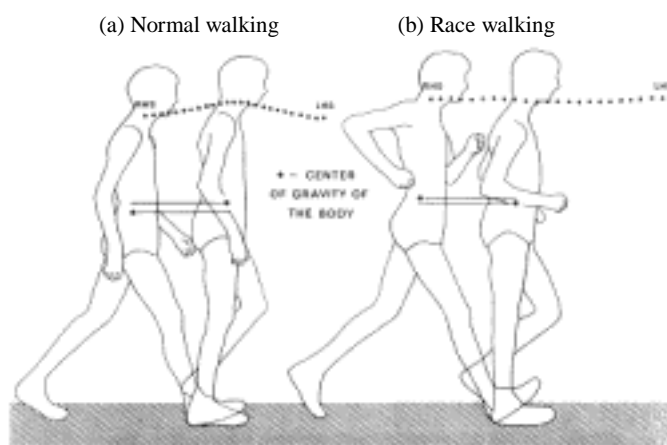


Figure 2.1 Tracings for a subject in normal walking (a) and race walking (b). (Murray et al., 1983)

スで歩き，その際のストライド，ピッチ，角度変位などが測定された．しかし，得られた結果は被験者の形態的特性に依存しているとし，歩行速度に影響を及ぼしている要因が何であるかは標本が少ないために特定できないと結論づけている．

清水ら（1994）は，公式競技会の男子 20km レースに出場した 5 名の競技者を対象として 2 次元画像分析を行い，歩行速度はストライド長と関係があり，歩行速度が大きい場合は，離地時に支持脚を後方へ大きく押し出した様な姿勢であったと報告している．清水ら（1995）は，公式競技会の男子 20km レースに出場した 5 名と女子 10km レースの 6 名の競技者を対象として分析を行い，歩行速度の要因の男女差について検討している．その結果，ストライド長と歩行速度との間には男女とも相関はあるが，ピッチとストライド長との間には女子にのみ負の相関がみられ，ピッチの少ないものほど大きな歩行速度を得ていたと報告している．歩行速度の大きな場合は，男女とも離地時に支持脚を後方へ大きく押し出した様な姿勢であったが，女子の場合は接地時に下腿の振り出しが小さい姿勢であった．

2.1.2 競歩のキネティクスに関する研究

Payne（1978）は，男子 1 名の被験者の競歩，通常歩行，走の地面反力を計測し，比較を行っている．その結果，競歩における地面反力は，左右方向，前後方向，鉛直方向のすべての成分で通常歩行のものより大きく，とりわけ接地直後の上向きの力と後ろ向きの力が大きくなっていたと報告している（Figure 2.2）．地面反力の前後方向の成分と鉛直方向の成分の大まかな変化パターンは，競歩と通常歩行および走とで大きな違いはなかった．しかし，支持期中盤において身体内側へ向かう左右方向成分の地面反力がみられたのは競歩だけであった．また，競歩では 2 峰

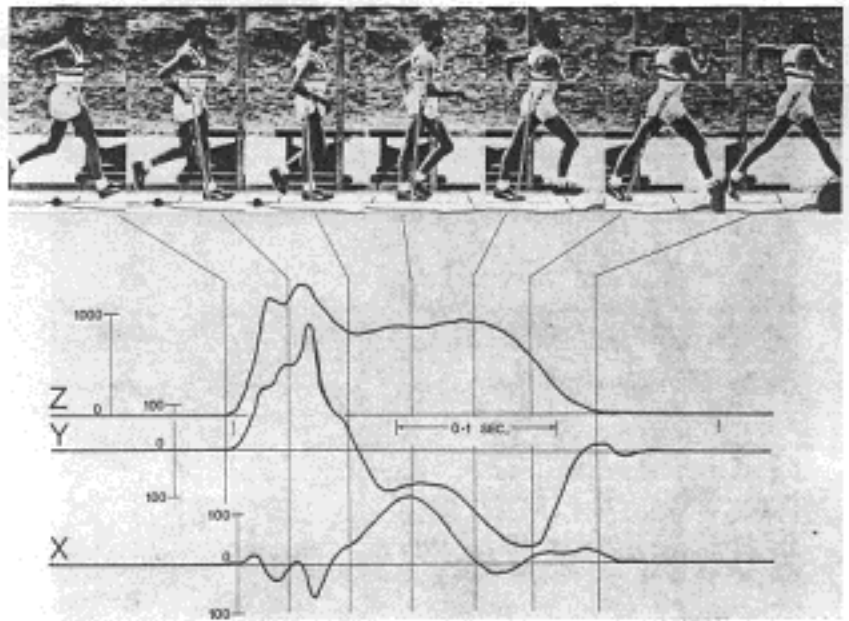


Figure 2.2 The force-time record of one foot during the right foot support phase in race walking. The X (lateral-medial) and Y (anterior-posterior) values indicate the force exerted by the subject. The Z (vertical) value indicates the ground reaction force. (Payne, 1978)

性のカーブを描く鉛直方向の地面反力が、走では1峰性のものになっていた。

Fenton (1984) は、男子6名、女子1名による地面反力の比較を行った。鉛直方向の力は3つのピークがあり、後方への力が発生するのは通常歩行よりも早い時点であった。左右の力のパターンは個人差が大きく、熟練者ほど着地衝撃は小さいとしている。

White と Winter (1985) は、熟練した競技者1名を被験者とした実験を行い、競歩中の地面反力の計測と2次元画像分析から下肢の各関節における関節トルク、トルクパワーを推定し、競歩における下肢各関節の役割について検討している (Figure 2.3)。一步中に下肢の関節トルクによって発揮されたパワーのピークを比較すると、支持期後半に足関節底屈トルクによって発揮された正のパワー (A2) が最も大きいため、身体を前進させるために最も貢献していたのは足関節まわりの筋群であるとしている。さらに、離地前から回復期前半にかけて股関節屈曲トルクによって発揮される正のパワー (H3) も回復脚を前方に振り出すのに貢献していたと報告している。回復期後半に股関節伸展トルクによって発揮される正のパワー (H1) については、値は大きいものの身体を前進させるためではなく、接地までに膝関節を伸展させるために発揮されたものとしている。膝関節トルクによるパワーの発揮はほとんどが回復期における負のパワーであるため、膝関節の主な役割は回復期におけるパワーの吸収であり身体の前進には貢献していないと述べている。

Cairns ら (1986) は、男子8名、女子2名の被験者を用いて3次元画像分析と地面反力の測定を行った。通常歩行、トレーニング速度での競歩、レース速度での競歩、走の各試技について関節角度、地面反力、関節トルクを比較した。走あるいは通常歩行との競歩の違いの特徴として、

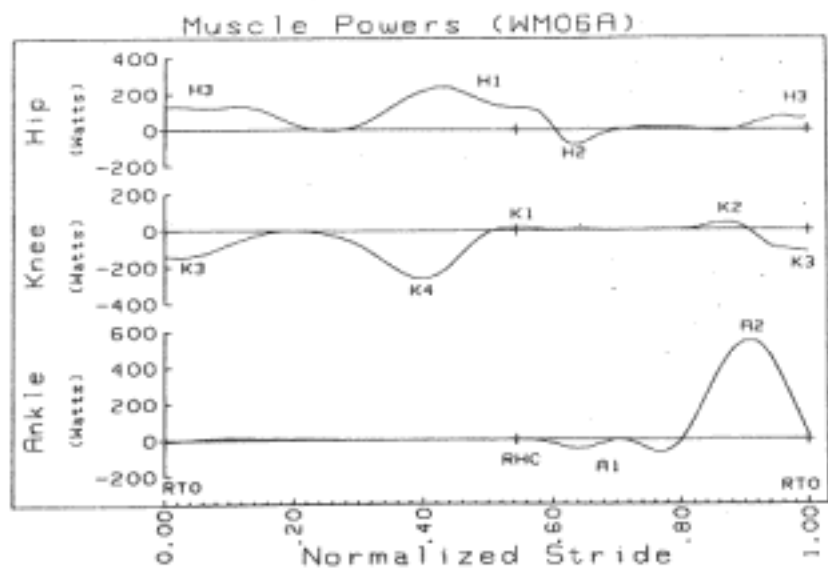


Figure 2.3 Muscle powers at the hip, knee, and foot during one stride of race walking. (White and Winter, 1985)

接地時において膝関節がより伸展した状態であることと、前額面内での骨盤の傾斜が大きいことを挙げている。また、地面反力については、接地後に発生する前後方向の力が後ろ向きから前向きに変わるのが Payne (1978) のものと比べ遅れるほかは同様なものであったとしている。

Phillips と Jensen (1984), 清水ら (1994, 95) の研究を除くと、全て通常歩行と競歩の違いを明らかにすることに主眼を置いており、競歩のパフォーマンスに関係する要因を明らかにしようとしたものではない。Phillips と Jensen (1984), 清水ら (1994, 95) の場合でも、歩行速度と関係のある要因について分析を試みているが、ストライド、ピッチ、角度データのみについて検討しているに過ぎず、これらのみでは、歩行速度と動作の関係を明らかにするには不十分である。また、競歩は持久性種目であり、大きな歩行速度の獲得だけでなく維持のための技術的要因も明らかにすることで競技力を高めるための知見を得られると考えられる。

2.2 力学的エネルギー利用の有効性に関する研究

Cavanagh と Kram (1985) は、運動の効率 (efficiency of movement) に関する用語について整理し、定義を試みている。その中で、効率 (efficiency) を運動中に要した生理的エネルギーに対する発揮した力学的エネルギーの比率 (muscular efficiency) と筋内で生理的エネルギーが筋張力に変換される過程の効率 (muscle efficiency) に分け、一定スピードでのランニングなどの運動課題を達成するのに要した最大下酸素摂取量を経済性 (economy) と定義している。さらに、有効性 (effectiveness) を、外界に対して発揮した力に対する実際のパフォーマンスに効果のあ

った力などの様に定義している。

阿江と藤井（1996b）は，Cavanagh と Kram（1985）の定義した有効性指数（Index of effectiveness）は全身で発揮された力学的エネルギーの有効性を示す指標ではなく，経済性（economy）は生理的エネルギーが筋内で力学的エネルギーに変換される過程を含むものであり（Figure 2.4），運動技術を評価する指標として運動中に発揮された全身の力学的仕事に対する運動課題のパフォーマンスを示す変量の比率を力学的エネルギー有効性指数（Effectiveness Index，EI）として定義している．EI を算出する場合の全身の力学的仕事の算出方法は，関節トルクパワーから算出する方法が実用的であり，関節トルクが算出できない場合は身体部分の力学的エネルギーの変化から算出する方法で代用できるとしている．EI および算出方法の妥当性をランニング，ドロップジャンプ，腕と体幹の部分運動を用いて検討したところ，全身の力学的仕事の算出方法を運動の形態に応じて適切に選択することで，力学的エネルギーを有効に利用しパフォーマンスを高めるための技術的要因を明らかにできるとしている．

生理的エネルギーを疾走速度や歩行速度などの競技パフォーマンスに効果的に変換する技術を明らかにするためには，経済性を効率と有効性に分け（阿江と藤井，1996b），力学的エネルギーの利用について明らかにすることが重要である．通常歩行および走においては，力学的エネルギーの利用に関する研究が行われていることから，競歩においても同様な研究を行うことで，生理的エネルギーを競技パフォーマンスに変換する力学的エネルギー利用の有効性について明らかにできると考えられる．

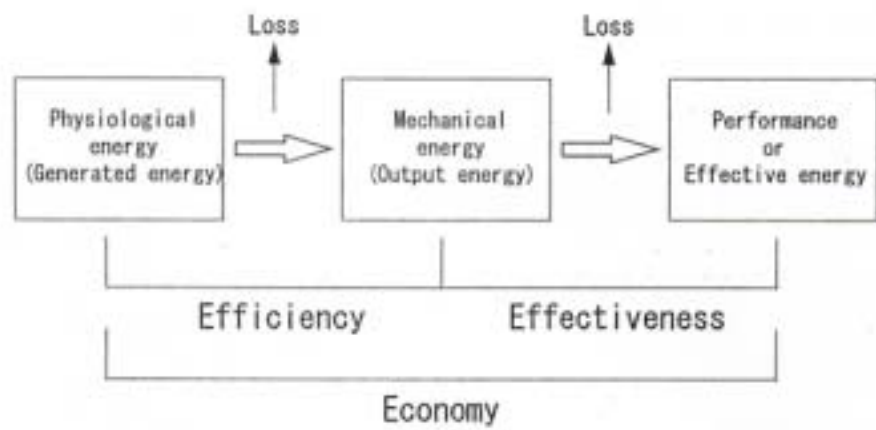


Figure 2.4 Flow of energy in human movement and three Es, i.e. efficiency, economy, and effectiveness. (Ae and Fujii, 1996b)

2.3 通常歩行および走の力学的エネルギーに関する研究

Winter と Robertson (1978) は、通常歩行における下肢の力学的エネルギーの変化の要因について明らかにするために、2次元画像分析法と地面反力の計測を行い、身体各部分の力学的エネルギーの変化と下肢各関節の関節力パワー、セグメントトルクパワーについて分析を行っている。その結果、歩行中の全身の力学的エネルギーの変化パターンには、離地直前のプッシュオフから接地までの局面における回復脚の力学的エネルギーの変化パターンが大きく影響していた。全身および回復脚の力学的エネルギーは、プッシュオフ時の足関節トルクによる力学的エネルギーの発生と股関節力による体幹からの力学的エネルギーの流れによって回復脚離地前後に急激に増加し、回復期中盤から接地までは膝関節トルクによる力学的エネルギーの吸収と股関節力による体幹への力学的エネルギーの流れによって減少していた (Figure 2.5)。このように、全身の力学的エネルギーの変化には関節トルクによる力学的エネルギーの発生と吸収だけでなく関節力と関節トルクによる身体部分間の力学的エネルギーの伝達が影響していたことを明らかにしている。

Robertson と Winter (1980) は、2名の男性被験者に4種類の異なるスピードで歩かせ、2次元画像分析法と地面反力の計測から下肢各部分の力学的エネルギーの変化の要因を関節力パワーとセグメントトルクパワーの時系列データの詳細な分析から明らかにしている。その結果、部分ごとの力学的エネルギー変化率は接地直後の足の力学的エネルギーの変化を除くと、各関節の関節力パワーとセグメントトルクパワーの和とほぼ等しく、歩行中の下肢の力学的エネルギーの変化には関節トルクによる力学的エネルギーの発生・吸収および伝達だけでなく、関節力による力学的エネルギーの伝達も影響していたことを明らかにしている。

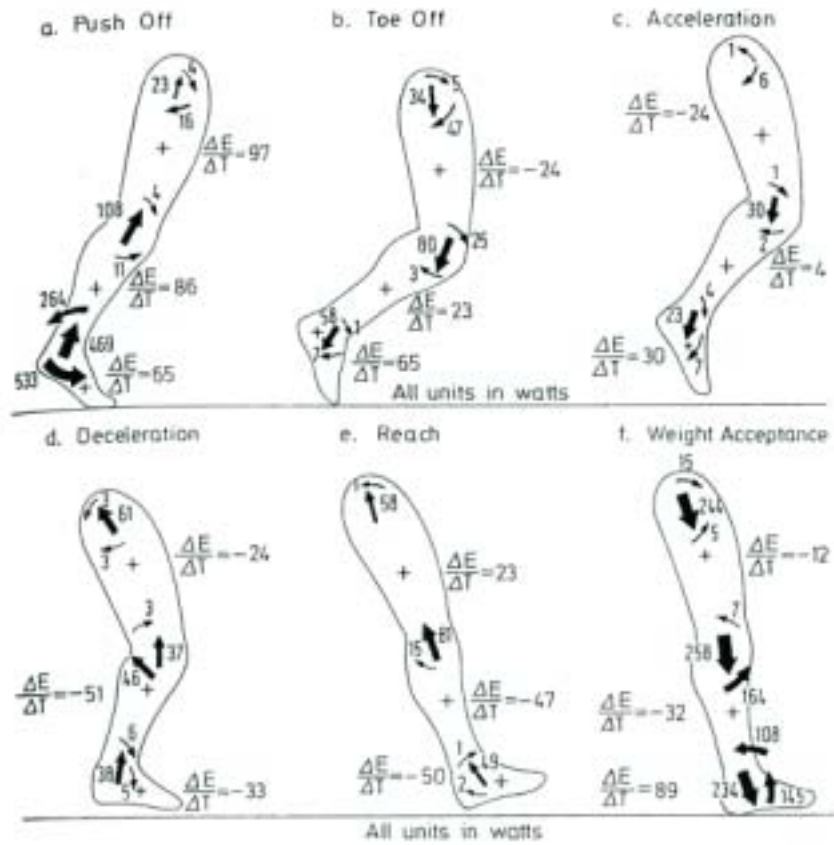


Figure 2.5 Detailed mechanical power analysis during various phases of gait. (Winter and Robertson, 1978)

Chapman と Caldwell (1983) は、女子短距離選手 2 名を被験者としてトレッドミル走行時の 2 次元画像分析法によって回復脚各部の力学的エネルギー変化とその要因について検討している。その結果、回復脚全体の力学的エネルギーは離地から反対脚の接地直後まで急激に増加し、反対脚離地から回復脚接地まで減少していた。回復期前半の力学的エネルギーの増加には股関節力による体幹からの力学的エネルギーの流れと股関節トルクによる力学的エネルギーによるものであったとしている。回復期後半の力学的エネルギーの減少には膝関節トルクによる力学的エネルギーの吸収が影響していたが、股関節力パワーによる体幹への力学的エネルギーの流れも影響し、体幹に流れた力学的エネルギーは反対脚に流れることで、回復脚の振り出しに役立っていたことを示唆している。

Ae ら (1988) は、男子短距離選手 5 名を被験者として 2 次元画像撮影とフォースプラットフォームによる地面反力の計測を行い、疾走中の大腿、下腿、足の各部分の関節力パワー、セグメントトルクパワーの分析を行っている (Figure 2.6)。その結果、各部分とも関節力パワーはセグメントトルクパワーよりも大きかったものの、関節力パワーの大きかった局面ではセグメントトルクパワーも大きく、関節力による部分間の力学的エネルギーの伝達を大きくするには、関節トルクの発揮が重要であることを示唆している。また、接地前の局面における回復脚から体幹に伝達する力学的エネルギーは、反対脚に伝達し、反対脚のすばやい振り戻しに影響していたことを示唆している。

Williams と Cavanagh (1987) は、31 名の長距離走者の動作の 3 次元動作分析により各部分の力学的エネルギーの変化などを分析した。また、走の経済性を比較するためトレッドミル上で最大下で走行中の酸素摂取量を測定した。その結果、力学的エネルギーに関する変数では、走の経

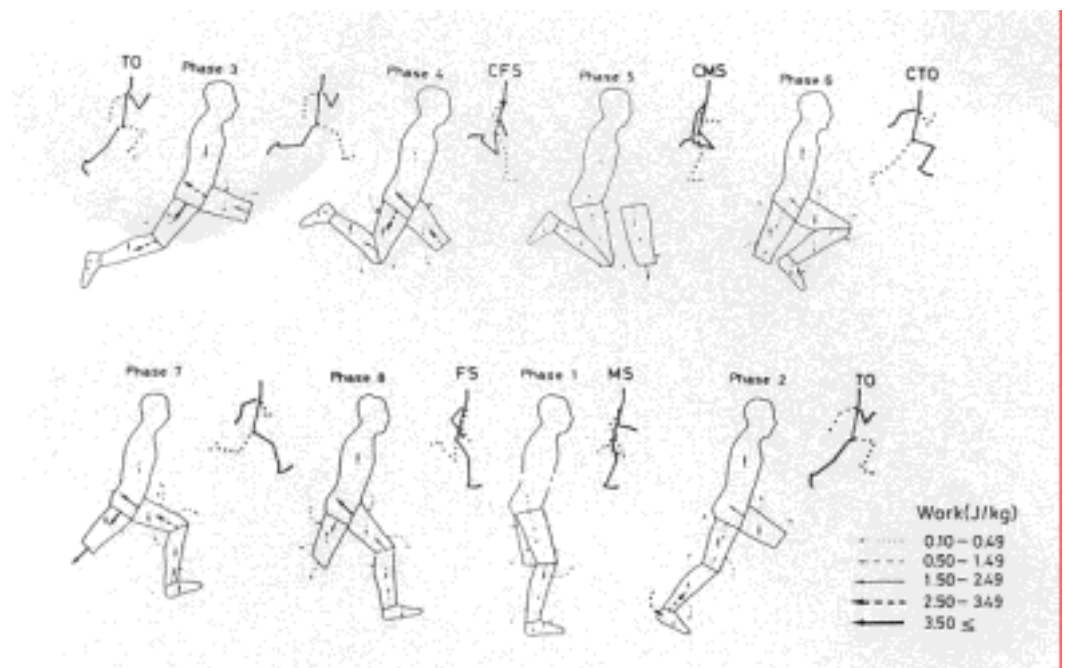


Figure 2.6 Energy flows between the segments during a cycle of sprinting. Energy flow is expressed in the works done on the segment by joint force and muscle moment during each of eight phases. Straight arrows at the joints indicate the magnitude and direction of energy flow by joint force and curved ones are those by muscle moment. Arrow depict inside of each segment represents increase () or decrease () of the energy level. For simplicity work less than 0.09 J/kg was not illustrated. (TO, toe-off of the right foot; CFS, contralateral foot strike; CMS, contralateral mid-support; CTO, contralateral toe-off; FS, foot strike; MS, mid-support) (Ae et al., 1988)

済性が低かった被験者群では、下肢および体幹の力学的エネルギーの伝達量が他の被験者群よりも有意に小さいことがわかった。その原因として、身体部分間での力学的エネルギーの伝達が増すことによって(Figure 2.7)、筋による生理的エネルギーの発揮が抑えられた可能性があるとしている。

榎本ら(1999)は、長距離走における技術的要因を明らかにするために、公式競技会の男子5000m走に出場した32名を被験者として、2000m地点と4000m地点における疾走動作の2次元動作分析を行っている。2000m地点と4000m地点の両方で疾走速度が高く競技パフォーマンスの高かった被験者では力学的エネルギー利用の有効性指数(EI)が高く、EIの高かった被験者では全身の力学的仕事が小さく、左右脚間での力学的エネルギーの伝達量が大きい傾向がみられた(Figure 2.8)。そして、左右脚間の力学的エネルギーの流れは回復脚離地後に左右の脚を挟みこむ動作を行い、回復脚のすばやい振り出しを行うことで達成できるとしている。

2.4 競歩の効率に関する研究

CavagnaとFranzetti(1981)は、5000m競歩の室内世界記録保持者を含むイタリア代表男子競歩チームの被験者8名の地面反力を計測し、両足が地面と離れる局面が発生する時速12km以上の歩行速度を含めて、時速2kmから時速20kmまで歩行速度を変化させた場合の1歩中の身体重心の力学的エネルギー変化を分析した。その結果、時速10kmまでは、支持足接地後に増加した位置エネルギーが支持期終盤に減少するような変化を示したが、運動エネルギーは逆の変化パターンを示すことから通

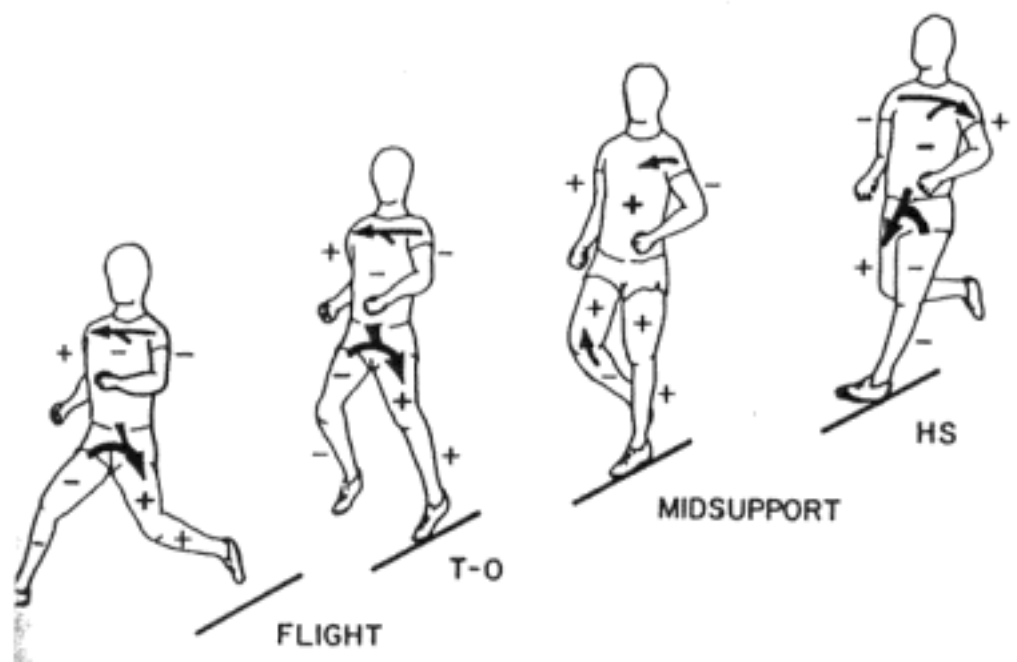


Figure 2.7 Energy transfer between segments during different portions of running cycle. Arrows indicate direction and relative magnitude of transfer, and + and - indicate whether energy is gained or lost by involved segment. (Williams and Cavanagh, 1987)

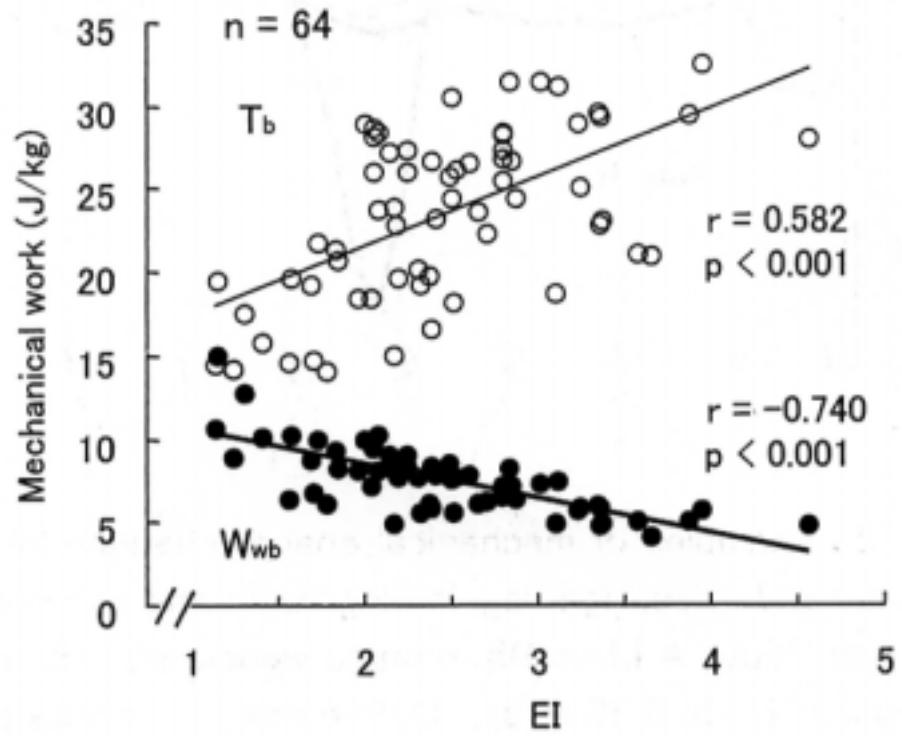


Figure 2.8 Relationships of EI to mechanical work (W_{wb}) and mechanical energy transfer between segments (T_b) in one running cycle. (Enomoto et al., 1999)

常歩行と同じように位置エネルギーと運動エネルギーの変換が生じていたとしている。時速 10km 以上の速度では身体重心の位置エネルギーと運動エネルギーは同じ変化パターンを示し、支持足接地後に減少して支持期中盤から離地まで増加していたことから、力学的エネルギーが接地後に筋に蓄えられて、支持期後半に再利用されていたとしている。また、エネルギー効率を計算し、時速 2km から時速 10km までよりも、時速 10km 以上のほうが高い効率を示したことから (Figure 2.9)、時速 10km 以上の速度では筋による運動エネルギーの蓄積と再利用によって、競歩は通常歩行よりも効率が高くなるとしている。

Marchetti ら (1982) は、イタリア代表レベルの男性被験者 4 名の通常歩行、競歩、走における身体各部の力学的エネルギーの変化を 3 次元画像分析により算出した。その結果、通常歩行では全身の力学的エネルギー変化パターンに下肢の力学的エネルギーの変化パターンが大きく影響していたのに対し、競歩では走のように位置エネルギーと運動エネルギーの変化パターンがほぼ同じであったことから、競歩は通常歩行よりも走に類似しているとしている。また、エネルギー効率は競歩の方が低い (Figure 2.10) 要因として、運動エネルギーが筋に蓄えられ弾性エネルギーとして再利用される機能が走ほど高くないためとしている。

このように、力学的エネルギーの観点から通常歩行や走に対する競歩の効率について研究が行われている。しかし、競歩において大きな歩行速度を獲得し、維持することによってパフォーマンスを高める技術については明らかにされていない。生理的エネルギーをパフォーマンスに効果的に変換する技術を明らかにするためには、力学的エネルギーの利用の有効性について検討することが重要である (阿江と藤井, 1996b)。そのため、競歩における力学的エネルギーの流れを分析することで、力学

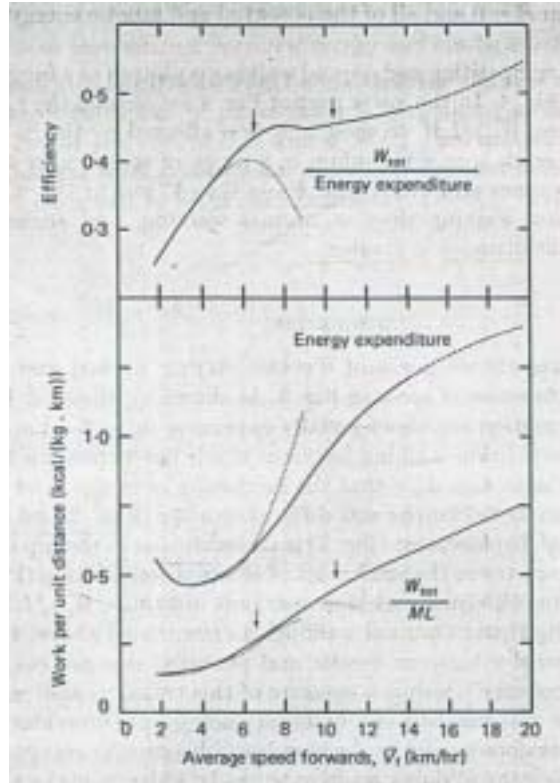


Figure 2.9 Below: The total positive work $W_{tot} = |W_{ext}| + |W_{int}|$ and the net energy expenditure (total - standing) per unit distance and unit body mass are given as a function of the speed for competition walking (continuous lines) and normal walking (dotted line). The energy expenditure curve of normal walking (dotted line) was traced over the average of the data of Margaria (1938), Ralston (1958), Cotes and Meade (1960) and Dill (1965); that of competition walking was calculated from the average of the data of Menier and Pugh (1968) for speeds greater than 8km/hr, and from the average of the data of Menier and Pugh and those of normal subjects at lower speeds. Energy expenditure at speeds greater than 14.5km/hr is extrapolated from the line given by Menier and Pugh (1968). Above: the efficiency of positive work, $W_{tot}/\text{energy expenditure}$, is given as a function of speed for competition walking (continuous line) and for normal walking (dotted line). The interrupted part of the energy expenditure and efficiency curves indicates that at these speeds an oxygen debt may be necessary to meet the mechanical power output. (Cavagna and Franzetti, 1980)

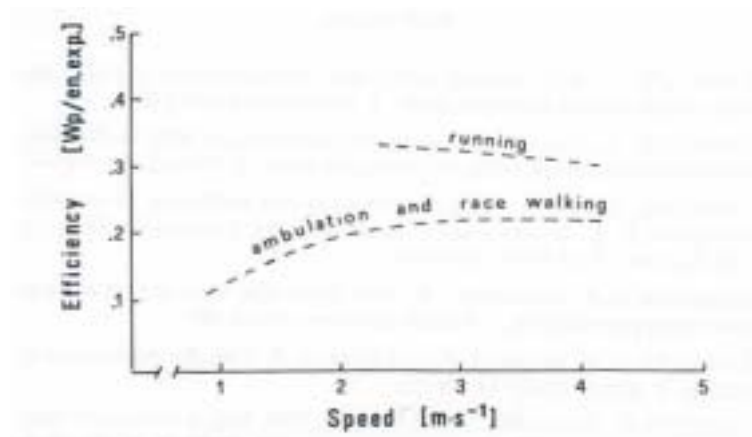


Figure 2.10 Efficiency in ambulation, race walking, and running as a function of the speed. (Marchetti et al., 1982)

的エネルギーを有効に利用して大きな歩行速度を獲得し，それを維持するための技術的示唆が得られると考えられる．

3. 方法

Table 3.1 は、第 4 章から第 7 章までで行ったデータ収集の方法を示したものである。

第 4 章では、研究課題 1 を明らかにするために公式競技会において 2 次元画像分析法による歩行フォームの撮影を行った。第 5 章では、研究課題 2 を明らかにするために実験によって 2 次元画像分析法による歩行フォームの撮影とフォースプラットフォームによる地面反力の計測を行った。第 6 章では、研究課題 3 を明らかにするために公式競技会において 2 次元画像分析法による歩行フォームの撮影を行った。第 7 章では、研究課題 4 を明らかにするために実験によって 3 次元画像分析法による歩行フォームの撮影とフォースプラットフォームによる地面反力の計測を行った。

撮影方法および地面反力の計測方法、被験者については各章で詳細に述べる。本章では、これらに共通するデータ処理方法について述べる。

3.1 2次元動作分析法によるデータ処理（第 4 章 第 6 章）

3.1.1 2次元座標データの算出

撮影した VTR 画像を用いて被験者の 1 サイクルの歩行動作について身体分析点（23 点，Figure 3.1）および校正マーク（4 点）をデジタイズした。デジタイズには DKH 社製 Frame-DIAS システムを用い、得られた身体の 2 次元座標を実長換算した。Wells と Winter（1980）の方法により分析点の座標成分ごとに最適遮断周波数を決定し、Butterworth low-

Table 3.1 Methods of data collection for each chapter.

		Chapter 4	Chapter 5	Chapter 6	Chapter 7
Official races	Two dimensional analysis	<input type="radio"/>		<input type="radio"/>	
	Two dimensional analysis		<input type="radio"/>		
Experiment	Three dimensional analysis				<input type="radio"/>
	Measurement of ground reaction force		<input type="radio"/>		<input type="radio"/>

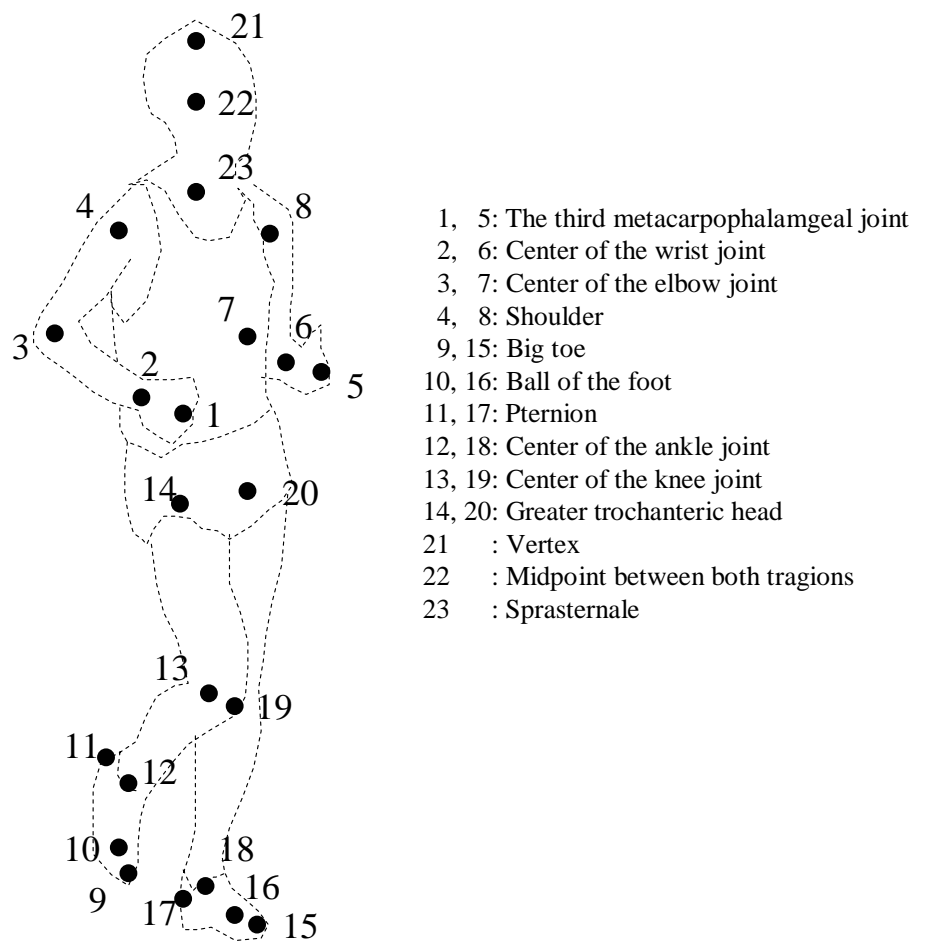


Figure 3.1 Twenty three points on subject's body were digitized for two dimensional analysis.

pass digital filter を用いて平滑化を行った。このようにして決定された最適遮断周波数は、各章の方法で示した。

3.1.2 キネマティクスの変数の算出

分析点の速度および加速度

分析点の変位を数値微分することによって速度，加速度を算出した。

全身と部分の重心位置および重心速度，重心加速度

平滑化した座標データから阿江(1996a)の身体部分慣性係数を用いて部分および全身の重心位置，部分の慣性モーメントを算出した。また，全身の重心および部分の重心位置を数値微分することで，重心速度，重心加速度を算出した。

歩行速度，ステップ長，ピッチ

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

日本陸上競技連盟のルールは競歩をレース中に地面との接触を失わないものと定義しているが(財団法人日本陸上競技連盟，2006)，審判の肉眼ではとらえられない短い時間に両足が地面と接触を失うことがある。そのため，両足が地面と離れる局面がみられる場合，どちらかの足が地面と接触している局面を支持期，両足が地面と離れる局面を非支持期とし，1サイクル中の支持期および非支持期の時間をそれぞれ2等分して支持時間，非支持時間とした。また，1サイクル中の支持期および非支持期における重心の水平方向の変位を2等分したものをそれぞれ支持距離，非支持距離とした。

部分角度，角速度

全身の身体各部分（左右の手，前腕，上腕，足，下腿，大腿および頭部，体幹）の部分角度を分析点の座標データから算出した．算出した角変位を数値微分することで，部分角速度を算出し，部分の力学的エネルギーの算出に用いた．

3.1.3 力学的エネルギーの算出

部分の力学的エネルギー

身体各部分の力学的エネルギーを式（3.1）により算出した．

$$E_{i,j} = m_i g h_{i,j} + \frac{1}{2} m_i v_{i,j}^2 + \frac{1}{2} I_i \omega_{i,j}^2 \quad (3.1)$$

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， m は部分質量， g は重力加速度， h は部分の重心高， v は部分重心の速度， I は部分の重心まわりの慣性モーメント， ω は身体各部分の部分角度を数値微分して得た部分の角速度である．

また，力学的エネルギーを時間で数値微分して力学的エネルギー変化率を算出した．

力学的エネルギーの伝達量および有効性指数

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けると仮定し，力学的仕事（ W_{wb} ）を式（3.2 - 3）より算出した．

身体部分間の力学的エネルギーの伝達量（ T_b ）は Pierrynowski ら（1980）の方法を用いて式（3.4 - 5）より算出した． W_w は部分内で力学的エネルギーの交換はあるが部分間での力学的エネルギーの伝達がないと仮定した場合の力学的仕事である．

$$\Delta E_{i,j} = E_{i,j+1} - E_{i,j} \quad (3.2)$$

$$W_{wb} = \sum_{j=1}^{n-1} \sum_{i=1}^s (\Delta E_{i,j}) \quad (3.3)$$

$$W_w = \sum_{i=1}^s \sum_{j=1}^{n-1} |\Delta E_{i,j}| \quad (3.4)$$

$$T_b = W_w - W_{wb} \quad (3.5)$$

ここで， n は 1 サイクルに要したフィールド数， s は部分の数である．

また，力学的エネルギー利用の有効性指数 (EI : Effectiveness Index)

を式 (3.6) によって算出した (阿江と藤井, 1996b)．

$$EI = \frac{\frac{1}{2} M V_x^2}{W_{wb}} \quad (3.6)$$

ここで， M は全身の身体質量， V_x は身体重心速度水平成分の歩行の 1 サイクルにおける平均である．

3.1.4 キネティクスの変数の算出

関節力，関節トルク

関節力，関節トルクを算出するために，身体を剛体リンクにモデル化した .Figure 3.2 に示したフリーボディダイアグラムに基づき各部分について式 (3.7 - 9) に示した運動方程式をたてた．

$$JF_{pX} = ma_X + JF_{dX} \quad (3.7)$$

$$JF_{pY} = ma_Y + JF_{dY} + mg \quad (3.8)$$

$$JT_p = I\alpha + JT_d + r_{dX} JF_{dY} - r_{dY} JF_{dX} - r_{pX} JF_{pY} + r_{pY} JF_{pX} \quad (3.9)$$

ここで， X および Y は座標成分， m は部分質量， a は部分の重心加速度， g は重力加速度， JF_p は部分の近位端に作用する関節力， $-JF_d$ は遠位端に接する部分から受ける関節力， I は部分の重心まわりの慣性モーメント， α は部分の角加速度， JT_p は部分の近位端に作用する関節トルク， JT_d は遠位端に接する部分から受ける関節トルク， r_p は部分の重心から

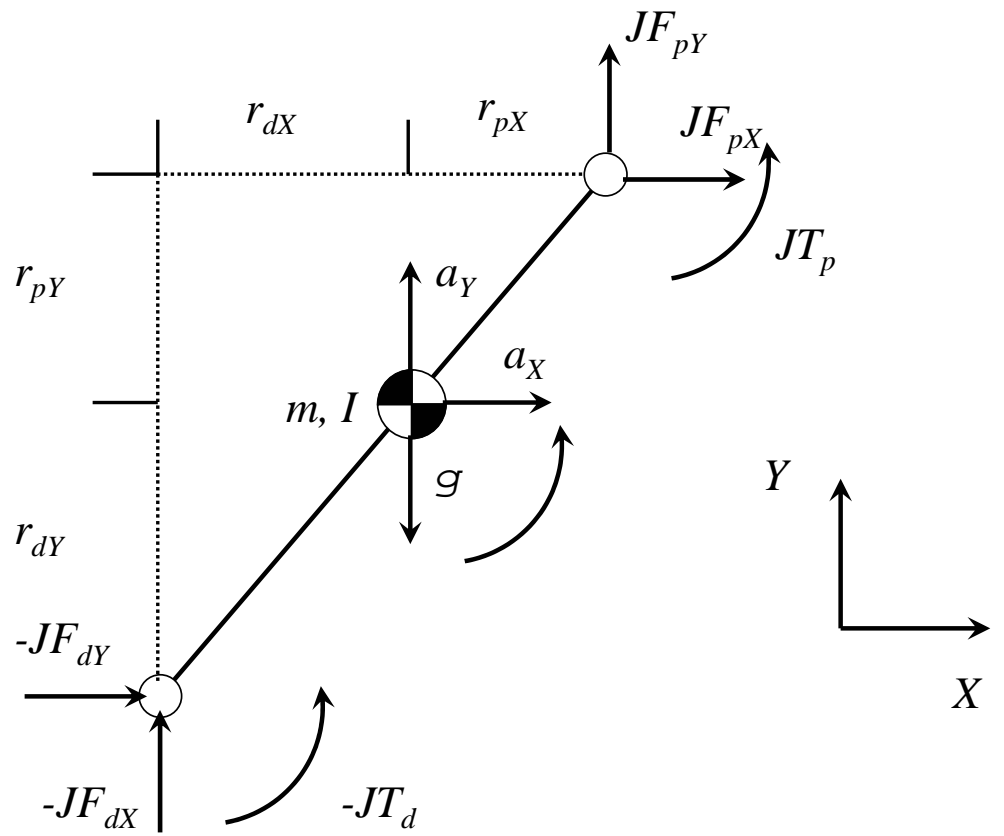


Figure 3.2 Free body diagram for the calculation of joint force and torque at the segment.

近位端までのベクトル， r_d は部分の重心から遠位端までのベクトルである．

回復脚足部，両手部，頭部の場合の JF_d はなし，支持脚足部の場合の JF_d は地面反力，両足部，両手部，頭部の JT_d はゼロとして，式 (3.7-9) を，身体の遠位部分から順次解くことによって，関節力，関節トルクを算出した．

第 5 章では，被験者に 10000m 自己記録の平均速度でフォースプラットフォーム上を歩かせ，地面反力を測定して支持脚の関節力と関節トルクを算出した．

関節力パワー，セグメントトルクパワー

関節 j における関節力パワー (JFP_j)，セグメントトルクパワー (STP_j) は，式 (3.10 - 11) によって算出した．

$$JFP_j = JF_j \cdot V_j \quad (3.10)$$

$$STP_j = JT_j \cdot SAV_s \quad (3.11)$$

ここで， JF_j は関節 j の関節力， V_j は関節 j の速度， JT_j は関節 j の関節トルク， SAV_s は部分 s の角速度である．

関節力，関節トルクによって部分 s になされた仕事は， JFP_j ， STP_j を時間で積分することで算出した．また，仕事を各局面に要した時間で除すことで平均パワー ($MJFP$ ， $MSTP$) を算出した．

3.2 3次元分析におけるデータ処理 (第7章)

3.2.1 3次元座標データの算出

Table 3.1 に示す方法で撮影した 4 台のカメラの VTR 画像を用いて，被験者の 1 サイクルの歩行動作について，2 次元分析で用いた身体分析点

23 点 (Figure 3.1) に左右の肋骨下端を加えた 25 点 (Figure 3.3) および較正マークを DKH 社製 Frame-DIAS システムによりデジタル化し , DLT 法によって分析点の 3 次元座標を算出した . 得られた 3 次元座標は Wells と Winter (1980) の方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 , Butterworth low-pass digital filter を用いて平滑化を行った . 決定された最適遮断周波数は第 7 章に示した .

3.2.2 セグメントの移動座標系の決定

Figure 3.4 に示したように , 各セグメントの長軸ベクトル A の始点と終点をそれぞれ P_1, P_2 とし , ベクトル B の始点と終点を P_3 と P_4 とし , 以下の手順で各セグメントの移動座標系を設定した . 足部では足関節を P_3 , 膝関節を P_4 とした . 下腿では足関節を P_3 , 足部先端を P_4 とした . 大腿では下腿と足部の長軸ベクトルに直交するベクトルの始点と終点を P_3 と P_4 とした . 下胴については , 左右の股関節中点を P_1 , 肋骨下端中点を P_2 とし , 左右の股関節をそれぞれ P_3, P_4 とした . 上胴については , 肋骨下端中点を P_1 , 胸骨上縁を P_2 とし , 左右の肩関節をそれぞれ P_3, P_4 とした .

A の単位ベクトル a と B の単位ベクトル b' に直交する単位ベクトルを c とし , ベクトル a とベクトル c に直交するベクトルを b とすると , ベクトル c およびベクトル b は次式 (3.12-13) により得られる .

$$c = a \times b' \quad (3.12)$$

$$b = c \times a \quad (3.13)$$

足部 , 下腿 , 大腿 , 下胴 , 上胴のそれぞれについて , 互いに直交する 3 つの単位ベクトル a, b, c を移動座標系とした .

3.2.3 セグメント角速度の算出

本論文では , セグメントの直交移動座標系の各軸まわりの角速度成分

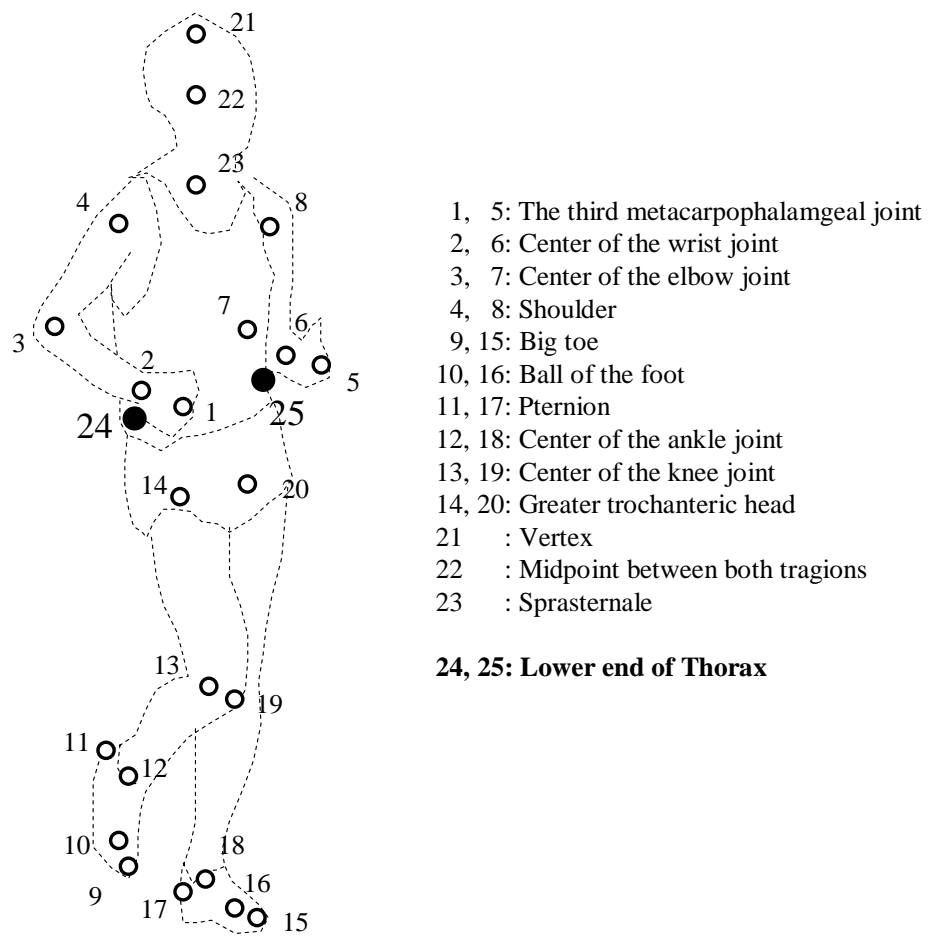


Figure 3.3 Twenty five points on subject's body were digitized for three dimensional analysis.

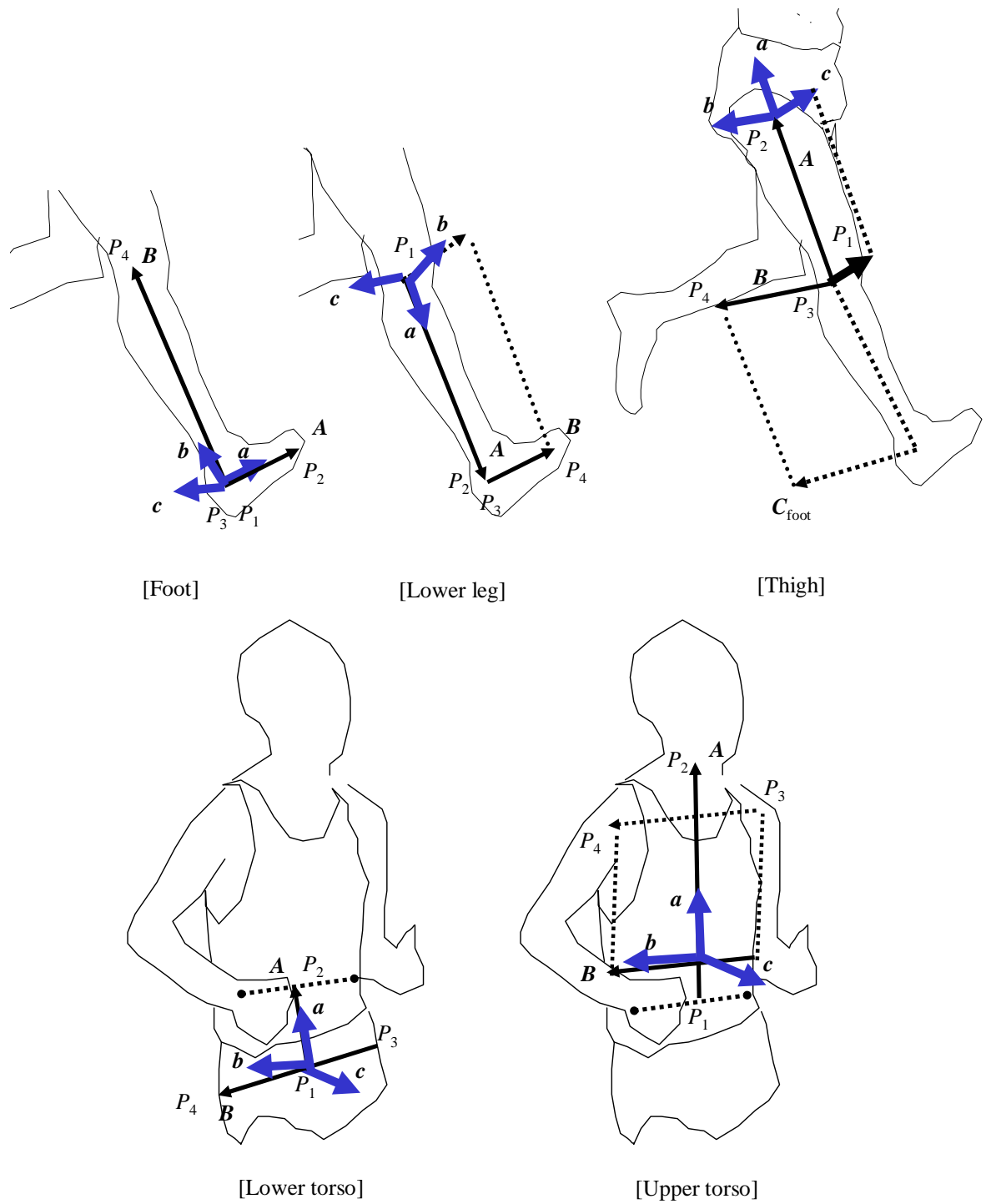


Figure 3.4 Definition of the moving reference frame fixed to the segment.

$\omega_1, \omega_2, \omega_3$ を、以下の式 (3.14) から求めた (和達, 1985)。

$$\omega_1 = k \cdot \frac{dj}{dt}, \omega_2 = i \cdot \frac{dk}{dt}, \omega_3 = j \cdot \frac{di}{dt} \quad (3.14)$$

3.2.4 3次元関節力および関節トルクの算出

各セグメントの移動座標系における重心回りの角運動量 L_x, L_y, L_z は、セグメントの慣性主軸と移動座標系の軸が一致すると仮定して、セグメントの主慣性モーメント I_x, I_y, I_z と移動座標系各軸回りの角速度 $\omega_1, \omega_2, \omega_3$ を乗じることにより求めた (式 (3.15))。また、各セグメントの移動座標系の各軸の方向余弦 (x 軸: l_1, m_1, n_1 ; y 軸: l_2, m_2, n_2 ; z 軸: l_3, m_3, n_3) から求めた座標変換行列 R (式 (3.16)) により静止座標系回りの角運動量 LX, LY, LZ に変換した (和達, 1985; 式 (3.17))。なお、各セグメントの主慣性モーメントは、阿江 (1996a) の身体部分慣性係数から推定した。

$$\begin{bmatrix} L_x \\ L_y \\ L_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I_x & 0 & 0 \\ 0 & I_y & 0 \\ 0 & 0 & I_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \omega_1 \\ \omega_2 \\ \omega_3 \end{bmatrix} \quad (3.15)$$

$$R = \begin{bmatrix} l_1 & l_2 & l_3 \\ m_1 & m_2 & m_3 \\ n_1 & n_2 & n_3 \end{bmatrix} \quad (3.16)$$

$$\begin{bmatrix} LX \\ LY \\ LZ \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 & l_2 & l_3 \\ m_1 & m_2 & m_3 \\ n_1 & n_2 & n_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} L_x \\ L_y \\ L_z \end{bmatrix} \quad (3.17)$$

関節力および関節トルクの算出には、身体を手, 前腕, 上腕, 頭部, 上脗, 下脗, 大腿, 下腿, 足からなる, 3次元剛体リンクモデルとしてモデル化し, セグメント j の近位端からセグメント j に作用する関節力

および関節トルクを求めるための運動方程式を用いた。

Figure 3.5 は、各セグメントのフリーボディダイアグラムである。セグメント j の重心の加速度を a_j 、セグメント j が遠位に接するセグメント $j-1$ から受ける力を $-F_{j-1}$ とし、セグメント j の近位端に作用する関節力 F_j を次式 (3.18) から算出した。

$$F_j - F_{j-1} = m_j a_j + m_j g k \text{ より}$$

$$F_j = F_{j-1} + m_j a_j + m_j g k \quad (3.18)$$

ここで、 g は重力加速度、 k は静止座標系の z 軸方向の単位ベクトルである。

関節力 F_j によるセグメント j の重心回りのモーメント MF_j と、 $-F_{j-1}$ によるセグメント j の重心回りのモーメント MF_{j-1} を、以下の式 (3.19 - 20) により導く。ただし、セグメント j の重心からセグメント j 遠位端への位置ベクトル $r_{j,j-1}$ 、セグメント j の重心からセグメント j の近位端への位置ベクトルを $r_{j,j+1}$ とする。

$$MF_j = r_{j,j+1} \times F_j \quad (3.19)$$

$$MF_{j-1} = -r_{j,j-1} \times F_{j-1} \quad (3.20)$$

そして、セグメントの近位端からセグメント j に作用する関節トルク T_j を以下の式 (3.21) により導いた。ここで、 T_{j-1} は、セグメント j から遠位側のセグメント $j-1$ に作用する関節トルク、 M_j はセグメント j の重心回りのモーメントで、このモーメント M_j は、前項で算出した角運動量 LX 、 LY 、 LZ を微分することにより求めた (式 (3.22))。

$$T_j + MF_j - T_{j-1} + MF_{j-1} = M_j \text{ より}$$

$$T_j = T_{j-1} - MF_{j-1} - MF_j + M_j \quad (3.21)$$

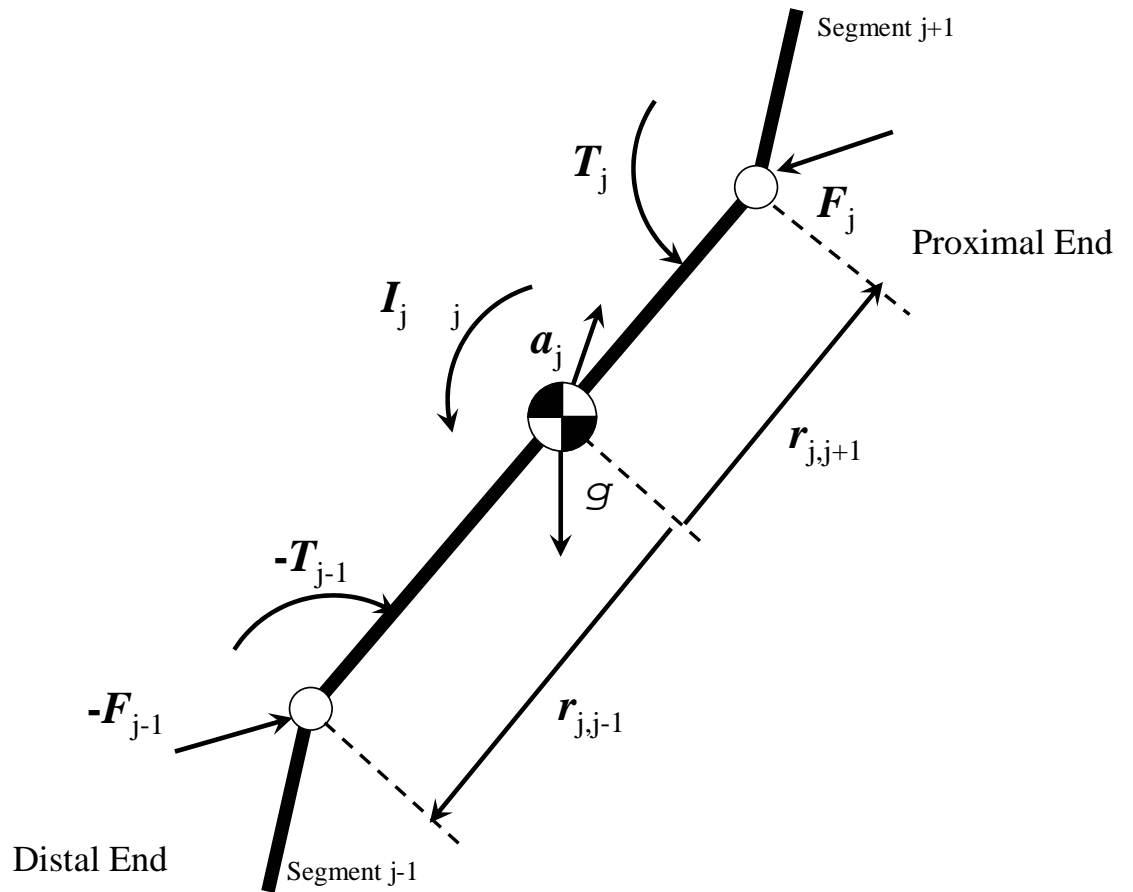


Figure 3.5 Free body diagram for the calculation of joint force and torque at the segment j .

$$\begin{aligned}
MX_j &= L\dot{X}_j \\
MY_j &= L\dot{Y}_j \\
MZ_j &= L\dot{Z}_j
\end{aligned}
\tag{3.22}$$

ただし、実験における支持脚足部セグメントでは、関節力については、式(3.18)の F_j を足関節の関節力とし、フォースプラットフォームで計測した作用点で足部に作用する地面反力を $-F_{j-1}$ として計算した。また、トルクについては、式(3.21)の T_j を足関節に作用するトルクとし、作用点において足部重心まわりに作用する地面反力モーメントを MF_{j-1} として計算した。Z軸まわりの成分については以下の式(3.23)を用いた。

$$TZ_j = TZ_{j-1} - MFZ_{j-1} - MFZ_j + MZ_j + M'Z \tag{3.23}$$

足部が地面に対して与えるフリーモーメント $M'Z$ は、フォースプラットフォームで計測した。

上脛と下脛間の関節力および関節トルクは、肋骨下端の midpoint に作用すると仮定すると、上脛から下脛に作用する関節力 $F_{LT,UT}$ および関節トルク $T_{LT,UT}$ は、式(3.24 - 25)から求められる。ここで、 UT は上脛、 LT は下脛、 RTH は右大腿、 LTH は左大腿を、 $F_{RTH,LT}$ 、 $F_{LTH,LT}$ 、 $T_{RTH,LT}$ および $T_{LTH,LT}$ は下脛から大腿に作用する関節力および関節トルク、 $F_{LT,UT}$ および $T_{LT,UT}$ は上脛から下脛に作用する関節力および関節トルクをそれぞれ示し、 $F_{RTH,LT}$ 、 $F_{LTH,LT}$ 、 $T_{RTH,LT}$ および $T_{LTH,LT}$ は式(3.18-23)から求められる。

$$F_{LT,UT} = F_{RTH,LT} + F_{LTH,LT} + m_{LT}gk + m_{LT}a_{LT} \tag{3.24}$$

$$T_{LT,UT} = T_{RTH,LT} + T_{LTH,LT} - r_{LT,UT} \times F_{LT,UT} + r_{LT,RTH} \times F_{RTH,LT} + r_{LT,LTH} \times F_{LTH,LT} + M_{LT} \tag{3.25}$$

3.3 局面分け

第 4 章と第 6 章では主に右脚回復期について分析を行ったが，歩行動作の 1 周期のうち右足離地 (R-off) から右足接地 (R-on) までの右脚回復期を両足が地面と接触を失う非支持期を含めた 4 つの動作局面に分けた。Figure 3.6 は，これらの歩行動作の動作区分時点と局面を示したものである。

第 1 局面 (Phase 1): 右足離地 (R-off) - 左足接地 (L-on)

第 2 局面 (Phase 2): 左足接地 (L-on) - 身体重心が左足のつま先の真上を通過する左足支持期中点 (L-mid)

第 3 局面 (Phase 3): 左足支持期中点 (L-mid) - 左足離地 (L-off) まで

第 4 局面 (Phase 4): 左足離地 (L-off) - 右足接地 (R-on)

また，第 5 章では，右脚支持期について分析を行ったが，右足接地 (R-on) から右足離地 (R-off) までを右脚支持期を 20% ごとに 5 つの局面に分けた。

3.4 時系列データの規格化と平均

時系列データを各局面の動作時間により規格化した。第 4 章と第 6 章では右足離地 (R-off) から右足接地 (R-on) までの時間を 100% として，右脚回復期の全被験者のデータを規格化した。第 5 章と第 7 章では右足接地 (R-on) から右足離地 (R-off) までの時間を 100% として，右脚支持期の全被験者のデータを規格化した。力学的エネルギーと関節力，関節トルクおよび関節力パワー，セグメントトルクパワーについては，被験者間の比較のために各被験者の身体質量でデータを除して規格化した。

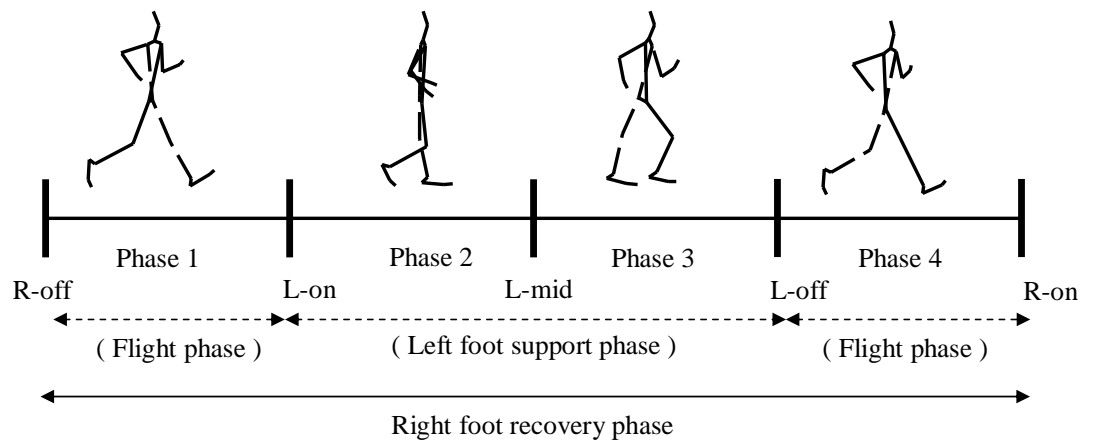


Figure 3.6 Definition of movement phases of the right leg. Abbreviation for five event points as follows.

R-off: Right foot off

L-on: Left foot contact with the ground

L-mid: Midpoint of the left stance phase (instant of the center of gravity pass over left toe)

L-off: Left foot off

R-on: Right foot contact with the ground

また，歩行速度の上位群と下位群（第 4 章），歩行速度増加群と減少群（第 6 章），および全被験者（第 7 章）の規格化した時系列データから 1%ごとに各群の平均値と標準偏差を算出した．

3.5 統計処理

分析項目間の関係を見るため，ピアソンの相関係数 r を算出した．第 5 章と第 7 章では規格化した右脚支持期の時系列データと歩行速度と相関係数を 1%ごとに算出した．さらに，第 4 章では，歩行速度とステップ時間およびステップ距離の関係を見るために重回帰分析を行い，標準回帰係数を算出した．また，歩行速度の上位群と下位群間（第 4 章），歩行速度増加群と減少群間の有意差検定には（第 6 章）， t 検定を用いた．第 4 章，第 5 章 - 第 7 章では，すべての統計処理において有意水準は 5% 未満とした．

4. 一流競歩選手の回復脚における力学的エネルギーの流れ

4.1 目的

競歩では生理的エネルギーを有効に利用し、レース全体にわたって歩行速度を維持することは高い競技パフォーマンスの達成に重要である。

通常歩行 (Winter と Robertson, 1978; Robertson と Winter, 1980) と短距離走 (Chapman と Caldwell, 1983; Ae ら, 1988) に関して身体部分間の力学的エネルギーの流れに関する研究が行われている。Williams と Cavanagh (1987) は、長距離走において身体部分間の力学的エネルギーの流れは、効率を高めることを示唆している。また、榎本ら (1999) は、長距離走における身体部分間の力学的エネルギー伝達量は全身の力学的仕事の有効性と有意な相関がみられ、高い疾走速度の維持に役立っていると述べている。また、競歩のエネルギー効率に関する研究がいくつか行われているが (Cavagna と Franzetti, 1981; Marchetti ら, 1982), いずれも競歩の効率と通常歩行あるいは走の効率を比較することを目的として行われたものであり、競歩で大きな歩行速度を獲得し維持するための技術に言及していない。そのため、競歩において全身の力学的エネルギーの流れを分析することで、高い競技パフォーマンスを達成するための知見が得られると考えられる。

公式競技会における一流競歩選手の動作には高いパフォーマンスを獲得するための技術を考える上での多くの要因があると考えられる。そのため、公式競技会での一流選手における歩行速度を規定する要因や力学的エネルギーの変化を分析することで、力学的エネルギーを有効に利用して大きな歩行速度を獲得し、高いパフォーマンスを得るための歩行技

術に関する示唆を得られると考えられる。

本章の目的は、公式競技会における一流競歩選手の動作を画像分析し、全身における力学的エネルギー利用と歩行速度との関係を明らかにするとともに、回復脚の力学的エネルギーの流れについて明らかにすることである。

なお、競歩の主な運動課題は身体重心をできるだけ大きな速度で前方に移動させることであるため、公式競技会でのレースという制約を考えると、2次元分析によっても前後方向の身体重心の移動速度に対する身体各部の動作の影響を検討するのに十分なデータを得ることができると考えられる。

4.2 方法

4.2.1 被験者

公式競技会における 20km レースに参加した男子選手の中から、35 名を被験者とした。Table 4.1 は被験者の特性を示したものである。被験者は当該レースにおける記録あるいは自己記録が 1 時間 35 分以内のものとした。被験者の中には世界陸上競技選手権男子 20km 優勝者、ワールドカップ競歩男子 20km 優勝者、男子 50km 優勝者など、世界および日本の一流競歩選手が含まれていた。

4.2.2 VTR 撮影

1 周 2km の周回コースで実施された公式競技会における男子 20km レースを VTR 撮影した。Table 4.2 は対象とした競技会を示したものである。レース中の競技者を側方から VTR カメラを用いて撮影を行った。撮影スピードは毎秒 60 フィールド、露出時間は撮影条件により 1/1000 秒もし

Table 4.1 Characteristics of the subjects (N=35)

	Mean	SD	Max - Min
Age(yrs)	23.1	4.3	34 - 18
Height(m)	1.71	0.05	1.83 - 1.63
Body Mass(kg)	57.8	4.4	68 - 50
Race time	1 _{hr} 27 _{min} 55 _{sec} 1	4 _{min} 33 _{sec} 5	1 _{hr} 19 _{min} 50 _{sec} - 1 _{hr} 34 _{min} 59 _{sec}
Best time	1 _{hr} 26 _{min} 07 _{sec} 5	5 _{min} 10 _{sec} 1	1 _{hr} 18 _{min} 27 _{sec} - 1 _{hr} 34 _{min} 59 _{sec}
Performance Ratio (%)	97.0	3.6	100.0 - 88.0

Table 4.2 Races videotaped.

Competition	Date	Course	N of subjects
第7回高畠競歩大会	1997.11.2	山形県高畠町	3
第81回日本陸上競技選手権大会	1998.1.26	神戸市六甲アイランド	8
第37回全日本競歩大会 *	1998.4.12	石川県輪島市	6
第12回アジア陸上競技選手権大会	1998.7.20	福岡市大濠公園	4
第8回高畠競歩大会	1998.11.5	山形県高畠町	4
第38回全日本競歩大会 *	1999.4.18	石川県輪島市	10

* 日本陸上競技連盟医科学委員会の活動の一環として撮影

くは 1/1500 秒であった。

Figure 4.1 は、カメラの設置状況を示したものである。コース上の距離計測線からできる限り離してカメラを水平に固定し、5m の区間を撮影範囲とした。また、実座標に換算するため距離計測線上に 2 つの較正マークを置いた。

なお、Table 4.2 中に示した競技会における VTR 撮影の一部は、日本陸上競技連盟科学委員会バイオメカニクス班の活動として行われたものである。

4.2.3 データ処理

第 3 章に示した方法で、レース前半 4-8km 地点における各被験者の歩行 1 サイクルについて、身体分析点 (23 点) の 2 次元座標を算出し、平滑化を行った。最適遮断周波数は、 X 座標 (水平) が 1.8-8.4Hz、 Y 座標 (鉛直) が 3.0-7.8Hz の範囲であった。

4.2.4 算出項目と算出方法

第 3 章に示した方法で以下の項目を算出した。

歩行速度、ステップ長、ピッチ

分析点の速度

身体各部分の力学的エネルギー

全身の力学的仕事 (W_{wb})、力学的エネルギー伝達量 (T_b)、力学的エネルギー有効性指数 (EI)

回復脚各関節の関節力および関節トルク

回復脚各関節の関節力パワーおよびセグメントトルクパワー

4.2.5 統計処理

第 3 章に示した方法で統計処理を行った。

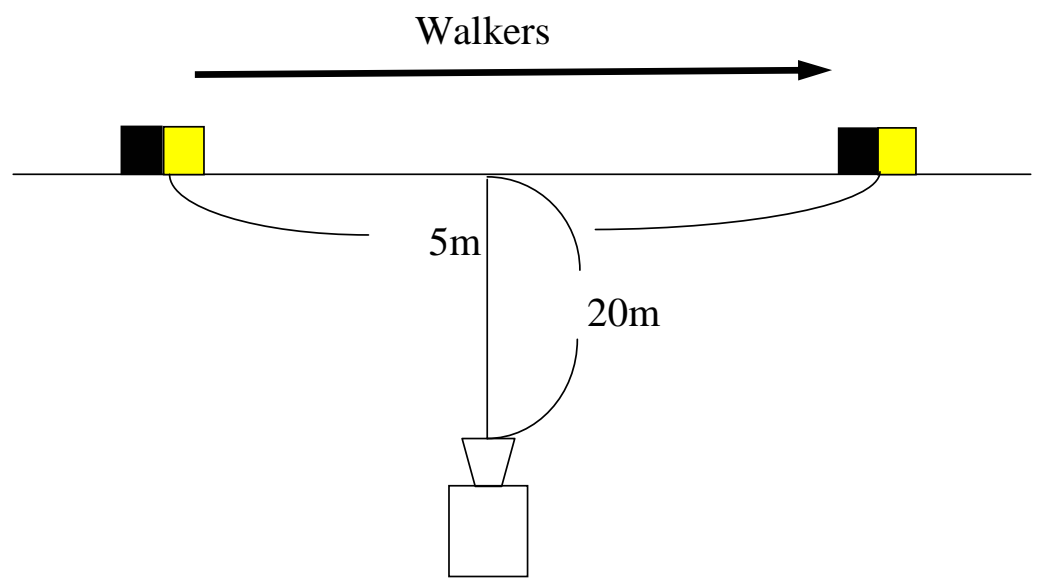


Figure 4.1 A typical camera setting at the competitions.

4.3 結果

4.3.1 歩行速度，ステップ長，ピッチ

Figure 4.2 は，20km レース前半における全被験者（ $N=35$ ）の歩行速度とステップ長の関係および歩行速度と身長あたりのステップ長の関係を示したものである。歩行速度（ $3.80 \pm 0.20\text{m/s}$ ）とステップ長（ $1.13 \pm 0.05\text{m}$ ）の間には有意な正の相関（ $r=0.73$ ， $p<0.001$ ）がみられ，歩行速度と身長あたりのステップ長（ 0.66 ± 0.03 ，以下，ステップ長比）の間にも同様に有意な正の相関（ $r=0.78$ ， $p<0.001$ ）がみられた。また，Figure 4.3 に示したように，歩行速度とピッチ（ 3.38 ± 0.12 steps/s）の間にも有意な正の相関がみられた（ $r=0.41$ ， $p<0.05$ ）。

日本陸上競技連盟では，レース中に競技者が地面との接触を失わないものとして競歩を定義しているが（財団法人日本陸上競技連盟，2006），審判の肉眼ではとらえられない短い時間だけ両足が地面と接触を失う局面が発生することがある。本章で分析を行った被験者では，20km レース前半における全被験者で両方の足が地面から離れる非支持期がみられた。そこで，1ステップを支持期と非支持期に分け，Table 4.3 に支持距離と非支持距離，支持時間，非支持時間を歩行速度，ステップ長とともに示した。歩行速度と支持距離（ $1.00 \pm 0.05\text{m}$ ）および非支持距離（ $0.13 \pm 0.04\text{m}$ ）との間に有意な正の相関（支持距離： $r=0.38$ ， $p<0.05$ ；非支持距離： $r=0.48$ ， $p<0.01$ ）がみられたが，弱いものであった。また，歩行速度と支持時間（ $0.27 \pm 0.01\text{s}$ ）の間には有意な負の相関（ $r=-0.56$ ， $p<0.001$ ）がみられた。非支持時間（ $0.03 \pm 0.01\text{s}$ ）についても有意な正の相関がみられた（ $r=0.35$ ， $p<0.05$ ）。また，支持時間と非支持時間の間には有意な負の相関がみられた（ $r=-0.66$ ， $p<0.001$ ）。

歩行速度に対する支持距離と非支持距離，支持時間，非支持時間の重

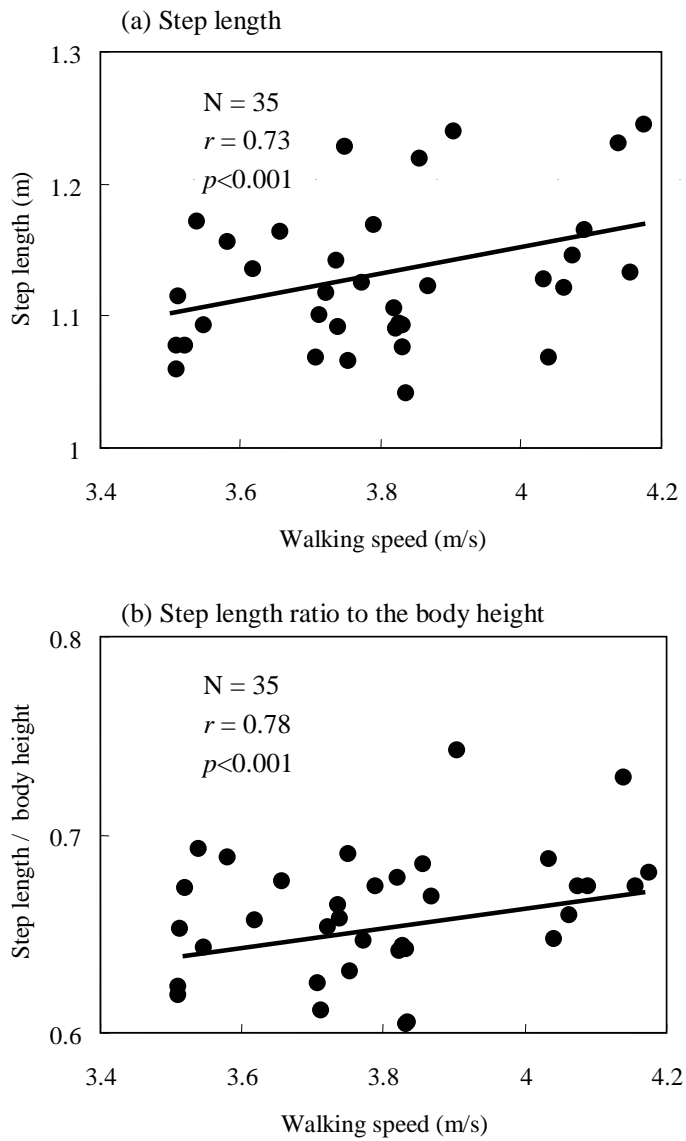


Figure 4.2 Relationships of the walking speed to the step length (a) and step length ratio to the body height (b) for all subjects in the first half of 20km races.

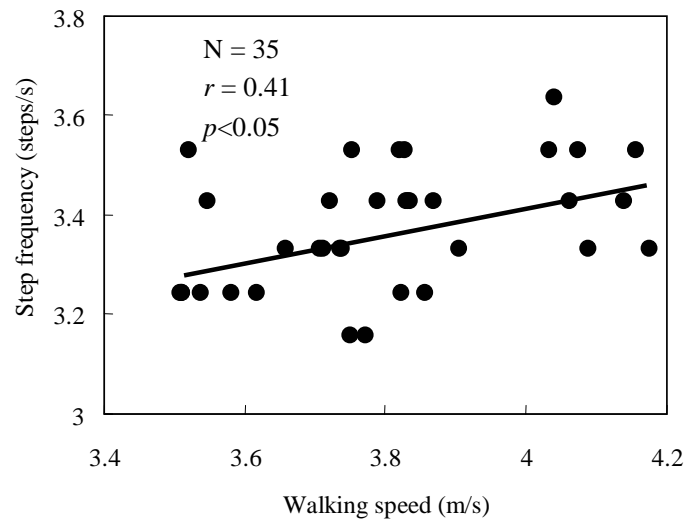


Figure 4.3 Relationships of the walking speed to the step frequency for all subjects in the first half of 20km races.

Table 4.3 Walking speed, step length and step frequency of all subjects (N=35). Step length was divided into support distance and flight distance. Step time, which was a reciprocal of the step frequency, was divided into support time and flight time.

	Mean	SD	<i>r</i> to the walking speed	to the walking speed ($r^2 = 0.999$)
Walking speed (m/s)	3.80	0.20		
Step length (m)	1.13	0.05	0.73***	
Support distance (m)	1.00	0.05	0.38*	0.88***
Flight distance (m)	0.13	0.04	0.48**	0.71***
Step frequency (steps/s)	3.38	0.12	0.41*	
Support time (s)	0.27	0.01	-0.56***	-0.95***
Flight time (s)	0.03	0.01	0.35*	-0.63***

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$

回帰分析を行ったところ，標準回帰係数の絶対値は支持時間($\beta = -0.95$, $p < 0.001$)が最も高く，支持距離($\beta = 0.88$, $p < 0.001$)は，非支持距離($\beta = 0.71$, $p < 0.001$)，非支持時間($\beta = -0.63$, $p < 0.001$)よりも大きかった．また，これらの決定係数(r^2)は 0.999 であった．

4.3.2 全身の力学的仕事と力学的エネルギー伝達量

Figure 4.4 は全ての被験者の 20km レースにおけるレース前半の歩行速度と全身の力学的仕事(W_{wb})および部分間の力学的エネルギー伝達量(T_b)の関係を示したものである．歩行速度は W_{wb} ($2.54 \pm 0.66 \text{J/kg}$)と有意な相関を示さなかったが($r = -0.003$)， T_b ($6.79 \pm 0.84 \text{J/kg}$)とは有意な正の相関を示し($r = 0.73$, $p < 0.001$)，歩行速度が大きい場合には T_b も大きかった．

Figure 4.5 は全ての被験者の 20km レースにおけるレース前半の力学的エネルギー有効性指数(EI : Effectiveness Index)と W_{wb} および T_b の関係を示したものである． EI (3.05 ± 0.84)は W_{wb} と有意な負の相関を($r = -0.91$, $p < 0.01$)， T_b と有意な正の相関を示し($r = 0.43$, $p < 0.001$)， EI が高い場合には W_{wb} は小さく， T_b は大きかった．

4.3.3 下肢各部における力学的エネルギーの変化

Figure 4.6 は，レース前半の一地点における歩行速度が最大であった被験者 A (4.22m/s)の身体各部分の力学的エネルギーの変化を回復脚(右脚)の離地(R-off)から接地(R-on)まで示したものである．また，Figure 4.7 に歩行速度が最小であった被験者 B (3.44m/s)についても同じように示した．R-off から R-on までの被験者 B の身体全体および身体各部分の力学的エネルギーの大きさは，被験者 A よりも小さかったが，その変化パターンには顕著な違いはみられなかった．そこで，ここでは被験者 A を例にして力学的エネルギーの変化について述べる．

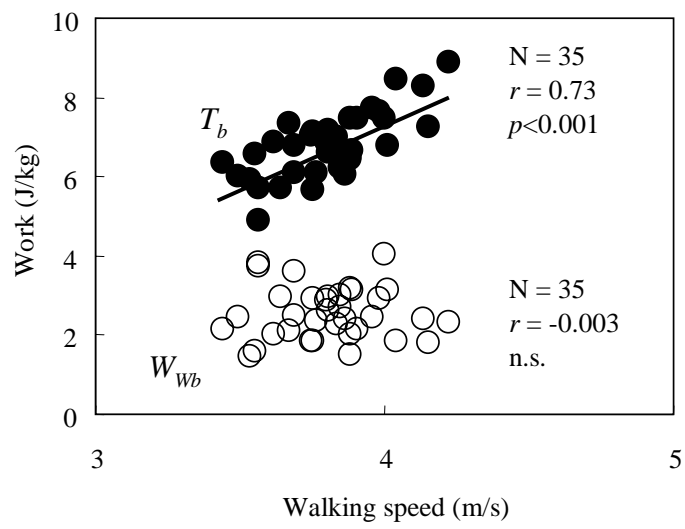


Figure 4.4 Relationships of the walking speed to the W_{wb} and T_b in the first half of races.

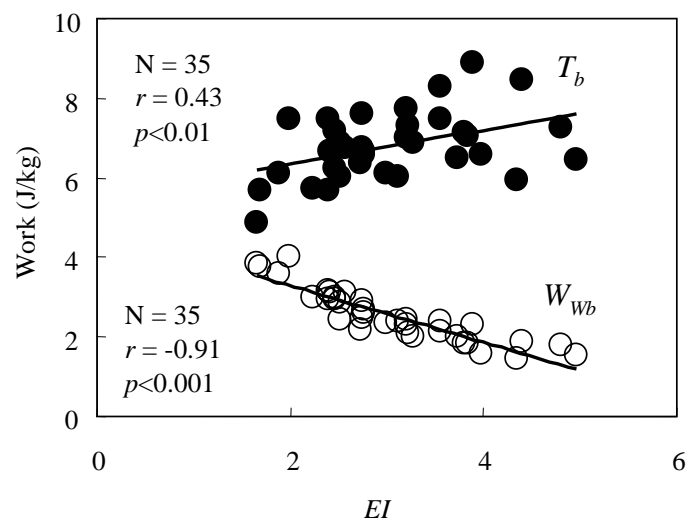


Figure 4.5 Relationships of the EI to the W_{wb} and T_b in the first half of races.

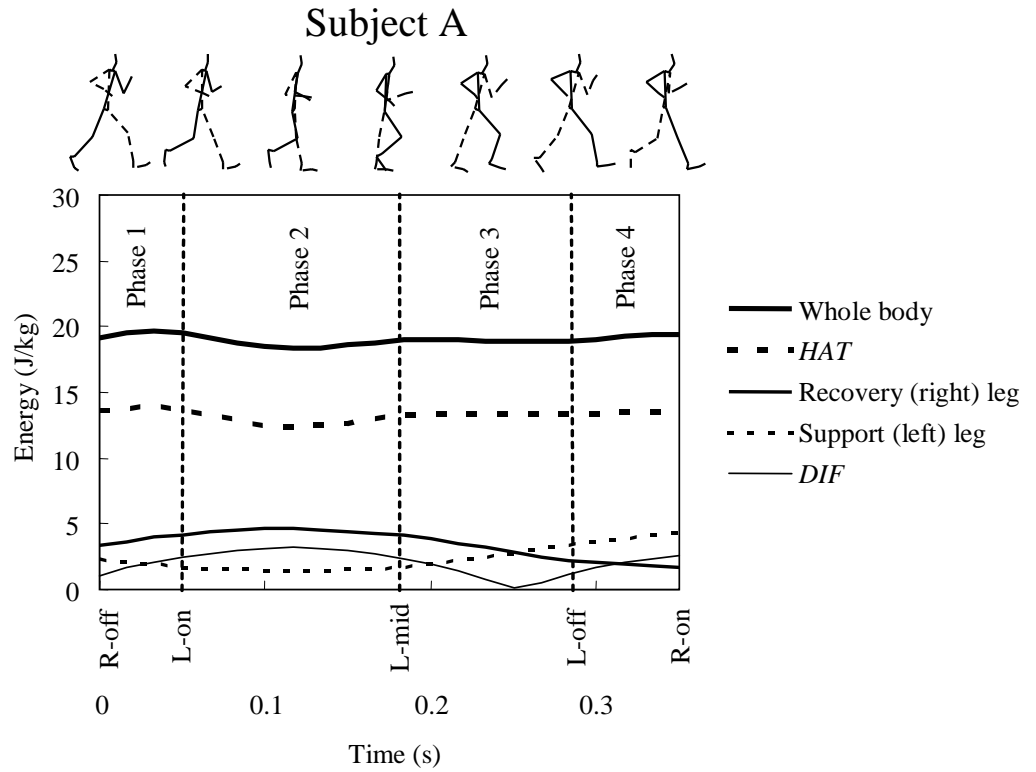


Figure 4.6 Patterns of the mechanical energy of the whole body, *HAT* (the head, arms, and torso), recovery (right) leg, support (left) leg, and *DIF* (the absolute difference in the mechanical energy between the recovery leg and support leg) during the recovery phase in the fastest subject A. R-off, Right (recovery) foot toe off; L-on, Left (support) foot heel contact; L-mid, Left foot mid-stance; L-off, Left foot toe off; R-on, Right foot heel contact.

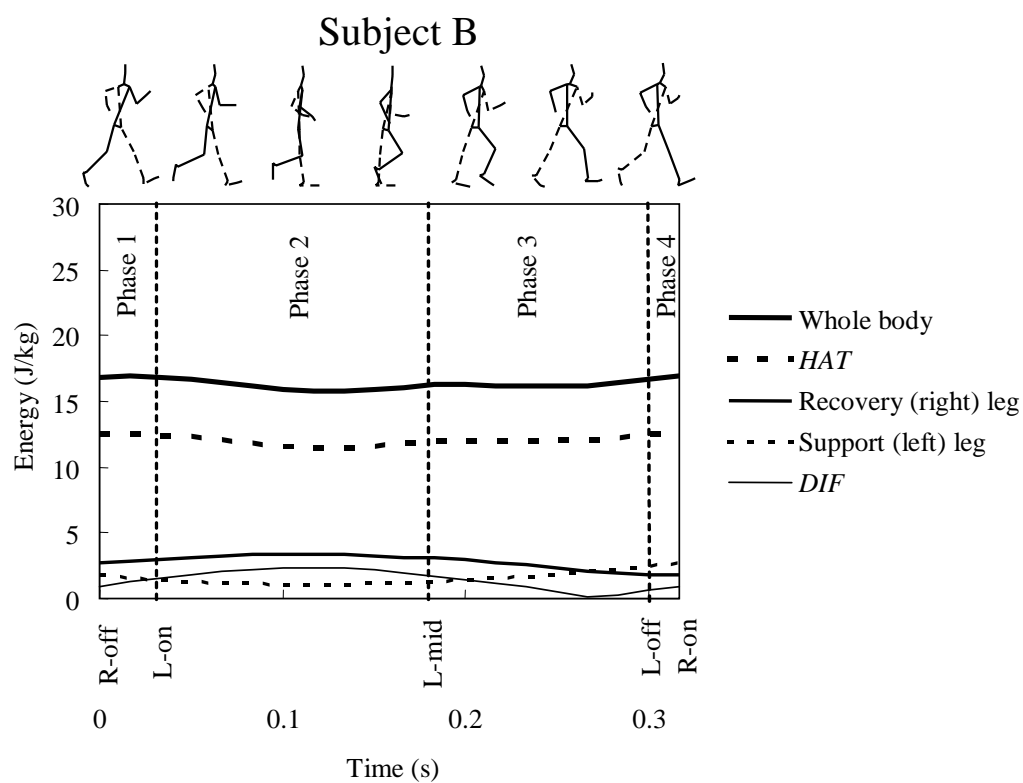


Figure 4.7 Patterns of the mechanical energy of the whole body, *HAT* (the head, arms, and torso), recovery (right) leg, support (left) leg, and *DIF* (the absolute difference in the mechanical energy between the recovery leg and support leg) during the recovery phase in the slowest subject B. R-off, Right (recovery) foot toe off; L-on, Left (support) foot heel contact; L-mid, Left foot mid-stance; L-off, Left foot toe off; R-on, Right foot heel contact.

全身および頭部 + 上肢 + 体幹 (以下 *HAT* とする) の力学的エネルギーは局面 1 および 2 であまり大きく変化しなかった。回復脚の力学的エネルギーは R-off から局面 2 の中盤まで増加し, 局面 3 から R-on まで減少した。支持脚 (左脚) の力学的エネルギーは R-off から局面 2 の中盤まで減少し, R-on まで増加していた。支持脚の力学的エネルギー変化パターンは回復脚のものと位相が逆転していた。支持脚と回復脚の力学的エネルギーの差の絶対値 (*DIF*) は局面 1 と局面 2 の前半で増加し, 局面 3 では L-off の前に最小値まで減少していた。

4.3.4 下肢各部の力学的エネルギー変化率, 関節力パワー, セグメントトルクパワー

Figure 4.8 は被験者 A の回復期における回復脚大腿, 下腿, 足部の力学的エネルギー変化率 (dE/dt), 関節力パワー (*JFP*), セグメントトルクパワー (*STP*) の変化を示したものである。被験者 A の dE/dt , *JFP*, *STP* のパターンは Figure 4.9 に示した被験者 B のものと大きな違いはなかった。そのため, 力学的パワーとエネルギーの流れについては被験者 A を例にして述べる。

大腿

大腿の dE/dt は R-off 時に正であったが, R-off から局面 2 の中盤まで減少した後に負に変化した。大腿股関節の *JFP* は R-off 時に大きな正の値を示したが, 局面 2 の中盤まで減少して負に変化した後, 局面 3 の中盤まで減少して R-on まで増加していた。大腿股関節の *STP* は回復期中盤でわずかに負の *STP* がみられたが, 回復期全体としては正の値を示した。

下腿

下腿の dE/dt は R-off から局面 2 の中盤まで正の値を示した後, 負に変

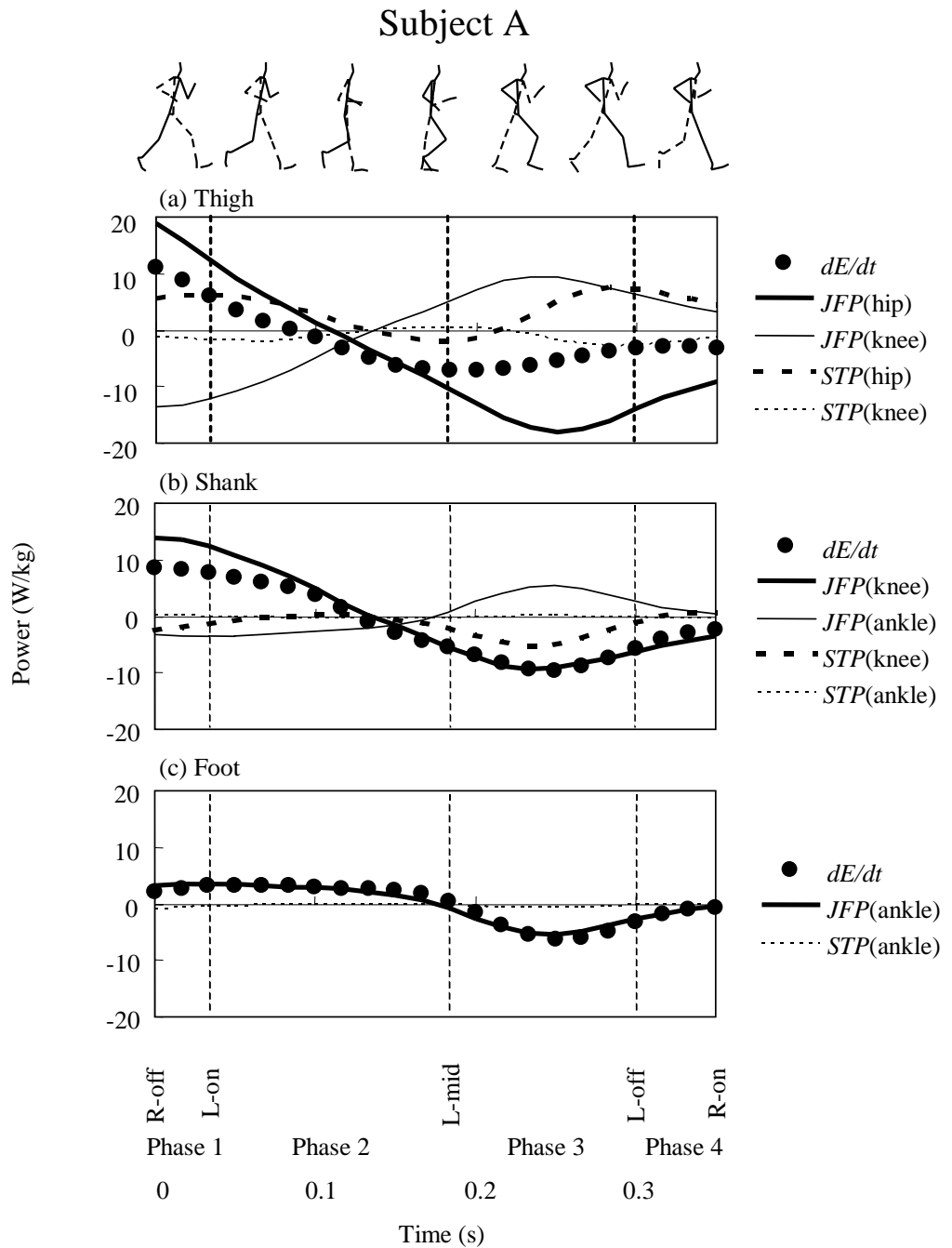


Figure 4.8 Rates of the mechanical energy change for the segment (dE/dt), joint force powers (JFP), and segment torque powers (STP) in the recovery (right) thigh (a), shank (b), and (c) foot during the recovery phase in the fastest subject A. R-off, Right (recovery) foot toe off; L-on, Left (support) foot heel contact; L-mid, Left foot mid-stance; L-off, Left foot toe off; R-on, Right foot heel contact.

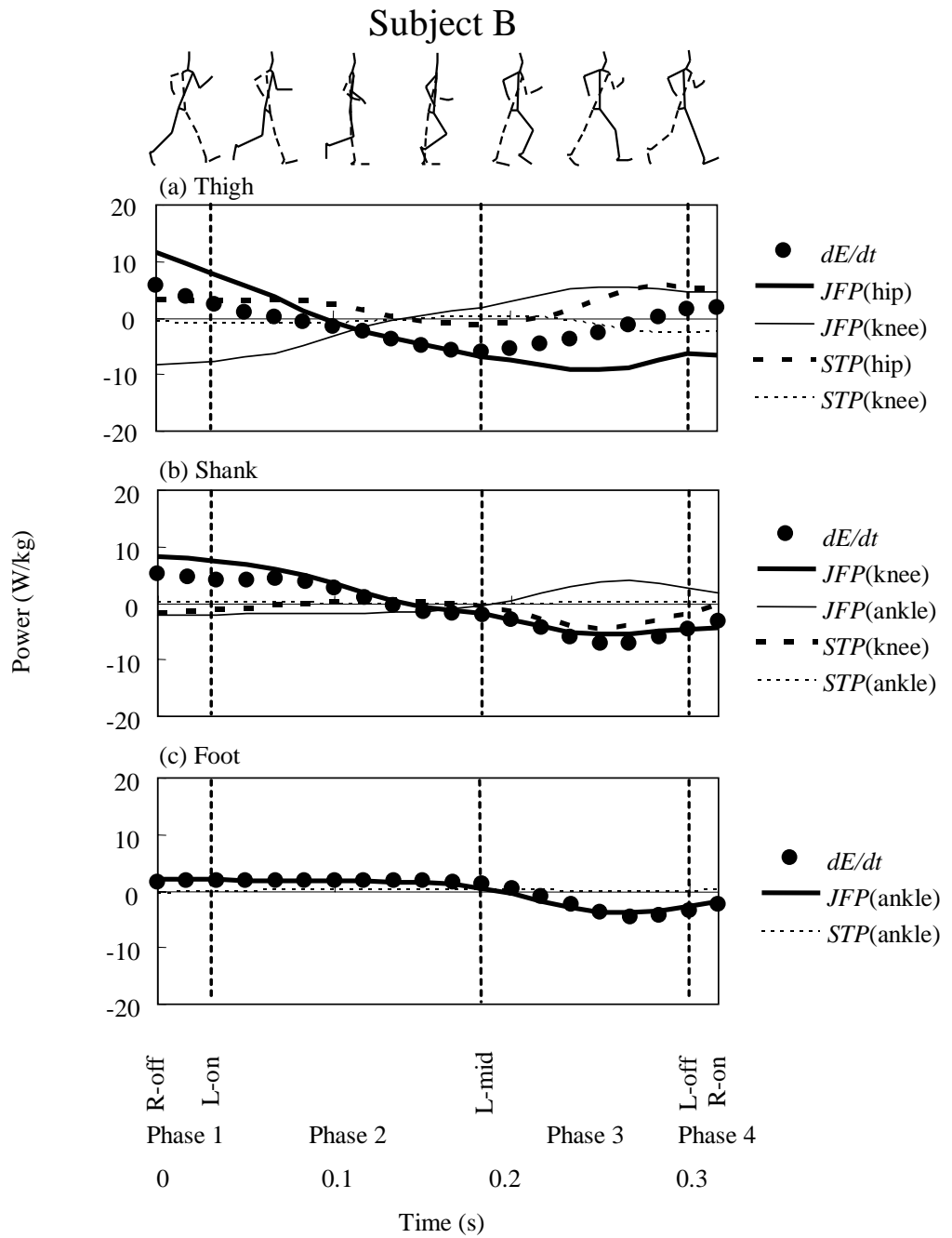


Figure 4.9 Rates of the mechanical energy change for the segment (dE/dt), joint force powers (JFP), and segment torque powers (STP) in the recovery (right) thigh (a), shank (b), and (c) foot during the recovery phase in the slowest subject B. R-off, Right (recovery) foot toe off; L-on, Left (support) foot heel contact; L-mid, Left foot mid-stance; L-off, Left foot toe off; R-on, Right foot heel contact.

化し，局面 3 の中盤まで減少して R-on まで増加していた．下腿膝関節の *JFP* のパターンは，回復期全体を通じて下腿の dE/dt のパターンと類似していた．下腿膝関節における *STP* は局面 3 において負であった．

足部

足部の dE/dt は，局面 1 と局面 2 で正であったが，L-mid で負に変化した後，局面 3 の中盤まで減少し，その後 R-on まで増加していた．足関節の *JFP* のパターンは，回復期全体での足部の dE/dt のパターンとほとんど同じであった．

4.3.5 回復脚の力学的エネルギーの流れと歩行速度，ステップ長，支持時間との関係

Figure 4.10 は，各局面の平均関節力パワー (*MJFP*) と平均セグメントトルクパワー (*MSTP*) のうち，歩行速度およびステップ長，ピッチ，支持時間との間に有意な相関 ($p < 0.05$) がみられたものを示したものである．直線の矢印は *MJFP*，曲線の矢印は *MSTP* である．

局面 1 における股関節と膝関節の *MJFP* は大きく (股関節， $13.0 \pm 2.4 \text{ W/kg}$ ；膝関節， $10.7 \pm 1.4 \text{ W/kg}$)，歩行速度との間に有意な相関がみられた (股関節， $r=0.39$ ， $p < 0.05$ ；膝関節， $r=0.61$ ， $p < 0.001$)．局面 1 における足関節の *MJFP* ($2.6 \pm 0.4 \text{ W/kg}$) も歩行速度との間に有意な相関がみられ ($r=0.62$ ， $p < 0.001$)，局面 2 でも足関節の *MJFP* ($2.1 \pm 0.3 \text{ W/kg}$) は歩行速度との間に有意な相関がみられた ($r=0.56$ ， $p < 0.001$)．局面 3 における股関節，膝関節，足関節の *MJFP* (股関節， $10.6 \pm 1.6 \text{ W/kg}$ ；膝関節， $5.8 \pm 0.8 \text{ W/kg}$ ；足関節， $3.1 \pm 0.5 \text{ W/kg}$) は歩行速度との間に有意な相関がみられたが (股関節， $r=0.65$ ， $p < 0.001$ ；膝関節， $r=0.73$ ， $p < 0.001$ ；足関節， $r=0.48$ ， $p < 0.01$)，局面 4 でも股関節と膝関節の *MJFP* (股関節， $10.0 \pm 2.1 \text{ W/kg}$ ；膝関節， $5.6 \pm 1.0 \text{ W/kg}$) は歩行速度との間に有意な相関

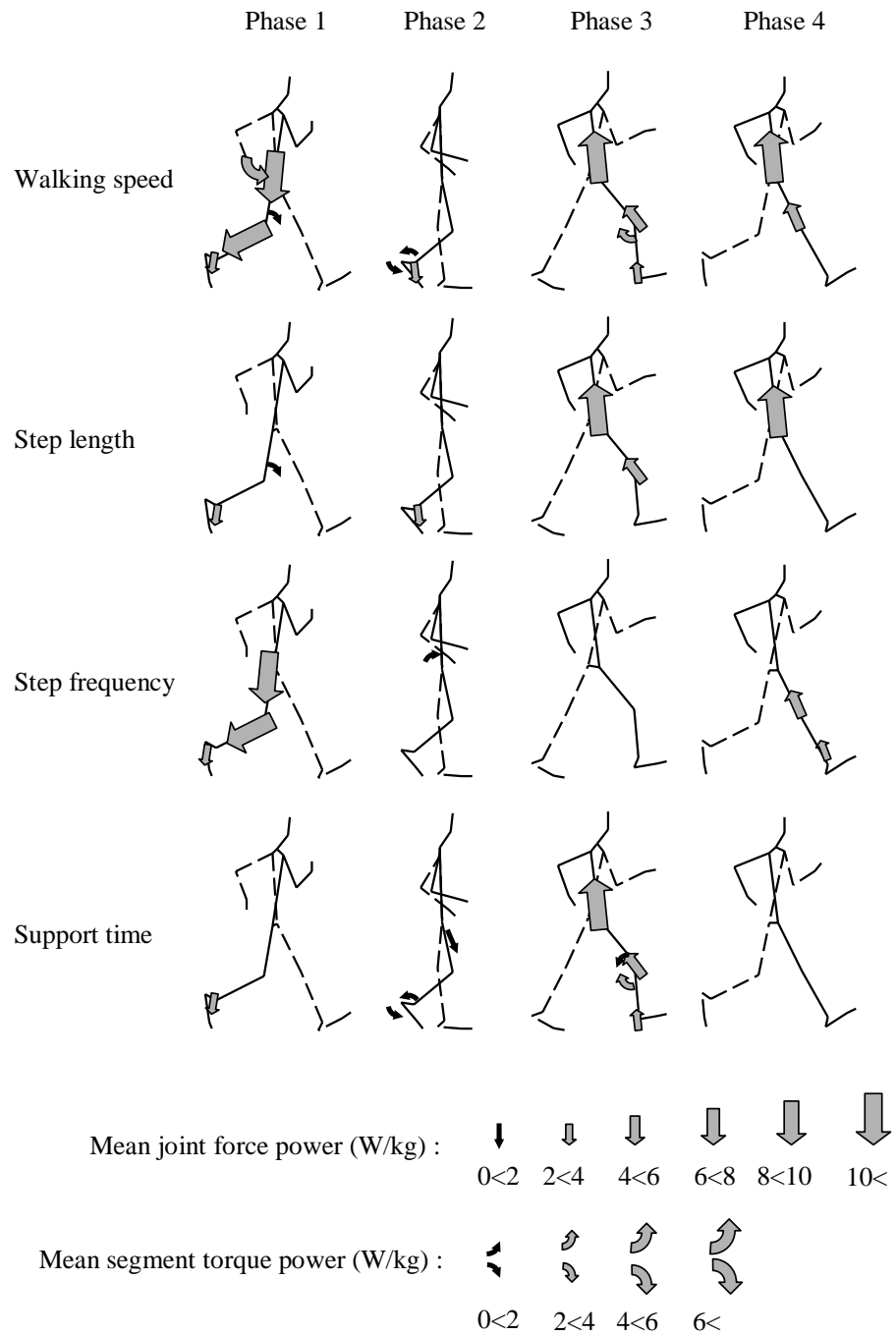


Figure 4.10 Mean joint force powers (straight arrows) and segment torque powers (curved arrows) of the recovery (right) leg that significantly relate to the walking speed, step length, step frequency and support time.

がみられた（股関節， $r=0.50$ ， $p<0.01$ ；膝関節， $r=0.56$ ， $p<0.001$ ）。

一方，*MSTP* と歩行速度の間には相関がみられた箇所は少なかった。局面 1 の大腿股関節の正の *MSTP* ($4.9\pm 1.1\text{W/kg}$) では，歩行速度との間に有意な相関がみられた ($r=0.40$ ， $p<0.05$)。また，局面 1 での大腿膝関節の負の *MSTP* ($1.2\pm 0.3\text{W/kg}$) は小さかったが，歩行速度との間に有意な相関がみられた ($r=0.43$ ， $p<0.01$)。局面 3 での下腿膝関節の負の *MSTP* ($3.4\pm 0.4\text{W/kg}$) も歩行速度との間に有意な相関がみられた ($r=0.45$ ， $p<0.01$)。

ステップ長との関係についてみると，局面 1 と局面 2 における足関節の *MJFP* はステップ長との間に有意な相関がみられた（局面 1， $r=0.38$ ， $p<0.05$ ；局面 2， $r=0.40$ ， $p<0.01$ ）。局面 3 では股関節と膝関節の *MJFP* はステップ長との間に有意な相関がみられ（股関節， $r=0.42$ ， $p<0.05$ ；膝関節， $r=0.52$ ， $p<0.01$ ），局面 4 における股関節の *MJFP* もステップ長との間に有意な相関がみられた ($r=0.34$ ， $p<0.05$)。さらに，局面 1 での大腿膝関節の負の *MSTP* もステップ長との間に有意な相関がみられた ($r=0.34$ ， $p<0.05$)。

ピッチとの関係についてみると，局面 1 における股関節，膝関節，足関節の *MJFP* はピッチとの間に有意な相関がみられた（股関節， $r=0.35$ ， $p<0.05$ ；膝関節， $r=0.41$ ， $p<0.05$ ；足関節， $r=0.35$ ， $p<0.05$ ）。局面 4 では，膝関節と足関節の *MJFP* はピッチとの間に有意な相関がみられた（膝関節， $r=0.39$ ， $p<0.05$ ；足関節， $r=0.45$ ， $p<0.05$ ）。

支持時間との関係についてみると，局面 1 における足関節の *MJFP* ($r=-0.40$ ， $p<0.05$) は支持時間との間に有意な負の相関がみられた。さらに，局面 3 における股関節，膝関節，足関節の *MJFP* も支持時間との間に有意な負の相関がみられた（股関節， $r=-0.44$ ， $p<0.01$ ；膝関節， $r=-0.59$ ，

$p < 0.001$; 足関節 , $r = -0.42$, $p < 0.05$). 局面 3 では , 下腿膝関節の *MSTP* が支持時間との間に有意な負の相関がみられた ($r = -0.35$, $p < 0.05$).

4.3.6 回復脚の関節力パワーと関節速度 , 関節力 , 関節トルクとの関係

Figure 4.11 は回復脚股関節における関節力パワー (*JFP*) の変化を右足離地 (R-off) から右足接地 (R-on) までに要した時間を 100% として規格化し , 歩行速度が上位のもの 6 名 (上位群 , $4.09 \pm 0.09 \text{m/s}$) と下位のもの 6 名 (下位群 , $3.53 \pm 0.05 \text{m/s}$) の平均値と標準偏差で示したものである . 上位群と下位群の *JFP* は R-off で正の値を示し , R-off から回復期 30% まで減少して負に変化し , 回復期 80% まで減少した後 , R-on まで増加していた . 上位群の R-off 直後における正の *JFP* は下位群のものより有意に大きく ($t = 2.57$, $p < 0.05$) , 回復期後半における *JFP* は下位群のものより有意に小さかった ($t = 8.37$, $p < 0.001$).

Figure 4.12 は右脚回復期における回復脚股関節速度の水平成分 (a) と鉛直成分 (b) の変化を上位群と下位群の平均値と標準偏差で示したものである . 水平成分の正の値は前方への速度を , 鉛直成分の正の値は上方への速度をそれぞれ示している . 上位群と下位群の股関節速度の水平成分は R-off から回復期 20% まで増加した後 , 回復期 50% まで減少し , R-off まで大きな変化はなかった . 上位群の股関節速度水平成分は回復期全体で下位群よりも有意に大きかった (最大値 : $t = 10.50$, $p < 0.001$; 最小値 : $t = 3.09$, $p < 0.05$). また , 股関節速度鉛直成分は水平成分よりも非常に小さく , R-off から回復期 20% まで負の速度が増加し , 回復期 40% で正の速度に変化した , 上位群と下位群の間に有意な差はみられなかった .

Figure 4.13 は右脚回復期における回復脚股関節の関節力水平成分 (a) と鉛直成分 (b) の変化を上位群と下位群の平均値と標準偏差で示したものである . 水平成分の正の値は回復脚股関節に作用する前向き , 鉛直

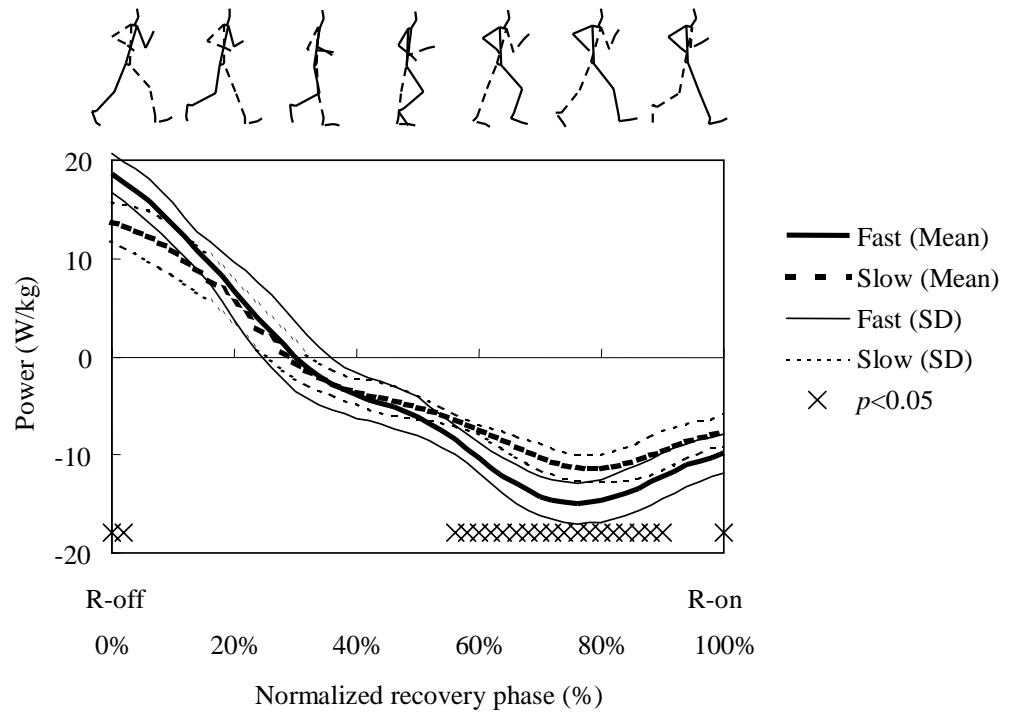


Figure 4.11 Joint force power at the recovery (right) hip for means of fast (N=6) and slow (N=6) groups of all subjects (N=35) during the recovery phase.

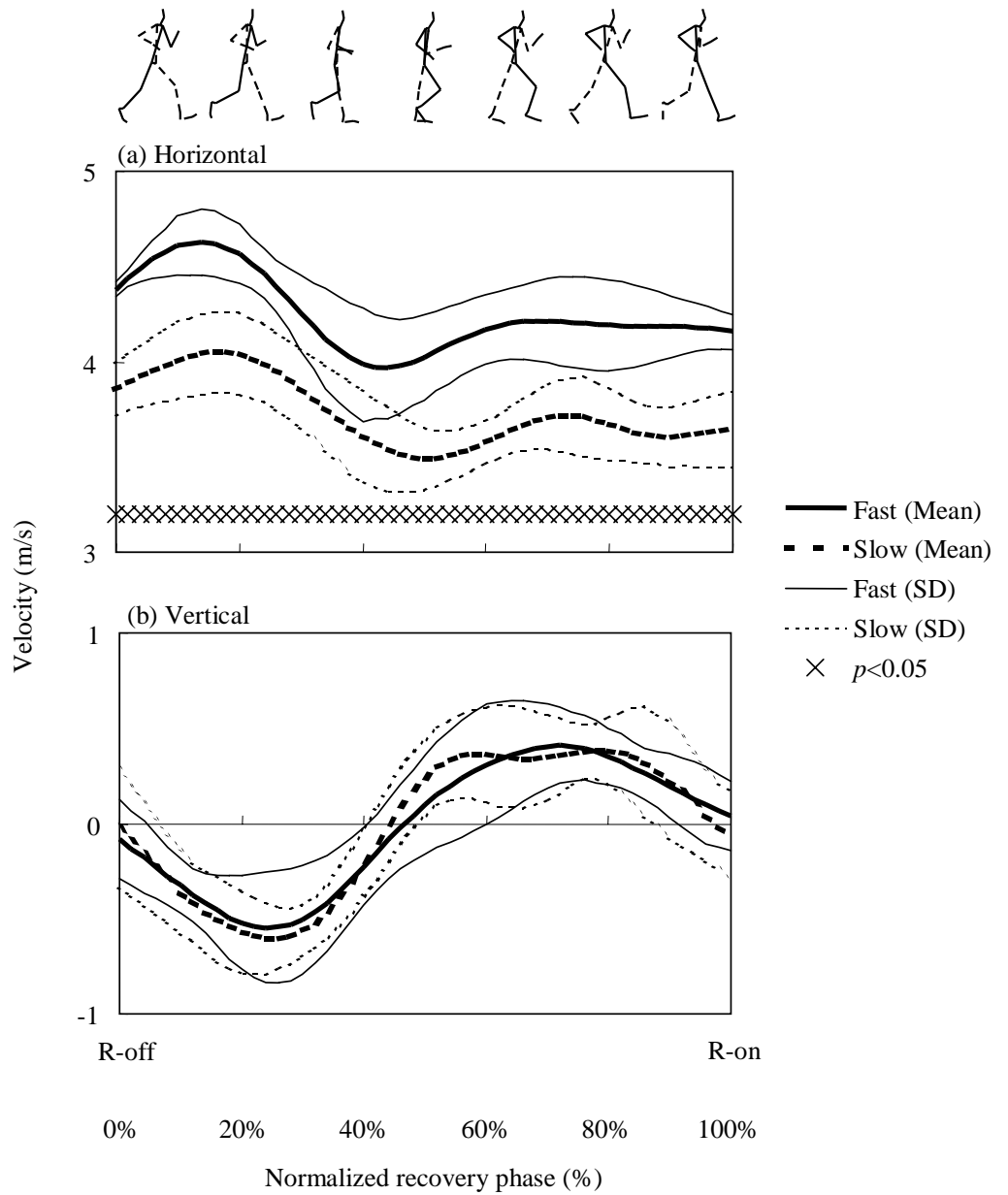


Figure 4.12 Horizontal (a) and vertical (b) component of the joint velocity at the recovery (right) hip for means of fast (N=6) and slow (N=6) groups of all subjects (N=35) during the recovery phase.

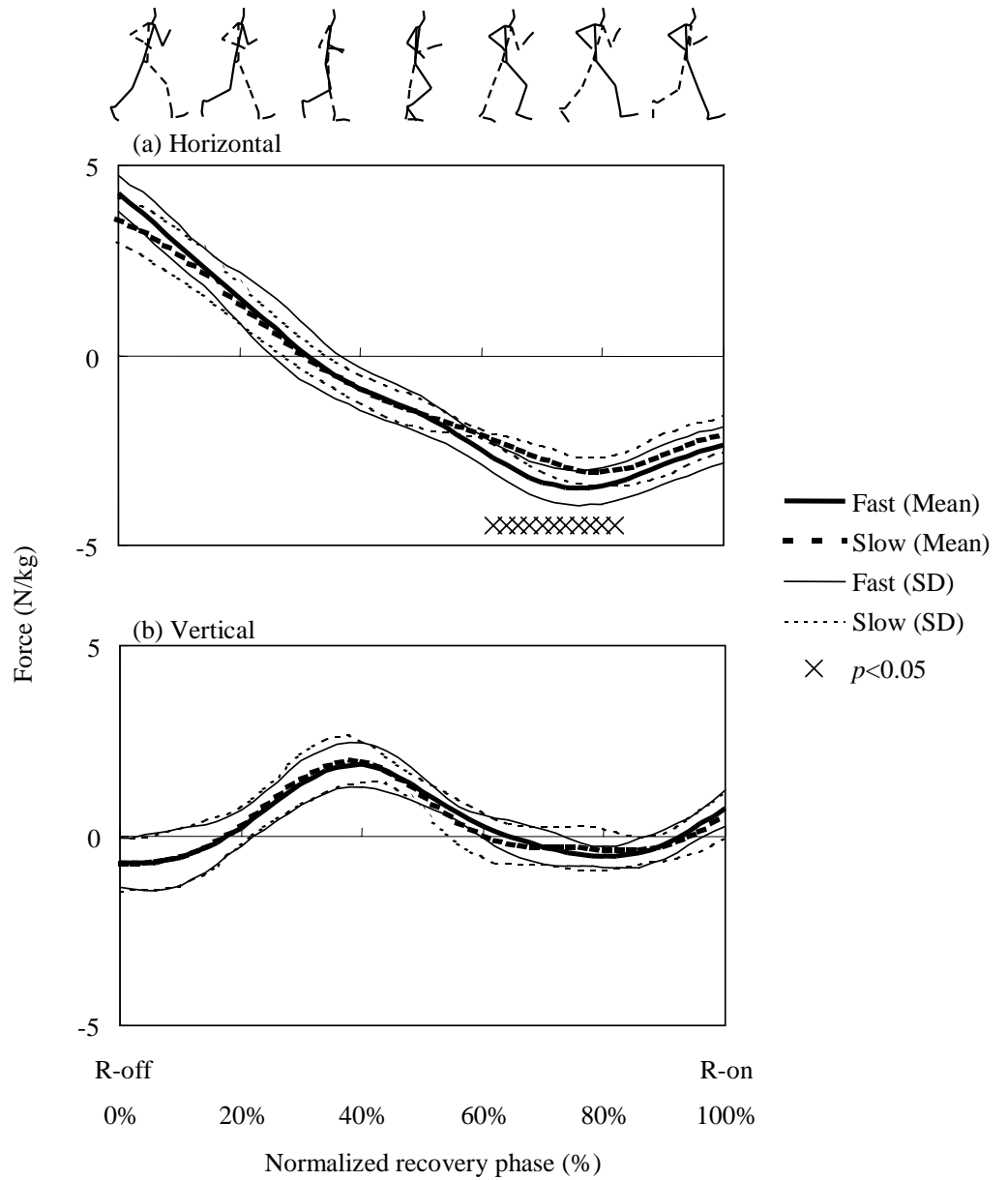


Figure 4.13 Horizontal (a) and vertical (b) component of the joint force at the recovery (right) hip for means of fast (N=6) and slow (N=6) groups of all subjects (N=35) during the recovery phase.

成分の正の値は鉛直上方の関節力をそれぞれ示している。上位群と下位群の股関節力水平成分は R-off から回復期 30% まで減少して負に変化し、負の股関節力水平成分は回復期 80% まで増加していた。上位群の関節力水平成分は回復期 60% から 80% の負のピークを生じる局面で下位群よりも有意に大きかった ($t=5.87, p<0.001$)。R-off 直後における上位群の関節力水平成分の平均値は下位群よりも大きかったが有意な差はみられなかった。股関節力鉛直成分は回復期 20% から 40% まで増加した後、回復期 60% まで減少していた。しかし、回復期 40% で股関節力鉛直成分が正のピークを生じる局面を除いて股関節水平成分よりも小さかった。R-off から R-on まで、上位群と下位群の間には有意な差はみられなかった。

Figure 4.14 は右脚回復期における回復脚股関節の関節トルクの変化を上位群と下位群の平均値と標準偏差で示したものである。関節トルクの正の値は股関節屈曲トルクを示している。上位群と下位群とも、R-off では股関節の屈曲トルクが発揮されていたが、R-off から回復期 40% まで屈曲トルクが減少して伸展トルクに変化し、回復期 80% 付近で伸展トルクのピークが生じていた。上位群の関節トルクは、回復期 80% 付近で伸展トルクのピークが生じる局面で、下位群よりも有意に大きかった ($t=3.52, p<0.01$)。R-off 直後における上位群の関節トルクの平均値は下位群よりも大きかったが、有意な差はみられなかった。

4.4 考察

4.4.1 歩行速度、ステップ長、ピッチ

Figure 4.2 および 4.3 で示したように、本章で分析した被験者では、ステップ長、ステップ長比とピッチで歩行速度と有意な相関がみられたが、

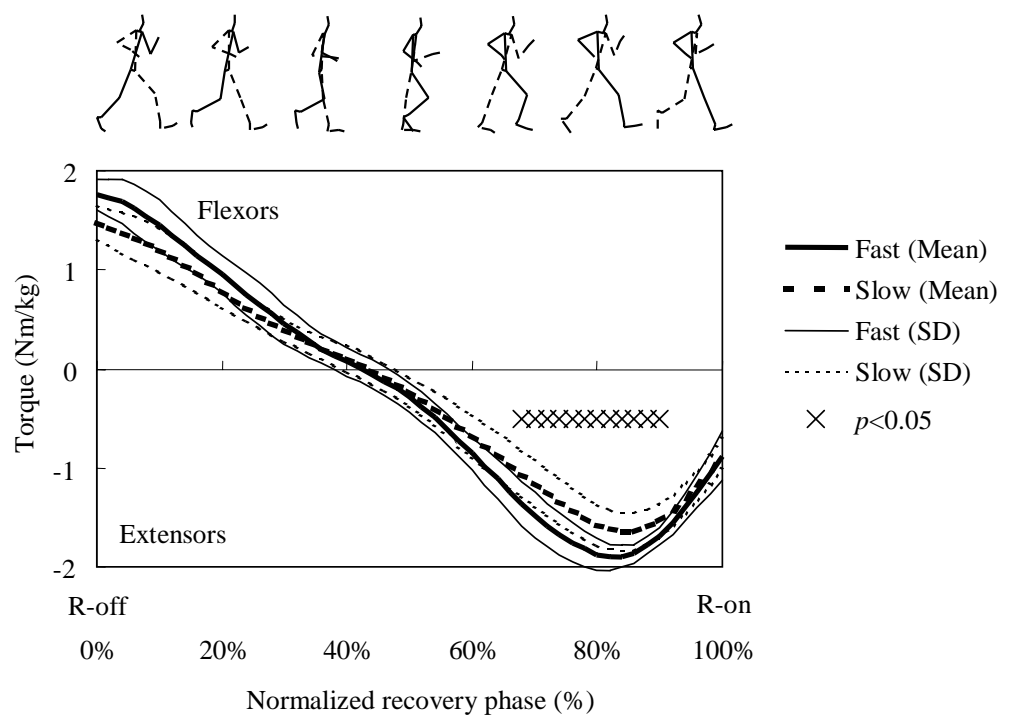


Figure 4.14 Joint torque at the recovery (right) hip for means of fast (N=6) and slow (N=6) groups of all subjects (N=35) during the recovery phase.

ステップ長およびステップ長比の方がピッチよりも高い相関がみられたことから、清水ら（1994，1995）の報告と同様に競歩レース中の歩行速度にはステップ長とステップ長比の影響がより大きかったといえる。また、Table 4.3 に示したように 1 ステップを支持期と非支持期に分けた分析では、歩行速度と支持時間の間の相関が最も高く、歩行速度と支持距離の間の相関は低かった。さらに、歩行速度に対する支持距離および非支持距離、支持時間、非支持時間の重回帰分析では、支持時間の標準回帰係数が高く、歩行速度への影響が最も強かったことから、大きな歩行速度の獲得には、支持期において支持脚の動作範囲を大きくすることよりも、支持時間を短くすることによって、支持脚全体の前方への速度を大きくすることと関係があると考えられる。

また、支持時間と非支持時間との間には有意な負の相関がみられ、支持時間が短いことは非支持時間が長いことに関係し、歩行速度と非支持時間の単回帰分析では非支持時間が長いことと大きな歩行速度が関係していたことが示された。しかし、歩行速度に対する支持距離および非支持距離、支持時間、非支持時間の重回帰分析の結果、非支持時間は他の変数よりも歩行速度との関係は弱く、大きな歩行速度には非支持時間が短いことが関係し、単回帰分析とは反対の結果が示されたことから、非支持時間の歩行速度に対する影響は、他の変数よりも小さかったと考えられる。

4.4.2 全身の力学的仕事と力学的エネルギー伝達量

Figure 4.4 と 4.5 で示したように、本章における被験者では、全身の力学的仕事 (W_{wb}) は、歩行速度との間には有意な相関がみられなかったが、力学的エネルギー有効性指数 (EI) との間には、有意な負の相関がみられた。また、力学的エネルギー伝達量 (T_b) は、歩行速度および EI

との間に有意な正の相関がみられた。榎本ら（1999）は、公式競技会における男子 5000m 走では、 W_{wb} は EI との間には有意な負の相関がみられ、 T_b は EI との間に有意な正の相関がみられたことを報告している。さらに、力学的エネルギーの伝達量を大きくすることで、 EI や疾走速度を大きくできるとしている。本章でも榎本ら（1999）と同様な結果が得られたことから、競歩においても身体部分間の力学的仕事伝達量が大きくなることで、全身で発揮した力学的エネルギーを有効に利用し、大きな歩行速度を獲得していたと考えられる。

これまでの通常歩行（Winter と Robertson, 1978; Robertson と Winter, 1980）および短距離走（Chapman と Caldwell, 1983; Ae ら, 1988）、長距離走（榎本ら, 1999）の力学的エネルギーの変化に関する研究では、身体各部分の力学的エネルギー変化のうち、左右下肢間の力学的エネルギーの変化は他の部分よりも大きく、力学的エネルギーの伝達も大きいとされている。本章における被験者では地面反力の計測ができなかったため、支持脚の各部分間での力学的エネルギーの伝達について詳細に分析するのは困難であった。そのため、本章では回復脚の力学的エネルギーの変化について詳細に分析を行った。

4.4.3 回復脚における力学的エネルギーの変化

Figure 4.6 および 4.7 で示したように、回復脚の力学的エネルギーは回復脚離地から局面 2 の中盤まで増加した後、接地まで減少する変化パターンを示したが、支持脚の力学的エネルギーは回復脚と逆位相の変化パターンであった。このような力学的エネルギーの変化は、Williams と Cavanagh（1987）が長距離走について推測したように、股関節を介して回復脚と支持脚の間で力学的エネルギーの伝達が生じていることを示唆している。 HAT の力学的エネルギーの変化は回復脚と支持脚の力学的工

エネルギーの変化よりも小さかったことから，両脚間で力学的エネルギーが伝達したため *HAT* の力学的エネルギーの変動が小さかったと考えられる．回復脚と支持脚の力学的エネルギー変化の要因は，回復脚と支持脚の各部分の力学的エネルギー変化を検討することで明らかにできると考えられる．本章では，右足（回復脚）離地から接地までの右脚回復期について回復脚各部分の力学的エネルギー変化の要因について検討を行った．

Figure 4.8 および 4.9 において，回復脚各部の力学的エネルギー変化率（ dE/dt ）が正の場合は力学的エネルギーが増加したことを示し，負の場合は力学的エネルギーが減少したことを示す．また，正の関節力パワー（*JFP*）は関節力によって部分に力学的エネルギーが流れたことを示し，正のセグメントトルクパワー（*STP*）は，関節トルクによって力学的エネルギーが流れたことを示す（Winter，1990）．

大腿の dE/dt は R-off から局面 2 の中盤まで正であり，大腿の力学的エネルギーが増加したことを示している．これらの局面では膝関節の関節力による大腿から下腿への力学的エネルギーの流れがみられたが，股関節の関節力と関節トルクによって大腿に流れた力学的エネルギーが大きかったことが大腿の力学的エネルギーの増加に影響したと考えられる．

局面 3 と局面 4 では大腿の dE/dt は負で，大腿の力学的エネルギーが減少したことを示している．この局面では，股関節の関節力によって大腿から体幹に流れた力学的エネルギーが，膝関節の関節力と股関節の関節トルクによって大腿に流れる力学的エネルギーよりも大きかったために大腿の力学的エネルギーが減少していたと考えられる．なお，Figure 4.9 に示した被験者 B では，局面 4 で大腿の dE/dt が正であった．これは，局面 4 における被験者 B の股関節の負の *JFP* が被験者 A に比べて小さか

ったことから，大腿から体幹に流れる力学的エネルギーの流れが小さかったためと考えられる．

下腿の dE/dt は R-off から局面 2 の中盤まで正で，下腿の力学的エネルギーが増加していたことを示している．膝関節の関節力によって大腿から下腿へ流れる力学的エネルギーは足関節の関節力によって下腿から足部に流れる力学的エネルギーよりも大きく，そのことによって下腿の力学的エネルギーが増加したと考えられる．局面 3 と局面 4 では足関節の関節力によって足部から下腿に流れるよりも大きな力学的エネルギーが，膝関節の関節力によって下腿から大腿に流れ，膝関節の関節トルクによって下腿から力学的エネルギーが流れたことで，下腿の力学的エネルギーが減少したと考えられる．

足部の dE/dt のパターンは，回復期全体で足関節の JFP とほとんど同じであった．したがって，局面 1 と 2 で足関節の関節力によって下腿から足部に力学的エネルギーが流入したことで足部の力学的エネルギーが増加し，局面 3 では，足関節の大きな関節力によって足部から下腿に力学的エネルギーが流れたことで足部の力学的エネルギーが減少していたと考えられる．

以上の回復脚各部分における力学的エネルギーの流れに関する分析から，競歩では回復期前半で体幹から足部に向けて力学的エネルギーが流れ，回復期後半では足部から体幹に向かって力学的エネルギーが流れていたことがわかる．

このような回復脚各関節の関節力による力学的エネルギーの大きさは股関節力および膝関節力パワーのピーク値が歩行速度最大の被験者 A (Figure 4.8) と最小の被験者 B (Figure 4.9) で大きく違っており，歩行速度と関係していると考えられる．そこで，回復脚各関節における関節

力パワーおよびセグメントトルクパワーと歩行速度の関係について検討した。

Figure 4.10 で示したように局面 1 の回復脚各関節における平均関節力パワーと歩行速度の間に有意な相関関係がみられたことは、R-off 直後において、回復脚股関節を介して体幹から回復脚に伝達された力学的エネルギーの大きさが歩行速度と関係していたことを示している。局面 1 の回復脚股関節の平均関節力パワーとピッチの間にも有意な相関がみられたことから、回復脚離地直後に体幹から流れる力学的エネルギーによって回復脚全体が加速されて、ピッチが高くなり、歩行速度が大きくなったと考えられる。

局面 3 と局面 4 における回復脚股関節と膝関節の平均関節力パワーが歩行速度と有意な相関を示したことは、回復期後半に膝関節力を介して回復脚下腿から大腿に流れた力学的エネルギーの大きさと股関節力を介して大腿から体幹に向かって流れた力学的エネルギーの大きさが歩行速度と関係していたということを示している。局面 3 における回復脚股関節の平均関節力パワーはステップ長との間に有意な正の相関がみられ、支持時間との間に有意な負の相関がみられたことから、回復期後半に回復脚股関節を介して体幹に流れた力学的エネルギーがステップ長の増加と支持時間の短縮、そして歩行速度の増加に貢献していたと考えられる。

Figure 4.6 および 4.7 で示したように回復期における全身および HAT の力学的エネルギーの変動は小さかった。このことは、回復期後半における回復脚から体幹に流れる力学的エネルギーは、体幹よりも支持脚股関節を介して支持脚に流れたことを示唆している。

本章の結果は、公式競技会における競技者の動作を分析したものであり、地面反力の計測は行っていない。そのため、支持脚の股関節力によ

る力学的エネルギーの流れを示すことはできない。しかし，R-off 直後に股関節において大きな関節力パワーがみられたことから，支持期終盤において支持脚股関節に大きな関節力が作用していたことが推測できるであろう。そのため，回復期後半に回復脚から体幹に流れた力学的エネルギーは支持脚股関節力を介して支持脚に流れ，支持脚の力学的エネルギー増加に貢献したと考えられる。

4.4.4 回復脚の関節力パワーと関節速度，関節力，関節トルクとの関係

関節力パワーは，関節速度と関節力の内積であり，歩行速度にともなう関節の水平速度が大きくなり，関節力パワーが大きくなる可能性がある。そのため，歩行速度に対する関節力パワーの貢献を明らかにするには，関節速度と関節力の変化の関係を検討する必要がある。

股関節の関節速度と関節力ともに水平成分が鉛直成分より大きかったことから，関節力パワーの大きさには，鉛直成分よりも水平成分の影響が大きいと考えられる。また，関節力水平成分の変化パターンは，関節力パワーの変化パターンとほぼ同じであったことから，関節力パワーの変化には，関節力の水平成分が影響していたと考えられる。さらに，関節力の水平成分は，関節力パワーと同様に回復期 80% 付近で上位群と下位群の間の有意な差がみられ，関節力水平成分の上位群と下位群の間の差は，回復期後半における関節力パワーの大きさに影響していたと考えられる。また，股関節力パワーでは，R-off 直後に上位群と下位群の間に有意な差がみられたが，この局面では関節力水平成分の上位群と下位群の間に有意な差はなく，関節速度水平成分において有意な差がみられたことから，歩行速度の大きさが R-off 直後の関節力パワーの大きさに影響していたと考えられる。

回復脚の大腿股関節に作用する後向きの力は骨盤を回転し，支持脚大

腿の股関節には前向き力が作用すると考えられる。そのため、回復期後半で回復脚の大腿股関節に作用する大きな後向き力は支持脚の大腿股関節に作用する前向き力を増大させ、体幹から支持脚に伝達する力学的エネルギーを大きくすると考えられる。支持脚の大腿股関節には前向きと下向きの関節力が作用すると考えられることから、股関節の関節力による支持脚への力学的エネルギーの流れは支持脚各部分や全身を上方でなく前方に動かすのに役立つ。そのため、股関節における関節力パワーによって回復脚から支持脚に力学的エネルギーが流れることで、支持脚全体の水平速度が増加し、ステップ長が大きくなったり、支持時間が短くなると考えられる。

Figure 4.14 に示した回復期後半における股関節伸展トルクは身体前方に振り出されている大腿を回復脚接地まで後方に振りもどすのに役立つ。White と Winter (1985) は、回復期後半における回復脚股関節の関節トルクパワーは回復脚を後方に移動させるため、競歩において身体を前進させるのに貢献しないと述べている。しかし、回復期後半における回復脚伸展トルクは回復脚大腿を後方に加速し、回復脚股関節に後ろ向きの力を作用させることから、回復脚から体幹に力学的エネルギーを流すことで大きな歩行速度の獲得に役立つと考えられる。

長距離走における分析では(榎本ら, 1999), 全身で発揮した筋パワーを有効に用いて大きな疾走速度を獲得するためには、関節力によって身体部分間での力学的エネルギーの流れを大きくすることが重要であるとされている。本章では、回復期後半における回復脚股関節の関節力水平成分と関節力パワーは大きな値を示し、歩行速度との間に有意な相関がみられた。回復期後半の回復脚の力学的エネルギーが減少する局面では HAT の力学的エネルギーの変化は小さかったものの、支持脚の力学的エ

エネルギーは増加していたため、回復脚から支持脚へ多くの力学的エネルギーが流れることで支持脚全体が加速し、歩行速度が大きくなったと考えられる。

4.5 まとめ

本章で得られた知見をまとめると、以下のようになる。

歩行速度はステップ長との間に有意な正の相関 ($r=0.73$, $p<0.001$, $N=35$) がみられ、ステップ長比との間にも有意な正の相関 ($r=0.78$, $p<0.001$) がみられた。

歩行速度はピッチとの間に有意な正の相関 ($r=0.41$, $p<0.05$) がみられ、支持時間との間に有意な負の相関 ($r=-0.56$, $p<0.001$) がみられた。また、歩行速度に対する支持距離、非支持距離、支持時間、非支持時間の重回帰分析では、歩行速度とは支持時間 ($r=-0.95$, $p<0.001$) がもっとも強く関係していた。

歩行速度は全身の力学的仕事とは有意な相関を示さなかったが、力学的エネルギー伝達量とは有意な相関を示した ($r=0.73$, $p<0.001$)。全身の力学的エネルギー伝達量は力学的エネルギー有効性指数とも有意な相関を示した ($r=0.43$, $p<0.01$)。

歩行の1ステップ中におけるHATの力学的エネルギーの変化は小さかったが、回復脚の力学的エネルギーは回復期前半で増加し、回復期後半で減少する変化を示した。支持脚の力学的エネルギーは回復脚と位相が逆転した変化を示した。

回復脚股関節、膝関節、足関節の関節力パワーは、離地後の非支持期において歩行速度との間に有意な相関(股関節： $r=0.39$, $p<0.05$ ；

膝関節： $r=0.61$ ， $p<0.001$ ；足関節： $r=0.62$ ， $p<0.001$ ）があった．回復期後半で関節力によって回復脚から体幹へ流れる力学的パワーは大きく，歩行速度との間に有意な相関（股関節： $r=0.65$ ， $p<0.001$ ；膝関節： $r=0.73$ ， $p<0.001$ ；足関節： $r=0.48$ ， $p<0.01$ ）があった．

回復期全体における股関節力パワー，関節力水平成分，関節トルクの変化パターンは類似しており，これらは上位群の方が有意に大きかった（関節力パワー： $t=8.37$ ， $p<0.001$ ；関節力水平成分： $t=5.87$ ， $p<0.001$ ；関節トルク： $t=3.52$ ， $p<0.01$ ）．

以上のことから，競歩で大きな歩行速度を獲得するには，回復期後半において回復脚股関節における関節力によって回復脚から体幹に流れる力学的エネルギーを大きくする必要があり，このことが歩行速度とステップ長の増加，支持時間の短縮につながると考えられる．また，回復期後半の大きな股関節伸展トルクの発揮は，回復脚股関節の関節力を大きくし，大きな歩行速度を獲得するのに役立つと考えられる．

5. 競歩選手の支持脚における力学的エネルギーの流れ

5.1 目的

これまで競歩の地面反力を計測し、支持脚のキネティクスについて論じた研究には White と Winter (1985), Cairns ら (1986) のものがある。しかし、これらの研究は、競歩と通常歩行あるいはランニングとの相違を明らかにすることを目的としているため、大きな歩行速度を獲得するための技術的要因などについてはほとんど触れていない。

第4章では、公式競技会における一流競歩選手の回復脚の力学的エネルギーの流れと歩行速度との関係を検討した。しかし、公式競技会におけるレースでは地面反力の計測が不可能なため、支持脚における力学的エネルギーの流れについては推測の域を出なかった。支持脚の力学的エネルギーの流れと歩行速度の関係を明らかにし、支持脚に関する技術的要因を明らかにするには、地面反力を計測し、支持脚のキネティクスを検討する必要がある。また、競歩中の支持脚の関節力および関節トルクと歩行速度との関係についても明らかにされていないことから、支持脚のキネティクスについて得られた知見も、競歩の技術トレーニングを考えるために役立つであろう。

本章の目的は、競歩中の地面反力を計測し、支持脚における力学的エネルギーの流れと歩行速度との関係を明らかにし、力学的エネルギーを有効に利用して大きな歩行速度を獲得するための技術的要因を明らかにすることである。

5.2 方法

5.2.1 被験者

Table 5.1 に被験者の特性を示した。被験者は 10000m 競歩および 20km 競歩を専門とする男子競歩競技者計 12 名で、この中には日本学生陸上選手権 10000m 競歩の優勝者など国内一流選手が複数含まれていた。

5.2.2 実験試技および設定

計測装置の設定を Figure 5.1 に示した。各被験者の 10000m 競歩の自己記録の平均ペースを実験での歩行速度に設定し、各被験者に 3~5 回の試技を行わせた。光電管 (Brower Timing Systems 社製, IRDT175) を用いて計測した撮影区間の歩行時間から、歩行スピードを算出し、自己記録の平均ペースに最も近かった 1 試技を分析試技とした。

撮影は高速度 VTR カメラ (NAC 社製, HSV-500C³VCR) を用いて、毎秒 250 コマ、露出時間 1/500-2000 秒で、カメラをパンニングして行った。地面反力の計測には、トラックに埋設した 2 台のフォースプラットフォーム (Kistler 社製, 9281A) を用い、500Hz のサンプリング周波数で A/D 変換した後に PC に取り込んだ。地面反力と画像を同期するために、カメラの撮影範囲内に同期装置 (DKH 社製, PH-100A) を置いて、被験者が撮影範囲内の中央を通るあたりで発光させ、同期信号を地面反力データとともに記録した。

5.2.3 データ処理

第 3 章に示した方法でフォースプレート上を通過する各被験者の歩行の 1 サイクルの動作について、身体分析点 (23 点) の 2 次元座標を算出し、平滑化を行った。最適遮断周波数は、X 座標 (水平) が 2.5-6.25Hz、Y 座標 (鉛直) が 2.5-6.25Hz の範囲であった。

Table 5.1 Characteristics of the subjects (N=12).

	Mean	SD	Min - Max
Age (yrs)	20.9	3.0	18 - 29
Height (m)	1.72	0.04	1.64 - 1.78
Body mass (kg)	56.0	3.3	50 - 62
Personal best time	43 _{min} 43 _{sec} 93	2 _{min} 14 _{sec} 58	40 _{min} 52 _{sec} 70 - 48 _{min} 50 _{sec} 76

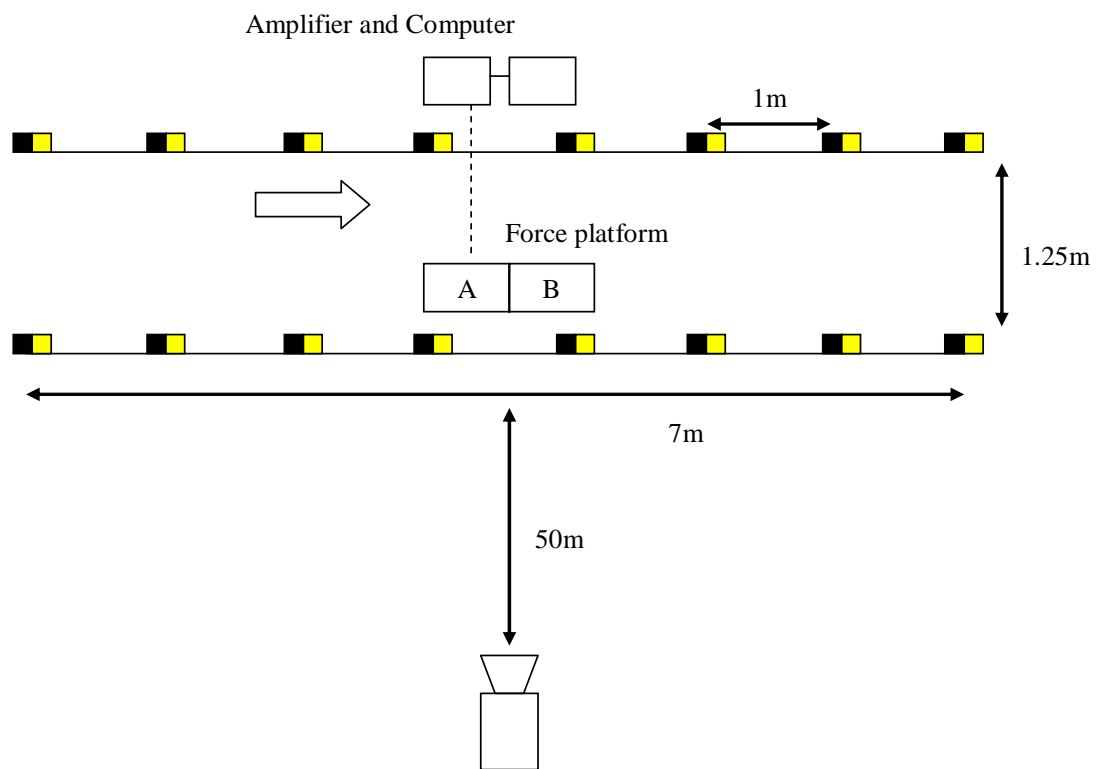


Figure 5.1 Experimental set-up.

5.2.4 算出項目と算出方法

第 3 章に示した方法で以下の項目を算出した。

歩行速度，分析点速度

支持脚各関節の関節力および関節トルク

支持脚各関節の関節力パワー，セグメントトルクパワー

また，支持脚足関節に対する地面反力の作用点中心の水平方向の距離および支持足の部分角度を算出した。

5.2.5 統計処理

第 3 章に示した方法で統計処理を行った。

5.3 結果

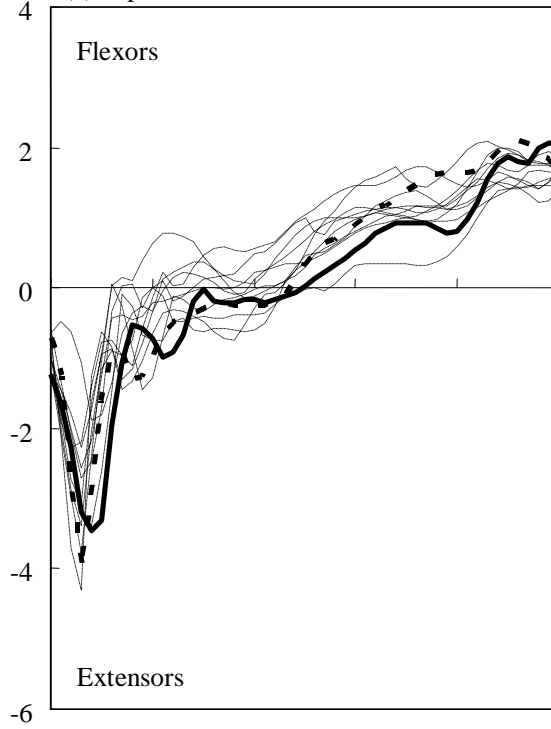
5.3.1 支持脚各関節における関節トルク

Figure 5.2 は，右脚支持期における支持脚股関節，膝関節，足関節のトルクを被験者全員について示したものである。歩行速度が最大(4.19m/s)の被験者 C を太い実線で，最小(3.58m/s)の被験者 D を太い点線で示した。股関節については正が屈曲トルクを示し，膝関節は正が伸展トルクを，足関節は正が底屈トルクを，それぞれ示している。これらのデータの値と歩行速度との間に有意な相関 ($p < 0.05$) がみられた時点も示した。

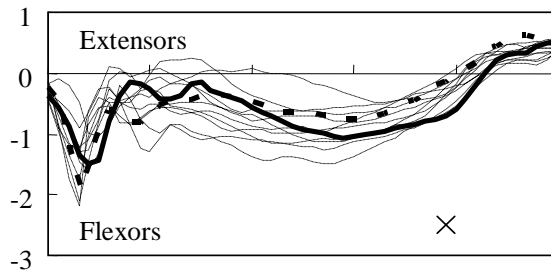
全体の傾向をみると，股関節では R-on 直後に大きな伸展トルクのピークがみられたが，被験者ごとにそれぞれ支持期 20% から 50% にかけて屈曲トルクに変化して，R-off まで増加した。膝関節では R-on 直後に屈曲トルクのピークを生じた後，支持期 80% まで屈曲トルクを発揮して，R-off 直前に伸展トルクに変化していた。支持期 80% における膝関節屈曲



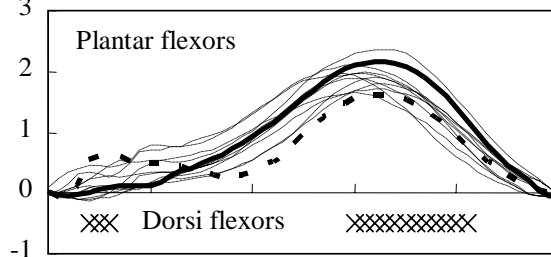
(a) Hip



(b) Knee



(c) Ankle



R-on 0% 20% 40% 60% 80% 100% R-off
Normalized support phase (%)

— C (Fastest)
- - D (Slowest)
× $p < 0.05$

Joint torque (Nm/kg)

トルクは歩行速度との間に有意な相関がみられた ($r=0.58, p<0.05$). 足関節では R-on から支持期 60%まで底屈トルクが増加した後, R-off まで減少していた. また, 足関節底屈トルクは支持期 60%から 80%の局面で歩行速度と有意な相関がみられた ($r=0.66, p<0.05$).

被験者 C の股関節屈曲トルクは, 支持期 50%から 90%まで被験者 D よりも小さかった. 膝関節では, 支持期 40%から 80%までの屈曲トルクは被験者 C の方が大きく, 支持期 80%から R-off までの伸展トルクは被験者 D の方が大きかった. 被験者 C の足関節底屈トルクは支持期 20%から R-off まで被験者 D よりも大きかった. また, 被験者 C の底屈トルクは R-on から支持期 60%まで直線的に増加したのに対し, 被験者 D では, R-on 直後に増加して, 支持期 40%まで減少してから再び支持期 60%まで増加していた.

5.3.2 支持脚各部における力学的エネルギー変化率, 関節力パワー, セグメントトルクパワー

Figure 5.3 は歩行速度が最も大きかった被験者 C の, Figure 5.4 は歩行速度が最も小さかった被験者 D の, 支持脚各部分の力学的エネルギー変化率 (dE/dt), 関節力パワー (JFP), セグメントトルクパワー (STP) である. ここでは典型例としてこの 2 名を比較しながら, 力学的エネルギーとパワーの変化について述べる.

大腿

両者とも大腿の dE/dt は R-on で負であったが, 支持期 40%あたりから正に変化して R-off まで増加していた. 被験者 C の大腿股関節の JFP は R-on から支持期 40%まで負の値を示した後に正の値に変化し, 支持期 80%から急激に増加していた. 一方, 被験者 D の大腿股関節の JFP は R-on 時に負であったが, 支持期 10%から 80%まで変動して正と負を示し,

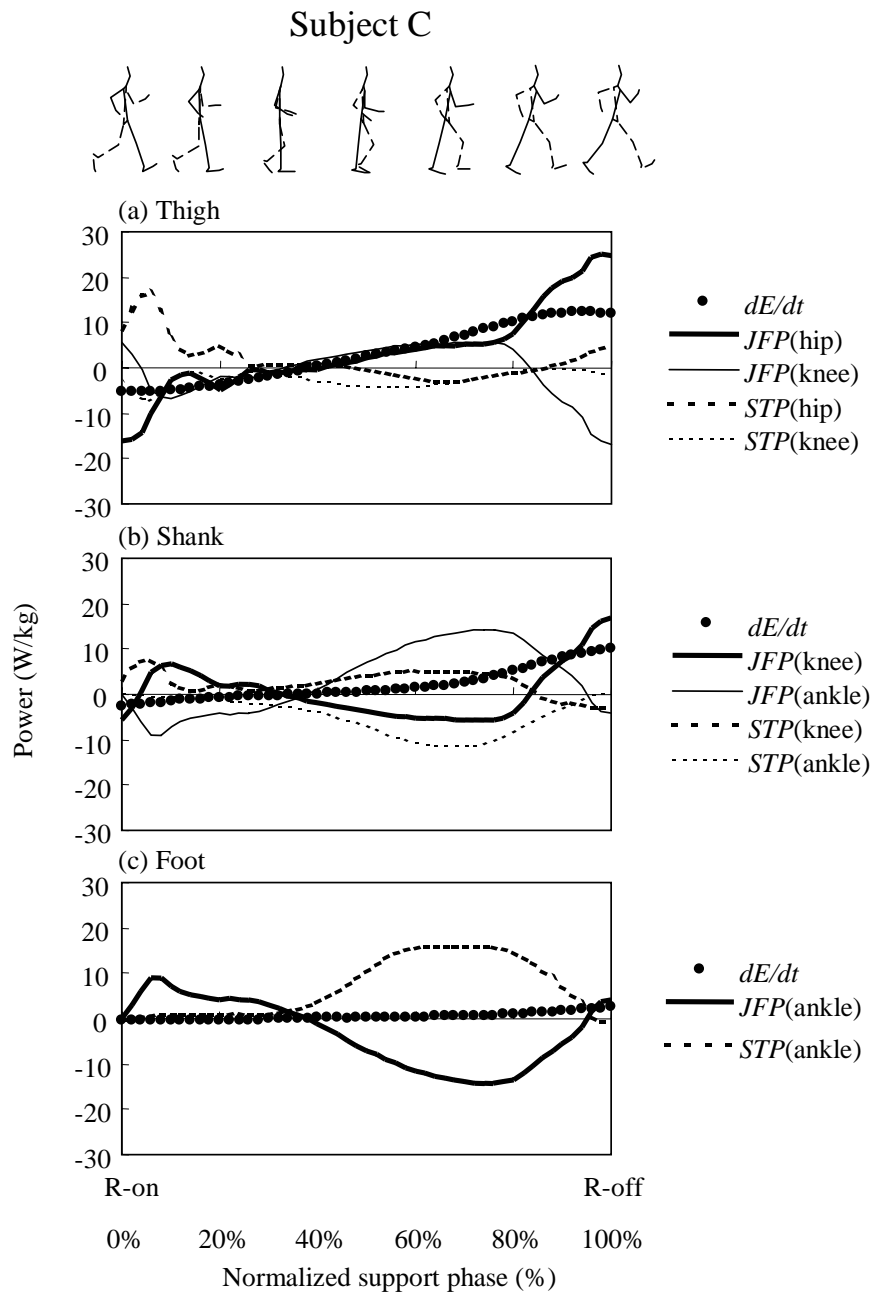


Figure 5.3 Rates of the mechanical energy change for the segment (dE/dt), joint force powers (JFP) and segment torque powers (STP) in the support (right) thigh (a), shank (b) and foot (c) during the support phase for the fastest subject C.

Subject D

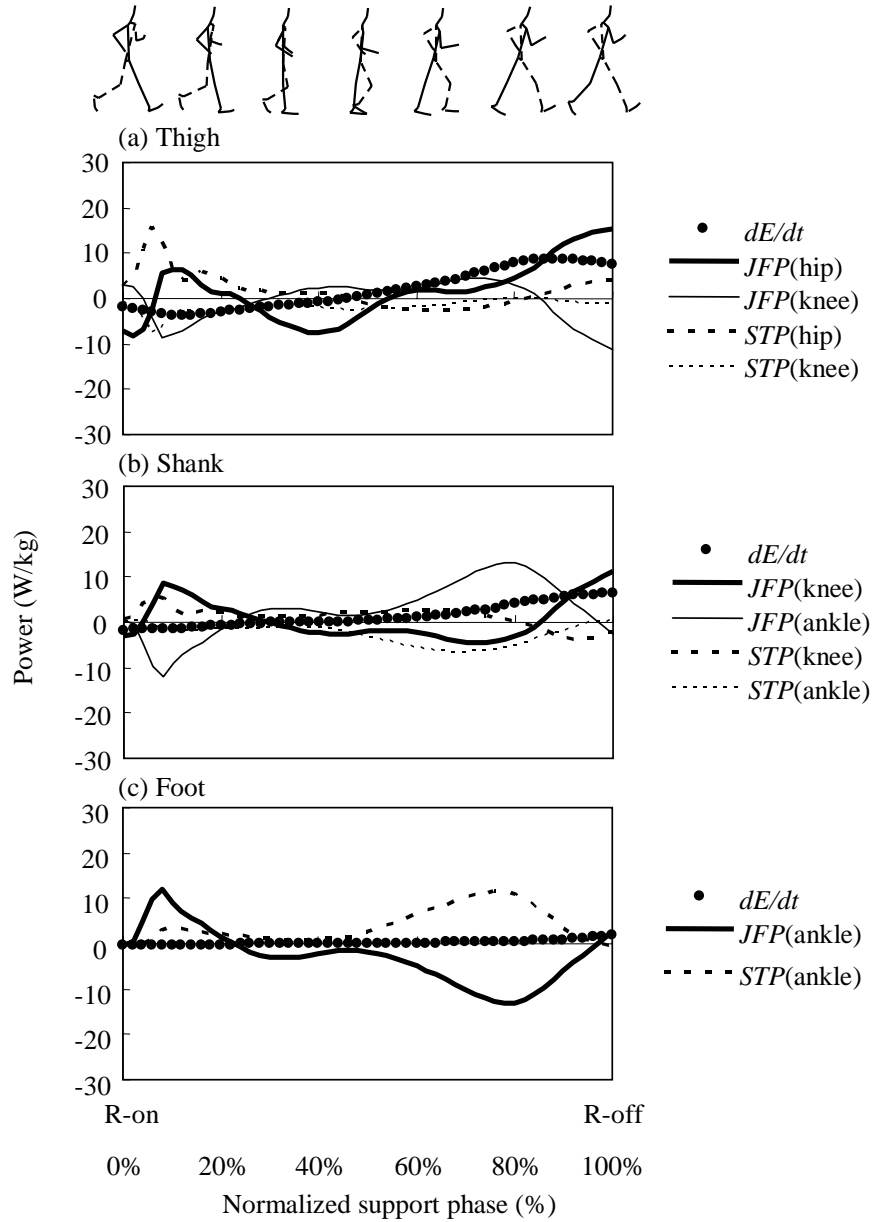


Figure 5.4 Rates of the mechanical energy change for the segment (dE/dt), joint force powers (JFP) and segment torque powers (STP) in the support (right) thigh (a), shank (b) and foot (c) during the support phase for the slowest subject D.

80%から R-off までは増加していた。両者とも大腿膝関節の *JFP* は支持期 40%から 80%まで正の値を示した後に負に変化し、R-off まで急激に減少していた。また、大腿股関節の *STP* は R-on 直後に大きな正の値を示したのち、支持期 40%から 80%まで負の値を示した。大腿膝関節の *STP* は支持期全体を通じて負であった。

下腿

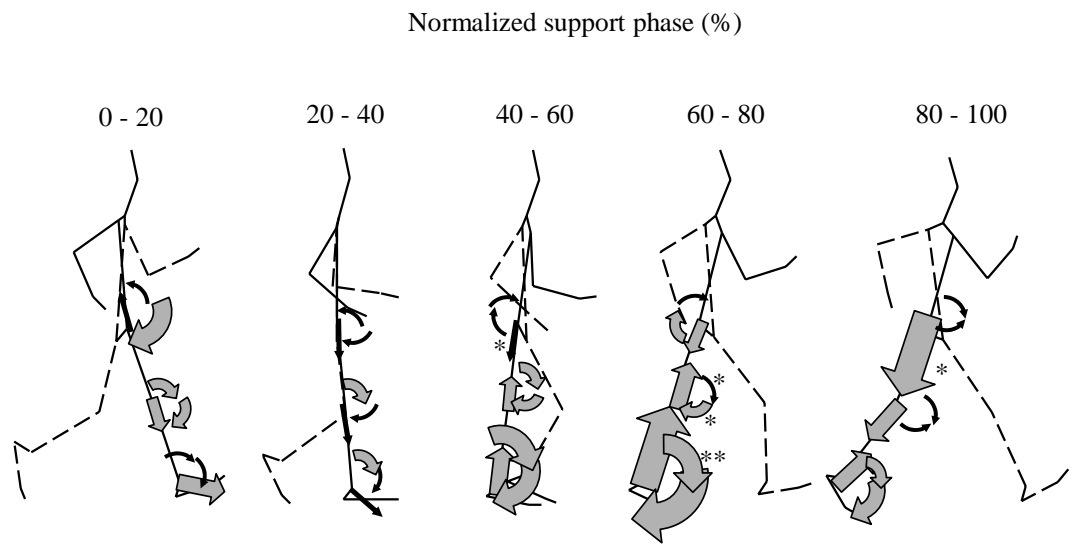
両者とも下腿の dE/dt は類似した変化を示し、R-on では負であったが、支持期 40%で正に変化し、R-off まで増加していた。下腿膝関節の *JFP* の変化パターンは、大腿膝関節の *JFP* と逆位相の変化パターンを示した。下腿足関節の *JFP* は R-on 直後に負であったが、支持期 40%に正の値に変化した後、支持期 80%まで増加し、その後 R-off まで減少していた。下腿膝関節の *STP* は R-on から支持期 80%まで正の値を示した。下腿足関節における *STP* は、支持期全体で負であり、R-on から支持期 70%まで減少し、その後 R-off まで増加していた。

足部

両者とも足部の dE/dt は類似した変化を示し、支持期全体を通じて大腿部および下腿の dE/dt よりも小さかった。足関節の *JFP* の変化パターンは、下腿足関節の *JFP* と逆位相の変化パターンを示した。足関節の *STP* は支持期 40%から 60%まで増加し、80%から R-off まで減少していた。

5.3.3 支持脚の力学的エネルギーの流れと歩行速度の関係

Figure 5.5 は、支持期の R-on から R-off まで 20%ごとの各部の平均関節力パワー (*MJFP*) および平均セグメントトルクパワー (*MSTP*) を示したもので、これらはそれぞれ関節力および関節トルクを介した力学的エネルギーの流れの指標となるものである。直線の矢印は *MJFP*、曲線の矢印は *MSTP* である。歩行速度との間に相関がみられたものについて



Correlation relationships to the walking speed: * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$

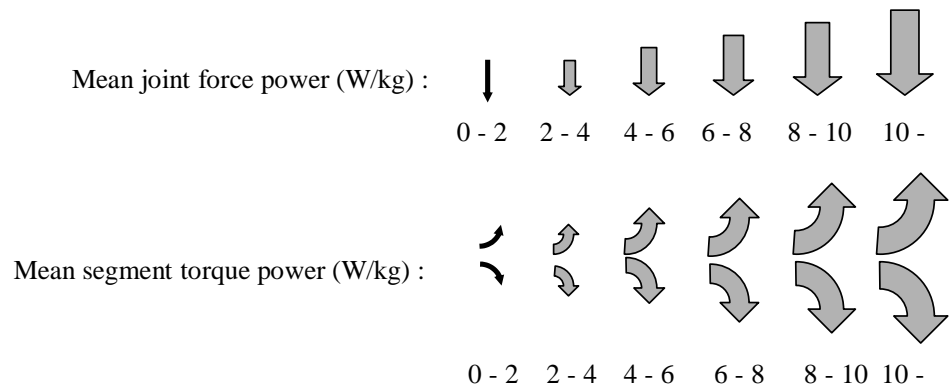


Figure 5.5 Mean joint force powers and segment torque powers for all subjects (N=12) during the normalized support phase.

はアスタリスクによって示した。

歩行速度と *MJFP* との関係についてみると、支持期 40% から 60% における大腿股関節の *MJFP* ($0.3 \pm 1.5 \text{W/kg}$) に歩行速度と有意な相関がみられた ($r=0.61$, $p<0.05$)。また、支持期 40% から 60% まで、60% から 80% までの各局面における支持脚足関節の *MJFP* は大きかったが (40-60% : $-4.8 \pm 1.4 \text{W/kg}$; 60-80% : $-11.1 \pm 1.7 \text{W/kg}$)、歩行速度と有意な相関はみられなかった (40-60% : $r=-0.48$; 60-80% : $r=-0.27$)。支持期 80% から 100% までの局面で支持脚股関節の *MJFP* は大きく ($13.1 \pm 1.9 \text{W/kg}$)、歩行速度と有意な相関がみられた ($r=0.58$, $p<0.05$)。

歩行速度と *MSTP* との関係については、支持期 60% から 80% までの局面では、大腿膝関節 ($-1.6 \pm 0.6 \text{W/kg}$) および下腿膝関節 ($3.2 \pm 1.3 \text{W/kg}$) における *MSTP* は歩行速度と有意な相関がみられ (大腿膝関節 : $r=-0.62$, $p<0.05$; 下腿膝関節 : $r=0.58$, $p<0.05$)、下腿足関節の *MSTP* は大きく ($-8.0 \pm 2.0 \text{W/kg}$)、歩行速度との間に有意な相関がみられた ($r=-0.73$, $p<0.01$)。足部における足関節の *MSTP* は大きかったが ($13.1 \pm 1.7 \text{W/kg}$)、歩行速度との間に有意な相関はみられなかった ($r=0.38$)。

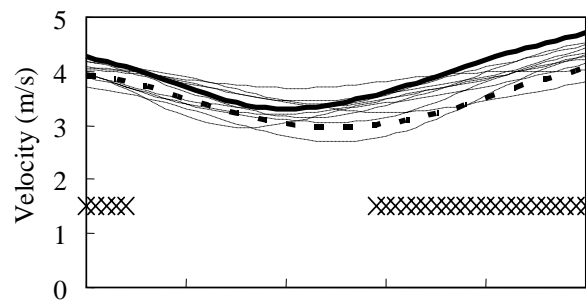
5.3.4 支持脚股関節における関節速度と関節力

Figure 5.6 は、支持期における大腿股関節の関節速度 (a) および関節力の水平成分 (b) を Figure 5.2 と同様にして示したものである。

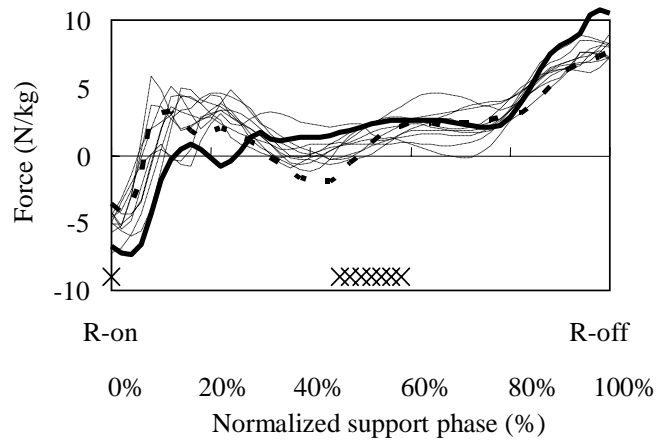
全体の傾向をみると、股関節速度の水平成分は、R-on から支持期 40% から 50% にかけて減少し、R-off まで増加したが、R-on から支持期 20% までの局面と、支持期 60% から R-off までの局面で歩行速度と有意な相関がみられた (R-on - 10% : $r=0.82$, $p<0.01$; 60% - R-off : $r=0.89$, $p<0.001$)。大腿股関節力の水平成分は、全ての被験者が R-on 直後に負の値を示した後、支持期 10% から 80% まで変動して正と負の値を示した。R-on および



(a) Horizontal component of the joint velocity



(b) Horizontal component of the joint force



— C (Fastest)
 - - D (Slowest)
 × $p < 0.05$

Figure 5.6 Horizontal component of joint velocity (a) and horizontal component of joint force (b) at the support (right) hip during the support phase for all twelve subjects and the significant relationships to the walking speed ($p < 0.05$).

支持期 40% から 60% までの局面で歩行速度と有意な相関がみられたが (R-on : $r=-0.63$, $p<0.05$; 40-60% : $r=0.69$, $p<0.05$) , 支持期 80% から 100% までの局面では歩行速度と有意な相関がみられなかった ($r=0.39$) .

被験者 C の股関節速度水平成分は , 支持期全体を通して被験者 D よりも大きく , 被験者 C では支持期 40% まで減少していたのに対し , 被験者 D では 50% まで減少していた . 股関節力水平成分では , R-on 直後にみられた被験者 C の負の値は被験者 D よりも大きかった . 被験者 D は支持期 10% から支持期 30% まで正の値を示したが , 支持期 30% から 50% までの被験者 C が正の値を示す局面では , 被験者 D は負の値を示した . 支持期 80% から R-off までの正の値は被験者 C のほうが被験者 D よりも大きかった .

5.3.5 支持脚膝関節および足関節における関節力水平成分と地面反力水平成分

Figure 5.7 は右足支持期における全ての被験者の膝関節および足関節の関節力水平成分の変化を Figure 5.2 と同様にして示したものである .

全体の傾向をみると , 膝関節では R-on 直後から支持期 40% まで正の値を示した後 , 支持期 40% から 80% まで負の値がみられ , 支持期 80% から R-off まで正の値が増加していた . 足関節では , 膝関節同様に , R-on 直後から支持期 40% まで正の値を示したが , 支持期 40% から R-off まで負の値を示した . 被験者 C の膝関節と足関節の関節力は支持期 30% から 50% まで前向きであったが , 被験者 D では後向きになっていた .

Figure 5.8 は右足支持期における被験者の体重 1kg あたりの地面反力の前後方向成分の変化 (a) と , 力の作用点の支持脚 (右脚) 足関節に対する水平前後方向の距離の変化 (b) を Figure 5.2 と同様にして示したものである , 地面反力の正の値は , 前向きの地面反力を示している . 作用

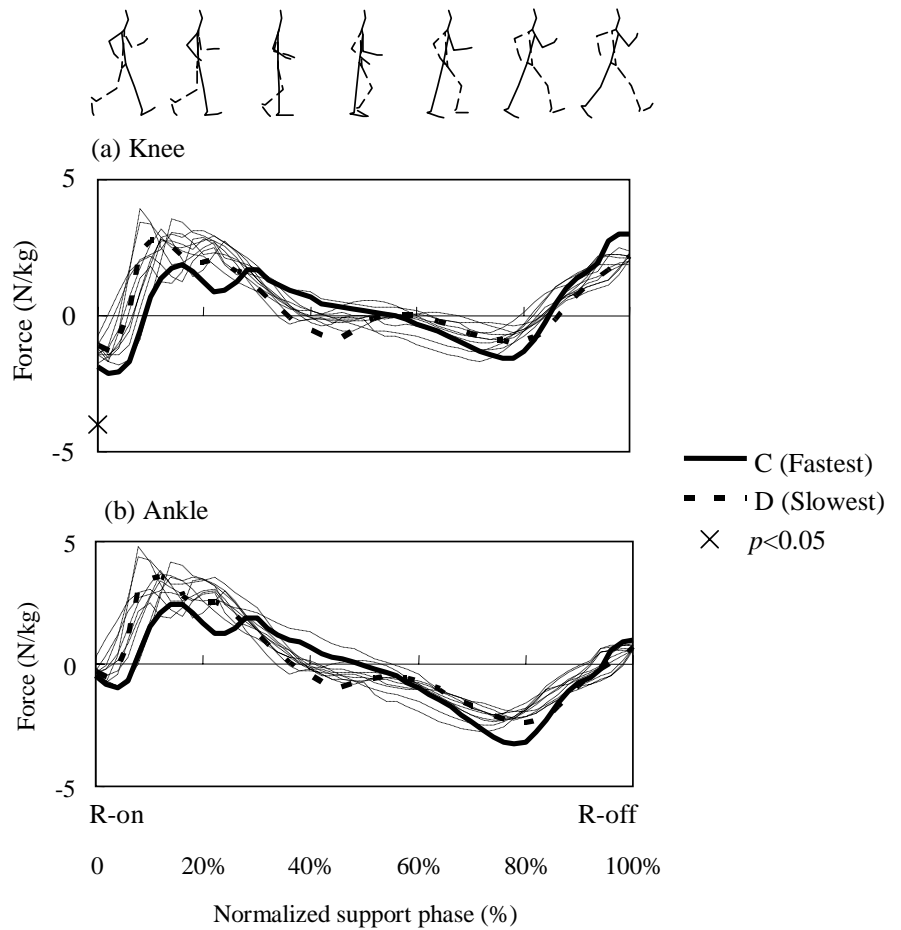
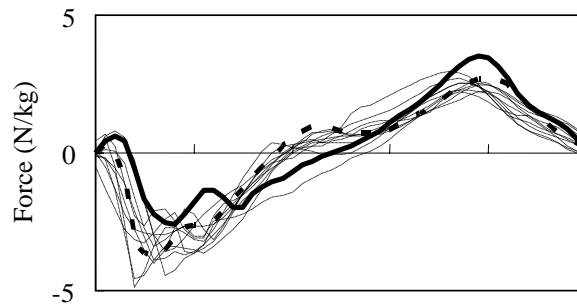


Figure 5.7 Horizontal component of joint force at the support (right) knee (a) and ankle (b) during the support phase for all twelve subjects and the significant relationships to the walking speed ($p < 0.05$).



(a) Anterior-posterior component of the ground reaction force



(b) Relative horizontal distance of the center of pressure to the ankle

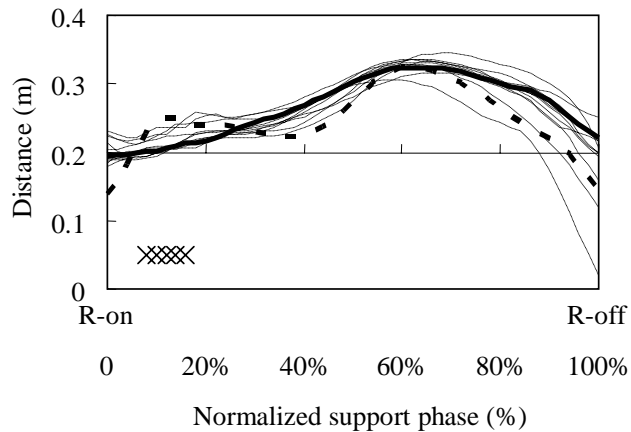


Figure 5.8 The anterior-posterior component of the ground reaction force normalized by the body mass of all subjects (a) and the relative horizontal distance of the center of pressure of the right foot to the ankle position (b) during the support phase for all twelve subjects. The significant relationships to the walking speed ($p < 0.05$) were indicated.

点の足関節に対する水平前後方向距離の正の値は，作用点が足関節よりも前方に位置していたことを示している．

全体の傾向をみると，地面反力前後方向成分は，R-on から支持期 40%まで負の値を示し，支持期 40%から R-off まで正の値を示した．支持期全体で歩行速度との間には有意な相関はみられなかった．足関節に対する作用点の相対距離は，R-on から支持期 60%まで正の値が増加し，R-off まで減少し，R-off では負の値を示す被験者もみられた．

被験者 C の地面反力前後方向成分は支持期 30%から 50%まで後向きであったのに対し，被験者 D では一時的に前向きになっていた．被験者 C の作用点の足関節に対する相対距離は，R-on から支持期 60%まで直線的に増加していた．それに対し，被験者 D では，R-on で負の値を示した後，支持期 10%で正に変化したのが 40%まで停滞して，支持期 60%まで急激に増加していた．また，R-off では負の値を示した．

5.4 考察

5.4.1 支持脚各関節における関節トルク

Figure 5.2 で示したように，被験者全員が R-on から支持期 20%まで大きな股関節伸展トルクと膝関節屈曲トルクを発揮していた．短距離走では，支持期前半において股関節伸展トルクと膝関節屈曲トルクが発揮されることから (Mann と Sprague, 1980; Ae ら, 1988), 本研究の被験者の支持期前半のトルク発揮パターンは短距離走に近いものといえる．しかし，White と Winter (1985) や Cairns ら (1986) の研究では，競歩の支持期前半では，股関節伸展トルクの大きなピークはみられず，また，膝関節で伸展トルクが発揮されていた．1995 年以前の競歩のルールでは，

支持脚の膝関節は接地時において伸展している必要はなく、支持期全体を通じて一度だけ伸展すればよいことになっていた。そのため、先行研究における被験者では、接地時において支持脚膝関節は屈曲していた可能性がある。1996年以降では、ルール改訂により支持脚の膝関節は接地時から支持期中点まで伸展していなければならないことになった。そのため、本研究の被験者では膝関節を伸展した状態で支持脚股関節の大きな伸展トルクが発揮され股関節の伸展トルクによって膝関節を過伸展させる方向のトルクが作用することから、過伸展を防ぐために膝関節屈曲トルクが発揮されたと考えられる。

股関節トルクは、支持期20%から50%の局面で伸展から屈曲に変化し、短距離走と同じような変化パターンを示したが、膝関節トルクは支持期20%から80%まで屈曲トルクを示し、支持期後半で伸展トルクを発揮した短距離走とはやや異なっていた(MannとSprague,1980;Aeら,1988)。競歩のルールでは、支持脚膝関節は接地から支持期中点まで伸展していなければならない。支持期後半の足関節底屈トルクは下腿を後傾させて膝関節を伸展させる方向に作用するため、この局面では膝関節の過伸展を防ぐために膝関節屈曲トルクが発揮されたと考えられる。支持期80%で膝関節屈曲トルクと歩行速度の間に有意な相関がみられたことから推測すると、この局面における膝関節屈曲トルクは下腿を後方にスイングさせる方向に作用し、身体を前進させるのに役立っていたと考えられる。

足関節では底屈トルクが支持期を通して発揮され、支持期60%から80%までの局面で歩行速度と有意な相関がみられたが、足関節底屈トルクは前向きの地面反力を生じることから、身体の加速に貢献し歩行速度の大きさに関係していたと考えられる。

5.4.2 支持脚における力学的エネルギーの流れ

回復脚各部の力学的エネルギー変化率 (dE/dt) が正の場合は力学的エネルギーが増加したことを示し、負の場合は力学的エネルギーが減少したことを示す。また、正の関節力パワー (JFP) は関節力によって部分に力学的エネルギーが流れたことを示し、正のセグメントトルクパワー (STP) は、関節トルクによって力学的エネルギーが部分に流れたことを示す (Winter, 1990)。

大腿

Figure 5.3 および 5.4 で示したように、被験者 C と D の両者とも R-on から支持期 40% までの大腿の dE/dt は負で、支持期 40% から R-off まで正であり、大腿の力学的エネルギーは支持期 40% まで減少して、その後増加していたことを示している。

被験者 C で R-on から支持期 40% までみられた大腿股関節における正の STP は、股関節トルクによって大腿に力学的エネルギーが流れたことを示している。一方、大腿股関節における負の JFP がみられ、股関節力によって大腿から体幹に力学的エネルギーが流れたことを示している。さらに、R-on から支持期 40% まで大腿膝関節の負の JFP 、 STP と、下腿膝関節の正の JFP 、 STP が同時にみられたことから、膝関節力と膝関節トルクによって大腿から下腿に力学的エネルギーが流れたと考えられる。したがって、被験者 C では、R-on から支持期 40% までの股関節力による大腿から体幹への力学的エネルギーの流れと膝関節力および膝関節トルクによる大腿から下腿への力学的エネルギーの流れが、股関節トルクによる大腿への力学的エネルギーの流れよりも大きく、大腿の力学的エネルギーの減少に貢献したと考えられる。

また、被験者 D では、被験者 C と異なり、支持期 10% から 30% まで正

の大腿股関節の *JFP* がみられ、股関節力によって体幹から大腿への力学的エネルギーの流れが発生していた。一方、支持期 10% から 30% までの被験者 D の大腿膝関節の負の *JFP* は被験者 C よりも大きかったことから、被験者 D では、膝関節力による大腿から下腿への力学的エネルギーの流れが大きかったことが大腿の力学的エネルギーの減少に貢献していたと考えられる。

支持期 40% から 80% まで、被験者 C では大腿膝関節の負の *STP* と下腿膝関節の正の *STP* が同時にみられ、膝関節トルクを介して大腿から下腿へ力学的エネルギーが流れていたと考えられる。大腿膝関節の正の *JFP* と下腿膝関節の負の *JFP* がみられたことから、膝関節力によって下腿から大腿へ力学的エネルギーが流れていたと考えられる。大腿膝関節の正の *JFP* は負の *STP* よりも大きかったことから、膝関節力による下腿から大腿への力学的エネルギーの流れは膝関節トルクを介した大腿から下腿への力学的エネルギーの流れよりも大きかったと考えられる。さらに、被験者 C では、支持期 40% から 80% まで大腿股関節の正の *JFP* は、負の *STP* よりも非常に大きく、股関節トルクによる大腿からの力学的エネルギーの流出よりも、股関節力による体幹から大腿への力学的エネルギーの流入のほうが大きかったと考えられる。

以上の被験者 C の支持期 40% から 80% までの大腿の股関節および膝関節におけるパワーの変化から、股関節および膝関節における関節力による大腿への力学的エネルギーの流入が関節トルクによる流出よりも大きく、大腿の力学的エネルギーの増加に貢献したと考えられる。

被験者 D では、支持期 30% から 60% までには被験者 C と異なり大腿股関節の負の *JFP* がみられ、股関節力による大腿から体幹への力学的エネルギーの流れが発生していた。しかし、膝関節力による下腿から大腿への

力学的エネルギーの流れが被験者 C よりも大きく、また、膝関節トルクを介した大腿から下腿への力学的エネルギーの流れが被験者 C よりも小さかった。したがって、被験者 D の支持期 40% から 60% までの大腿の力学的エネルギーの増加には、膝関節力による下腿から大腿への力学的エネルギーの流れが貢献したと考えられる。

被験者 C と D の両者とも、支持期 80% から R-off までは、股関節力による体幹から大腿への力学的エネルギーの流れは、膝関節力による大腿から下腿への力学的エネルギーの流れよりも大きかった。また、股関節トルクによる大腿への力学的エネルギーの流れもみられたが、膝関節トルクによる大腿からの力学的エネルギーの流出は非常に小さかった。したがって、支持期 80% から R-off までは、股関節力による体幹から大腿への力学的エネルギーの流れが大きく、大腿の力学的エネルギーの増加に貢献したと考えられる。

下腿

被験者 C と D の両者とも、下腿の dE/dt は R-on から支持期 40% までは負で、支持期 40% から R-off まで正であり、下腿の力学的エネルギーは支持期 40% まで減少して、その後増加していたことを示している。

被験者 C と D の両者とも、R-on から支持期 40% まで膝関節における正の JFP および STP がみられ、膝関節の関節力と関節トルクによって大腿から下腿へ力学的エネルギーが流れていた。また、足関節における負の JFP がみられ、足関節力による下腿から足部への力学的エネルギーの流れが発生していた。したがって、R-on から支持期 40% までの下腿の力学的エネルギーの減少は、膝関節の関節力と関節トルクによる大腿から下腿への力学的エネルギーの流れよりも、足関節力による下腿から足部への力学的エネルギーの流れのほうが大きいことが貢献していたと考え

られる。

被験者 C と D の両者で、支持期 40% から 80% までの膝関節における負の *JFP* と正の *STP* の大きさに大きな違いはなく、膝関節トルクを介した大腿から下腿への力学的エネルギーと膝関節力による下腿から大腿への力学的エネルギーの流出に大きな差はなかったと考えられる。また、支持期 40% から 80% まで下腿足関節の負の *STP* と足部の足関節の正の *STP* はともに増加していたことから、足関節トルクを介した力学的エネルギーの流出が増加していたと考えられる。しかし、支持期 40% から R-off までの下腿足関節の正の *JFP* は負の *STP* よりも大きく、足関節力による足部から下腿への力学的エネルギーの流れは足関節トルクを介した下腿から足部への力学的エネルギーの流れよりも大きかったと考えられる。支持期 50% から 80% までの下腿における膝関節と足関節のパワー変化から、足関節力による足部から下腿への力学的エネルギーの流入が大きかったことによって下腿の力学的エネルギーが増加していたと考えられる。

支持期 80% から R-off までは、足関節の正の *JFP* は減少していたが、膝関節の正の *JFP* が増加し、大腿から下腿への膝関節力による力学的エネルギーの流れが増加したことで、下腿の力学的エネルギーが増加したと考えられる。

足部

足部の力学的エネルギー変化率は支持期全体を通して非常に小さかった。被験者 C で R-on から支持期 40% まで、被験者 D で支持期 20% まで足関節力によって下腿から足部に流れた力学的エネルギーは、地面との摩擦などによって吸収されたものと推察される。また、支持期 40% から R-off まで、足関節トルクを介して下腿から足部へ流れた力学的エネルギーのほとんどは、足関節の関節力によって下腿に還流していたと考えら

れる。

以上の支持脚における力学的エネルギーの流れに関する分析から，被験者 C と D の両者とも，R-on から支持期 40%までは，支持脚股関節の関節トルクによって大腿に力学的エネルギーが流れ，膝関節の関節力と関節トルクによって大腿から下腿へ，さらに，足関節の関節力によって下腿から足部へ力学的エネルギーが流れていたことがわかった．支持期 40%から 80%までは，支持脚股関節の関節力によって体幹から大腿へ，膝関節と足関節の関節トルクを介して大腿から足部へ向けて力学的エネルギーが流れていたことがわかった．さらに，足関節力によって足部から下腿へ，膝関節力によって下腿から大腿に向けて力学的エネルギーが流れていたことがわかった．また，支持期 80%から R-off までは股関節と膝関節の関節力によって体幹から下腿へ，足関節の関節トルクを介して下腿から足部へ向けて力学的エネルギーが流れ，足関節の関節力によって足部から大腿に向けて力学的エネルギーが還流していたことがわかった．

5.4.3 支持脚の力学的エネルギーの流れと歩行速度の関係

Figure 5.3 と 5.4 で示したように，支持脚各部分の関節力パワーおよびセグメントトルクパワーのピーク値が歩行速度最大の被験者 C と最小の被験者 D で大きく違っていた．このような支持脚の各関節パワーの違いは歩行速度に関係していると考えられる．そこで，支持脚における関節力パワーおよびセグメントトルクパワーと歩行速度の関係について検討を行った．

Figure 5.5 に示したように支持期 40%から 60%までの局面で股関節における平均関節力パワー (*MJFP*) と歩行速度との間に有意な相関がみら

れた。被験者 C では, R-on から支持期 40%まで大腿股関節の負の関節力パワーが減少し, 正に変化していた (Figure 5.3)。しかし, 被験者 D では R-on 直後に正のパワーを, 支持期 20%から 50%まで負のパワーを示した後に再び正のパワーに変化していた (Figure 5.4)。したがって, 被験者 C では, 被験者 D に比べて, 支持期中盤で支持脚大腿から体幹へ流れる力学的エネルギーが小さく, 後半では体幹から支持脚大腿への力学的エネルギーの流れが大きかったため支持脚全体の力学的エネルギーが大きくなり, 歩行速度を大きくするのに貢献していたと考えられる。

支持期 60%から 80%まで大腿膝関節と下腿膝関節における *MSTP* は歩行速度と有意な相関がみられたが, 下腿の方が大腿の *MSTP* よりも大きかったことから, この局面では大腿から下腿に流れた力学的エネルギーに加えて, 膝関節トルクによって発生したエネルギーが下腿に流れていたと考えられる。この局面で下腿の力学的エネルギーは増加していたことから (Figure 5.3, 5.4), 支持脚の前方への加速に貢献していたと考えられる。

支持期 80%から R-off までの局面の股関節における *MJFP* は大きく, 歩行速度と有意な相関がみられたことから (Figure 5.5), 支持期終盤における支持脚への大きな力学的エネルギーの流れは支持脚の力学的エネルギーの増加を生じ, 大きな歩行速度の獲得に役立っていたと考えられる。

関節力パワーと歩行速度との間に有意な相関がみられた支持期 80%から R-off までの局面で (Figure 5.5) 股関節速度の水平成分は歩行速度と有意な相関がみられたが, 股関節力の水平成分には有意な相関はみられなかった (Figure 5.6)。しかし, 支持期 40%から 60%までの局面では (Figure 5.5), 股関節力水平成分は歩行速度との間に有意な相関がみら

れ、この局面に続く支持期 60%から R-off までの局面で支持期股関節の水平速度が歩行速度との間に有意な相関がみられた (Figure 5.6)。支持期 30%から 50%までの局面では、被験者 C の股関節力水平成分は正であったのに対し、被験者 D では負であった。そのため、被験者 C では支持期 30%から 50%までの局面で前向き関節力が大きかったことで支持脚大腿が加速し、R-off 直前における股関節速度が大きくなって股関節力パワーが増加していたと考えられる。

支持期 30%から 50%でみられた、被験者 C と被験者 D における股関節の関節力水平成分の違いは (Figure 5.6)、膝関節と足関節でも同様であり (Figure 5.7)、被験者 C で前向き関節力が生じる局面で、被験者 D では後向きになっていた。支持期 30%から 50%で地面反力水平成分は、被験者 C が後向きであったのに対し、被験者 D では前向きの地面反力であったことから (Figure 5.8)、地面反力水平成分の被験者 C と D の違いが支持脚の関節力水平成分と関係していたと考えられる。

被験者 C の作用点は R-on から支持期 60%まで直線的に前方に移動していたのに対し、被験者 D では支持期 40%までほぼ同じ位置に留まり、その後急激に前方に移動していた (Figure 5.8)。また、被験者 C の底屈トルクが R-on から支持期 60%まで増加していたのに対し (Figure 5.2)、被験者 D では R-on から支持期 40%まで同じ値を示した後、支持期 60%まで増加していた。底屈トルクの発揮は地面反力水平成分と作用点の前後方向の位置に影響すると考えられることから、支持期 30%から 50%まで被験者 C の地面反力が後向きで被験者 D が前向きであったことには、被験者 C の底屈トルクが支持足接地直後から円滑に増加し、作用点が直線的に前方に移動したと関係していたと推察される。

第 4 章では、回復期後半に回復脚股関節の関節力によって回復脚から

体幹に流れる力学的エネルギーを大きくすることが大きな歩行速度の獲得に重要なことがわかった。また、体幹から支持脚に流れる力学的エネルギーの大きいことが重要であることが示唆された。本章では、支持脚の関節トルクパワー、関節力パワーについて検討した。その結果、支持期終盤における股関節の関節力パワーは大きく、そして、歩行速度との間に有意な相関がみられ、体幹から支持脚に流れる力学的エネルギーの大きさと歩行速度の大きさが関係していたことがわかった。また、支持期中盤における支持脚股関節に作用する前向き関節力によって体幹から支持脚大腿に流れる力学的エネルギーが増加し、支持期後半において関節力パワーが増加していた。そのため、支持期中盤において支持脚股関節力を前向きに保つことは、力学的エネルギーの流れを有効に利用して大きな歩行速度を獲得するのに役立つと考えられる。そのためには、支持足接地後に発揮する底屈トルクの増加によって、地面反力の作用点の位置を円滑に支持足先端寄りに移動させることが重要であると考えられる。また、支持脚股関節力の変化には、体幹や回復脚および上肢各関節の筋群によって発揮される関節トルクも大きく影響していたと考えられる。回復脚の各関節や体幹まわりの筋群が発揮するトルクは支持脚股関節の関節力に対して骨盤を介して影響するが、競歩では骨盤は3次元的な動きをするので、詳細を知るには今後3次元分析を行う必要がある。

5.5 まとめ

本章で得られた知見をまとめると、以下のようになる。

支持足接地直後に支持脚股関節は大きな伸展トルクを発揮し、膝関

節は屈曲トルクを発揮していた。

歩行速度との間に支持期後半における膝関節屈曲トルク ($r=0.58$, $p<0.05$) と足関節底屈トルク ($r=0.66$, $p<0.05$) との間に有意な相関がみられた。

支持期後半において膝関節屈曲トルクを介して下腿に流れる力学的エネルギーは歩行速度との間に有意な相関がみられた ($r=0.58$, $p<0.05$)。

支持期中盤において支持脚股関節に作用する前向きの関節力と歩行速度との間に有意な相関がみられた ($r=0.69$, $p<0.05$)。

股関節速度の水平成分は支持期後半において歩行速度との間に有意な相関がみられた ($r=0.89$, $p<0.001$)。

支持期終盤において支持脚大腿股関節の前向きの関節力によって体幹から支持脚大腿に力学的エネルギーが流れ、支持脚大腿股関節の関節力パワーと歩行速度 ($r=0.58$, $p<0.05$) との間に有意な相関が見られた。

支持期中盤における支持脚股関節の前向きの関節力には、底屈トルクの発揮による地面反力作用点の前方への円滑な移動が関係していたことが示唆された。

以上のことから、力学的エネルギーを有効に利用するためには、支持期中盤における支持脚股関節の前向きの関節力を大きくして、支持期終盤において股関節力によって体幹から支持脚へ流れる力学的エネルギーを大きくすることが重要であると考えられる。また、支持足接地後の底屈トルクを円滑に増加することで、地面反力作用点の位置を支持足先端寄りに移動させ、前向きの地面反力水平成分の大きさを抑えて、支持脚各関節の関節力を前向きに保つことができると考えられる。

6. 競歩のレース経過にともなう歩行速度と力学的エネルギー流れの変化

6.1 目的

競歩は高いパフォーマンスを達成するにはレース中にわたって歩行速度を維持することが重要で，そのためには生理的エネルギーを有効に力学的エネルギーに変換し，大きな歩行速度を維持することが不可欠である．これまでの章では，回復脚と支持脚の力学的エネルギーの流れについて検討し，関節力によって脚と体幹間で力学的エネルギーの流れを大きくすることが大きな歩行速度を獲得するのに重要なことがわかった．

しかし，これまでレース中に歩行動作がどのように変化するのか，レース経過にともなって力学的エネルギーの流れがどのように変化のかなどをみた研究は少ない．Briswalter ら（1998）は，一流男子 50km 競歩選手を被験者として実験を行い，各被験者の 50km 競歩の自己記録ペースでの 3 時間歩行の前後では明確な動作の変化はみられなかったことを報告している．しかし，Briswalter ら（1998）の分析で用いられた動作に関する変数は，ストライド長，一步中の身体各部の鉛直方向変位，特定の時点での身体部分の角度などであり，長時間歩行の前後での動作の変容を詳細にとらえているわけではない．

実際のレースにおいては，疲労などによって歩行動作が変化し，競技規則に適合した動作で歩行速度を維持することが困難になり，競歩審判員の警告を受けることがある．したがって，レース中にわたって大きな歩行速度を維持するための技術的要因をバイオメカニクスの明らかなことは，競歩のトレーニング法などを考える上で有益な知見を提供

すると考えられる。

本章では，公式競技会における前半と後半の一流競歩選手の動作を分析して，歩行速度の変化と力学的エネルギーの流れとの関係を検討し，歩行速度の維持に關与する技術的要因を明らかにすることを目的とした。

6.2 方法

6.2.1 被験者

第4章で分析を行ったのと同じ公式競技会における20kmレースに参加した男子競技者35名を被験者とした。

6.2.2 VTR 撮影

第4章と同じ1周2kmの周回コースで実施された公式競技会における男子20kmレースをVTR撮影した。カメラ設定とカメラ設置状況は第4章と同様で，レース前半4-8km地点とレース後半14-18km地点の歩行動作を撮影した。

6.2.3 データ処理

1サイクルの歩行動作について，第4章と同じ方法でVTR画像のデータ処理を行った。平滑化の最適遮断周波数は，レース前半の歩行動作が， X 座標（水平）が1.8-8.4Hz， Y 座標（鉛直）が3.0-7.8Hzの範囲で，レース後半の歩行動作が， X 座標が2.4-7.8Hz， Y 座標が3.0-8.4Hzの範囲であった。

6.2.4 算出項目と算出方法

第3章に示した方法で以下の項目を算出した。

歩行速度，ステップ長，ピッチ

分析点の速度

全身および身体各部分の力学的エネルギー

全身の力学的仕事 (W_{wb}), 力学的エネルギー伝達量 (T_b), 力学的エネルギー有効性指数 (EI)

回復脚各関節の関節力および関節トルク

回復脚各関節の関節力パワーおよびセグメントトルクパワー

6.2.5 統計処理と群分け

第3章に示した方法で統計処理を行った。なお、レース後半で歩行速度が増加した被験者を歩行速度増加群 (Increase 群) とし、35名の被験者のうち、歩行速度の減少が大きかった被験者から Increase 群と同数の被験者を選択し歩行速度減少群 (Decrease 群) とした。

6.3 結果

6.3.1 レースにおける歩行速度、ステップ長、ピッチの変化

Figure 6.1 は 20km レースにおけるレース前半と後半の歩行速度差とレース記録 (1 時間 27 分 55 秒, 1 ± 4 分 33 秒 5) の関係を示したものである。レース前半と後半の歩行速度差 ($-0.15 \pm 0.22\text{m/s}$) とレース記録の間には有意な相関はみられなかった ($r=-0.24$)。また、11名の被験者においてレース前半 ($3.75 \pm 0.20\text{m/s}$) よりもレース後半 ($3.86 \pm 0.24\text{m/s}$) で歩行速度が増加していた。そこで、歩行速度がレース後半で増加した 11名を Increase 群、歩行速度の減少が大きかった 11名を Decrease 群とした。

Table 6.1 は、レース前半と後半における歩行速度、ステップ長、ピッチなどを示したものである。Increase 群のレース前半と後半における歩行速度には有意差はみられなかったが ($t=1.17$)、Decrease 群のレース前

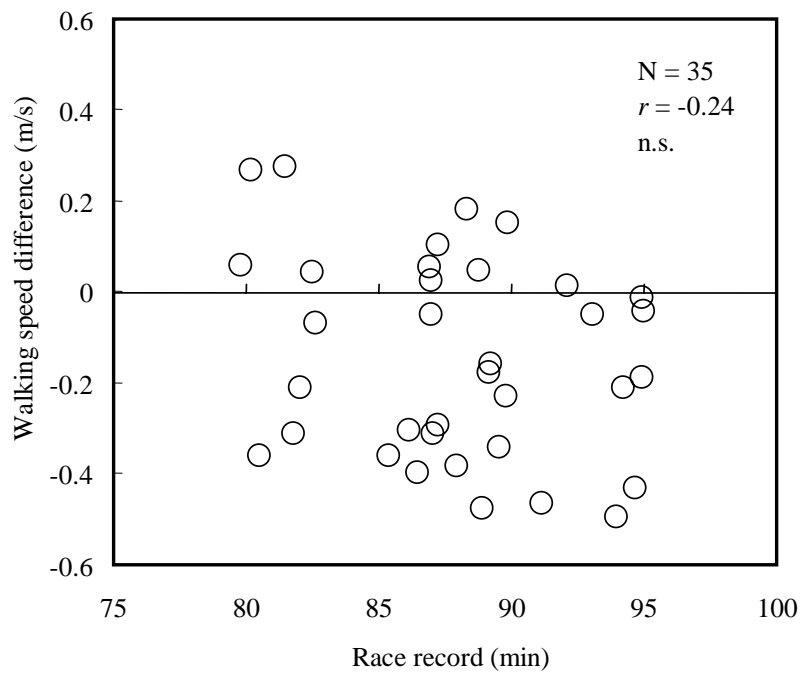


Figure 6.1 Relationships between race records and the walking speed difference between the first and second halves of the races.

Table 6.1 Walking speed, step frequency and step length of the first and second halves of races for the speed-increase (N=11) and speed-decrease (N=11) groups.

		First half		Second half		<i>t</i> value
		Mean	SD	Mean	SD	
Walking speed (m/s)	Increase	3.75	0.20	3.86	0.24	1.17
	Decrease	3.95	0.15	3.55	0.19	5.71***
Step length (m)	Increase	1.11	0.06	1.13	0.07	0.78
	Decrease	1.16	0.06	1.07	0.06	4.40**
Support distance (m)	Increase	1.00	0.05	0.99	0.06	0.31
	Decrease	1.02	0.06	0.99	0.05	1.45
Flight distance (m)	Increase	0.11	0.04	0.14	0.04	1.70
	Decrease	0.14	0.05	0.09	0.03	2.56*
Step frequency (steps/s)	Increase	3.38	0.14	3.41	0.11	0.60
	Decrease	3.40	0.12	3.31	0.17	2.68*
Support time (s)	Increase	0.27	0.01	0.26	0.02	1.64
	Decrease	0.26	0.02	0.28	0.02	2.85*
Flight time (s)	Increase	0.03	0.01	0.03	0.01	1.57
	Decrease	0.03	0.01	0.02	0.01	2.32*

Difference between the first and second half or race: * $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$

半 ($3.95 \pm 0.15\text{m/s}$) と後半 ($3.55 \pm 0.19\text{m/s}$) の歩行速度の間では有意差がみられた ($t=5.71, p<0.001$) .

Increase 群ではレース前半と後半で有意差のみられた項目はなかったが, Decrease 群ではレース後半でステップ長(前半: $1.16 \pm 0.06\text{m}$; 後半: $1.07 \pm 0.06\text{m}$; $t=4.40, p<0.01$), ピッチ(前半: $3.40 \pm 0.12 \text{ steps/s}$; 後半: $3.31 \pm 0.17 \text{ steps/s}$; $t=2.68, p<0.05$) が有意に減少していた. さらに, Decrease 群ではレース後半で非支持距離(前半: $0.14 \pm 0.05\text{m}$; 後半: $0.09 \pm 0.03\text{m}$; $t=2.56, p<0.05$) の減少, 支持時間の増加(前半: $0.26 \pm 0.02\text{s}$; 後半: $0.28 \pm 0.02\text{s}$; $t=2.85, p<0.05$), 非支持時間の減少(前半: $0.03 \pm 0.01\text{s}$; 後半: $0.02 \pm 0.01\text{s}$; $t=2.32, p<0.05$) がみられた.

6.3.2 レースにおける力学的エネルギー伝達量の変化

Figure 6.2(a) は 20km レースにおけるレース前後半の歩行速度差と全身の力学的仕事 (W_{wb}) 差の関係を, (b) は歩行速度差と力学的エネルギー伝達量 (T_b) 差の関係を示したものである. レース前後半の歩行速度の差は W_{wb} 差 ($-0.37 \pm 0.90\text{J/kg}$) と有意な相関を示さなかったが ($r=-0.07$), T_b 差 ($-0.46 \pm 1.02\text{J/kg}$) と有意な正の相関を示し ($r=0.76, p<0.001$), レース後半における T_b の減少が大きいと, 歩行速度も大きく減少していた.

Figure 6.3(a) はレース前後半の力学的エネルギー利用有効性指数 (EI) 差と W_{wb} 差の関係を, (b) は EI 差と T_b 差の関係を示したものである. レース前後半の EI 差 (0.25 ± 1.29) は, W_{wb} 差と有意な負の相関を示し ($r=-0.93, p<0.001$), T_b 差とは有意な正の相関を示した ($r=0.44, p<0.05$). レース後半での EI の増加には W_{wb} の減少と T_b の増加が伴っていた.

Figure 6.4 は Increase 群および Decrease 群におけるレース前半と後半における W_{wb} (a) と T_b (b) の平均値と標準偏差を示したものである.

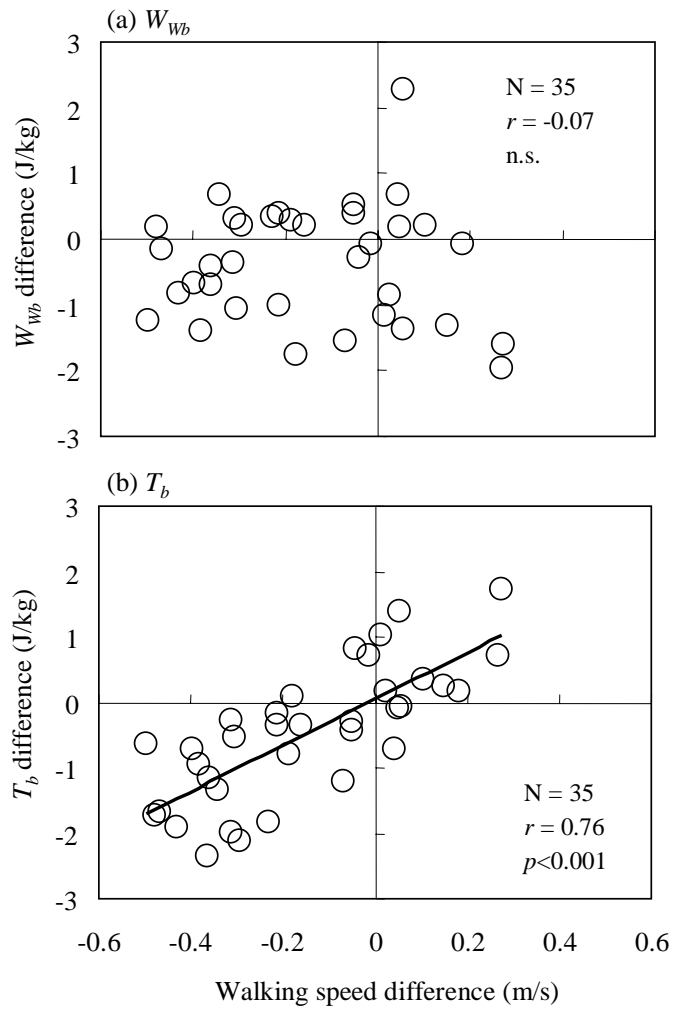


Figure 6.2 Relationships of the walking speed difference to the W_{wb} (a) and T_b (b) between the first and second halves of the races.

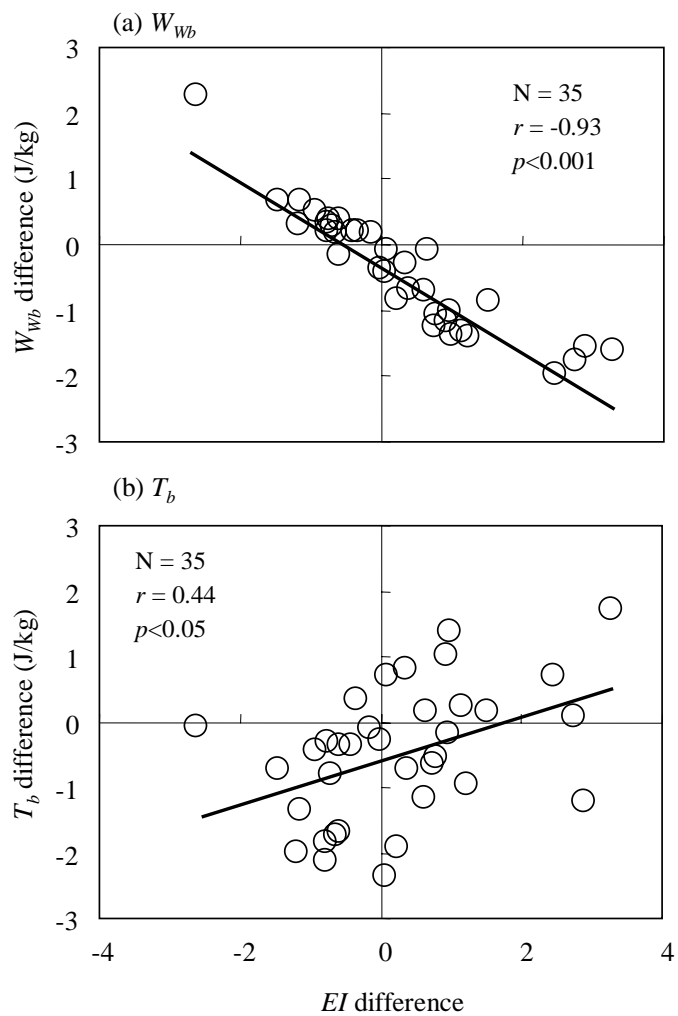


Figure 6.3 Relationships of EI to the W_{wb} (a) and T_b (b) between the first and second halves of the races.

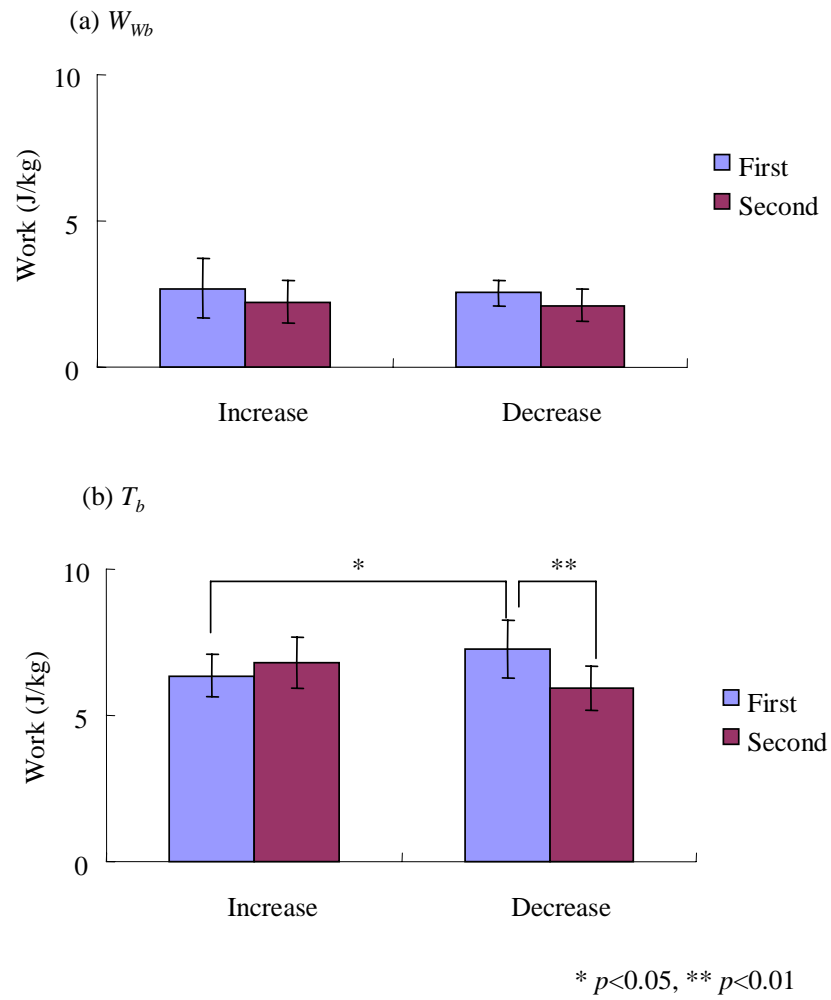


Figure 6.4 Changes of W_{wb} (a) and T_b (b) between the first and second halves of the races for Increase (N=11) and Decrease (N=11) groups.

W_{wb} については, Increase 群と Decrease 群ともレース前後半で有意な差はみられなかった。しかし, T_b については, レース前半では Increase 群 ($6.35 \pm 0.73\text{J/kg}$) と Decrease 群 ($7.27 \pm 1.01\text{J/kg}$) の間に有意な差がみられ ($t=2.30, p<0.05$), Decrease 群の方が大きかった。また, Decrease 群でレース後半 ($5.94 \pm 0.77\text{J/kg}$) に有意な T_b の減少がみられた ($t=3.36, p<0.01$)。

6.3.3 レースにおける回復脚の力学的エネルギーの流れの変化

Figure 6.5 は, Increase 群と Decrease 群の各局面における平均の関節力パワー ($MJFP$) とセグメントトルクパワー ($MSTP$) を, レース前後半で比較し, 有意差のみられたものを示したものである。

Increase 群については, 局面 3 における股関節 ($t=2.70, p<0.05$) と膝関節 ($t=2.30, p<0.05$), 足関節 ($t=2.34, p<0.05$) の $MJFP$ がレース後半で有意に増加していた。

Decrease 群では, 以下の局面および関節において後半に有意に減少していた。

局面 1: 股関節 ($t=2.82, p<0.05$) と膝関節 ($t=3.13, p<0.05$), 足関節 ($t=2.97, p<0.05$) の $MJFP$ がレース後半で有意に減少していた。

局面 2: 足関節 ($t=3.58, p<0.01$) の $MJFP$ がレース後半で有意に減少し, 大腿膝関節 ($t=3.10, p<0.05$) と下腿足関節 ($t=2.48, p<0.01$), 足部足関節 ($t=3.66, p<0.01$) の $MSTP$ がレース後半で有意に減少していた。

局面 3: 股関節 ($t=10.37, p<0.001$) と膝関節 ($t=7.05, p<0.001$), 足関節 ($t=4.58, p<0.01$) の $MJFP$ がレース後半で有意に減少し, 下腿膝関節の $MSTP$ ($t=7.98, p<0.001$) がレース後半で

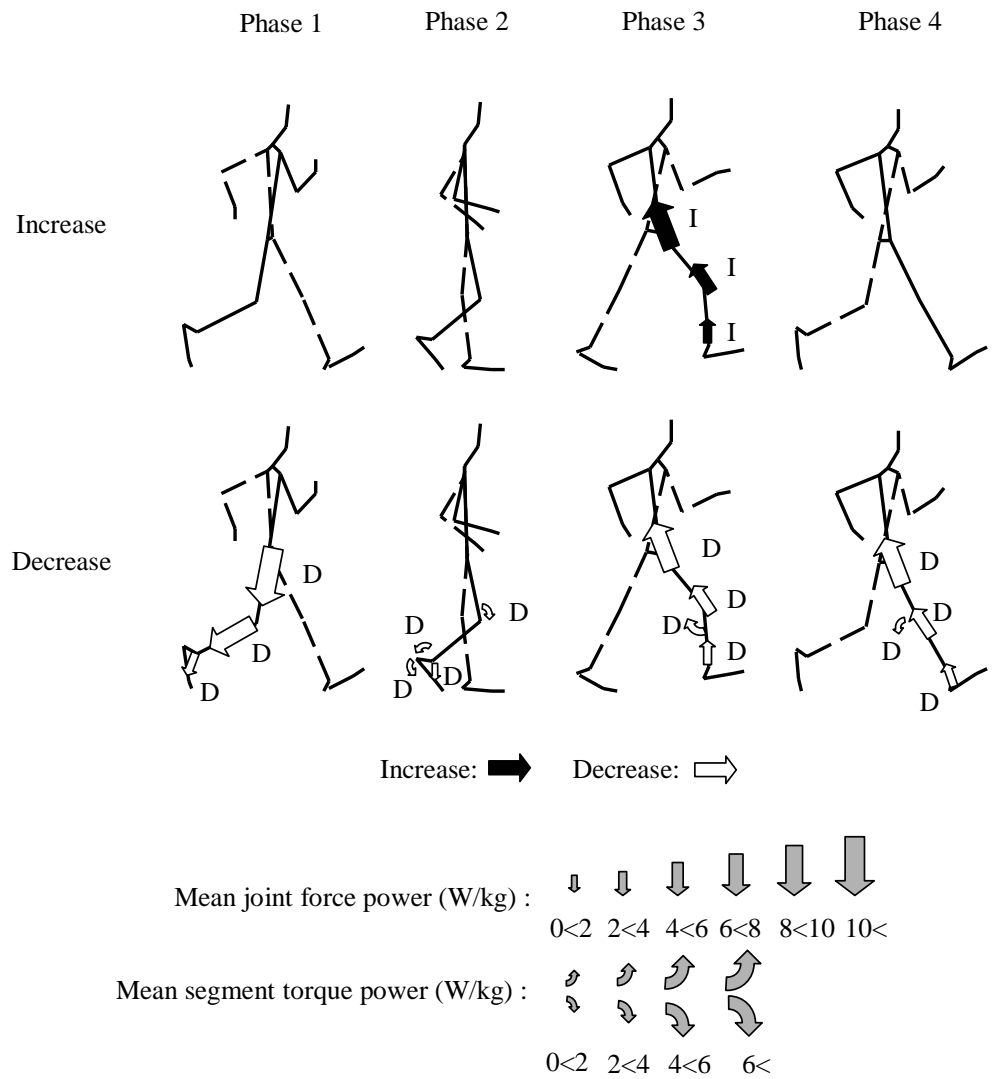


Figure 6.5 Mean joint force powers (straight arrows) and segment torque powers (curved arrows) of the recovery (right) leg in which the difference between the first and second halves of the races was significant for the Increase (black arrows) and Decrease (white arrows) group (N=11, $p<0.05$). Arrows are indicated in the mean magnitude of the second half of the races for each group.

有意に減少していた。

局面 4：股関節 ($t=4.72$, $p<0.001$) と膝関節 ($t=6.45$, $p<0.001$), 足関節 ($t=3.09$, $p<0.01$) の *MJFP* がレース後半で有意に減少し, 大腿膝関節の *MSTP* ($t=2.23$, $p<0.05$) がレース後半で有意に減少していた。

Figure 6.6 は, Decrease 群の各局面における *MJFP* と *MSTP* を各被験者の歩行速度で除したものを, レース前後半で比較し, 有意な差のみられたものを示したものである。

Increase 群では有意差のみられた局面はなかったが, Decrease 群では, 局面 2 において下腿足関節 ($t=2.32$, $p<0.05$) と足部足関節 ($t=2.91$, $p<0.05$) の *MSTP* が有意に減少し, 局面 3 において股関節 ($t=5.07$, $p<0.001$) と膝関節 ($t=3.44$, $p<0.01$) の *MJFP*, 下腿膝関節の *MSTP* ($t=3.54$, $p<0.01$) が有意に減少していた。局面 4 では股関節 ($t=2.30$, $p<0.05$) と膝関節 ($t=4.23$, $p<0.01$) の *MJFP* が有意に減少していた。

6.3.4 レースにおける回復脚の関節力と関節トルクの変化

Figure 6.7 は Decrease 群の右足回復期での回復脚の大腿股関節 (a) と下腿膝関節 (b) の関節力水平成分の変化をレース前半と後半の平均値と標準偏差で示したものである。正は前向き関節力を示している。

股関節では R-off 直後の前向き関節力 ($t=2.55$, $p<0.05$) と回復期後半の後向き関節力 ($t=2.90$, $p<0.05$) がレース後半で有意に減少していた。膝関節でも R-off 直後の前向き関節力 ($t=4.03$, $p<0.01$) と回復期後半の後向き関節力 ($t=3.01$, $p<0.05$) がレース後半で有意に減少していた。

Figure 6.8 は Decrease 群の右足回復期での回復脚股関節 (a) と膝関節 (b) の関節トルクの変化をレース前半と後半の平均値と標準偏差で示し

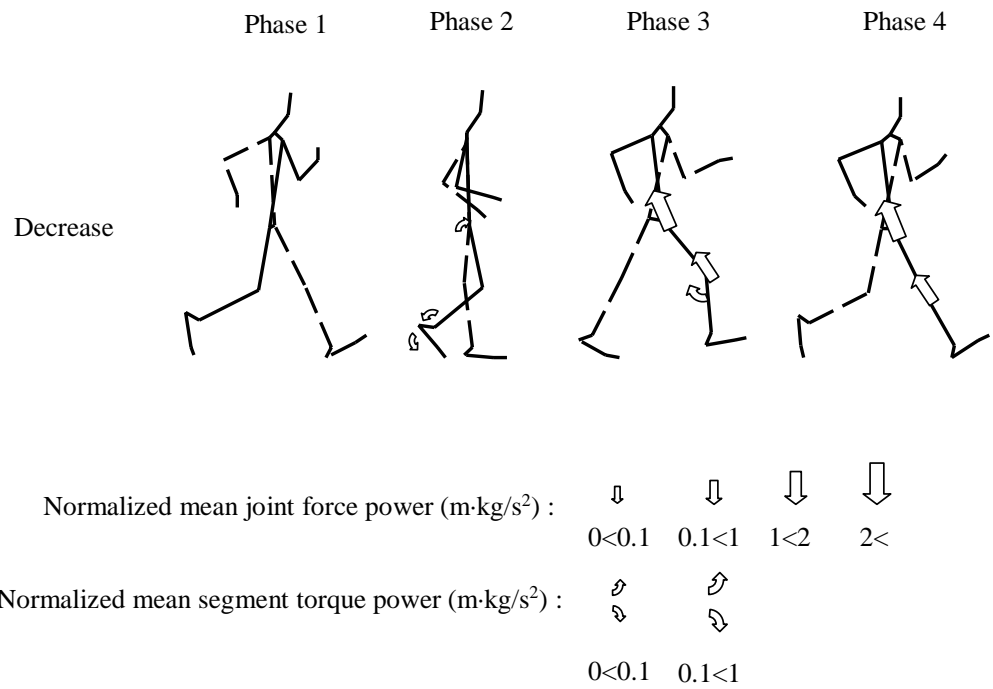


Figure 6.6 Mean joint force powers (straight arrows) and segment torque powers (curved arrows) of the recovery (right) leg normalized by the walking speed, in which the difference between the first and second halves of the races was significant for the Decrease group ($N=11, p<0.05$). There was no power which significantly changed for the Increase group. Arrows are indicated in the mean magnitude of the second half of the races.

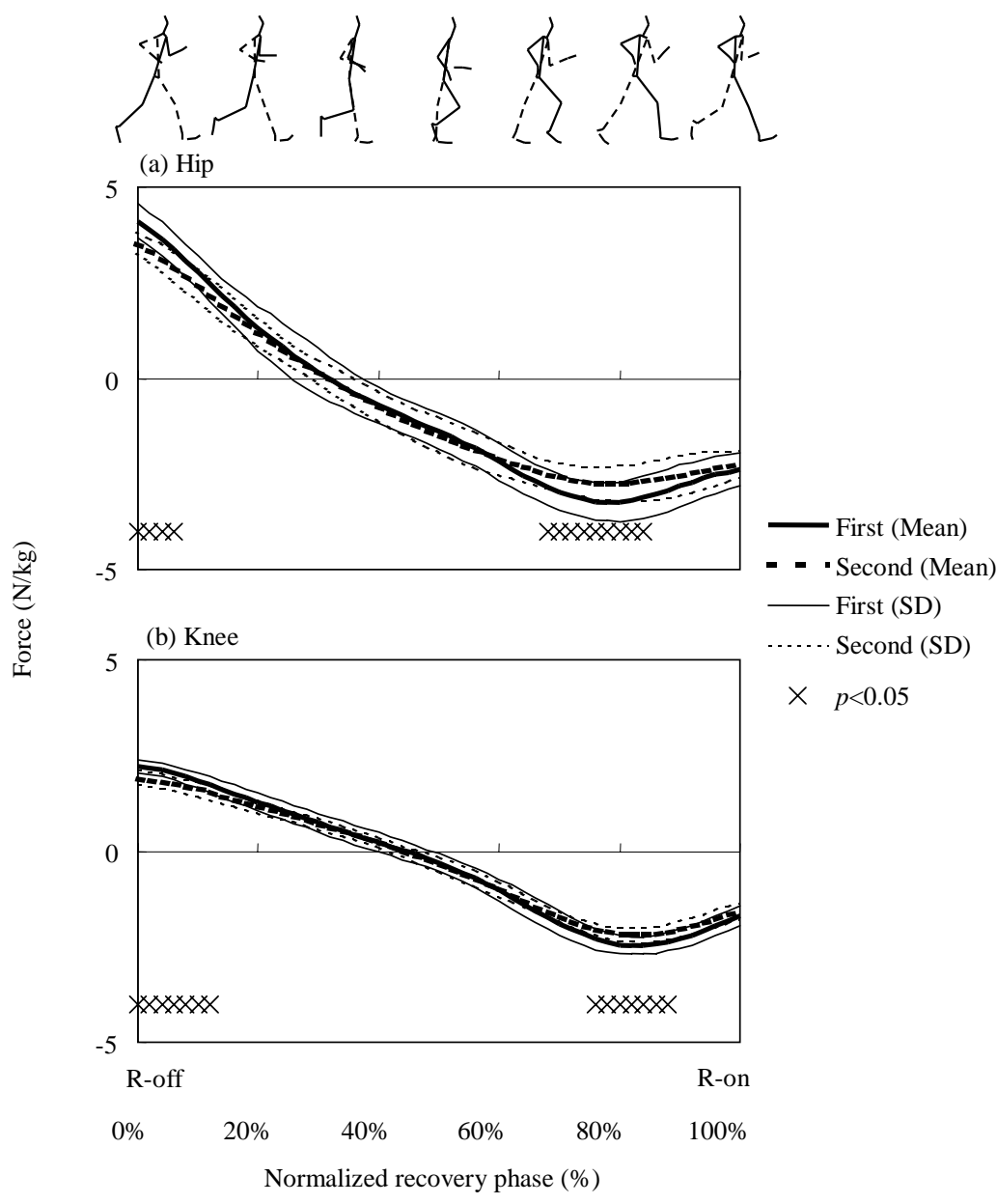


Figure 6.7 Mean horizontal component of joint force at the recovery (right) hip (a) and knee (b) joint for Decrease group at the first and second halves of the races.

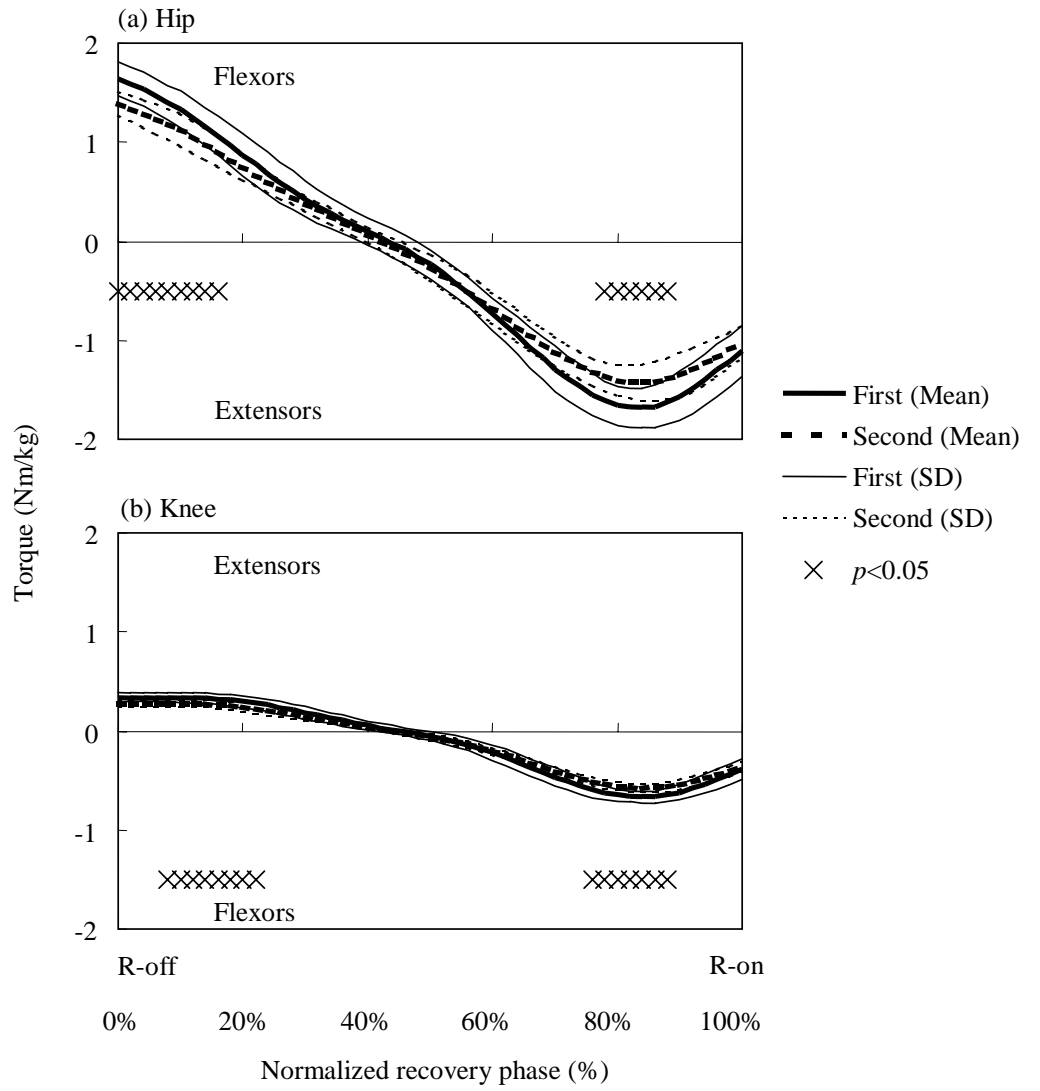


Figure 6.8 Mean joint torques at the recovery (right) hip (a) and knee (b) joint for Decrease group at the first and second halves of the races.

たものである。正は股関節の屈曲と膝関節の伸展を示している。股関節では、R-off 直後の屈曲トルク ($t=3.22, p<0.01$) と回復期後半の伸展トルク ($t=3.32, p<0.01$) がレース後半で有意に減少していた。膝関節でも、R-off 直後の伸展トルク ($t=3.08, p<0.01$) と回復期後半の屈曲トルク ($t=3.72, p<0.01$) がレース後半で有意に減少していた。

6.4 考察

6.4.1 レースにおける歩行速度、ステップ長、ピッチの変化

レース前半と後半の歩行速度差とレース記録との間には有意な相関はみられなかった。本章における被験者のレース記録の差は最大で 15 分 09 秒と大きく (Table 4.1), 多様な競技水準の被験者を分析対象としたために、レース前後半の歩行速度変化とレース記録との間に有意な関係がみられなかったと推察される。しかし、レース後半での歩行速度の維持や増加は、競技パフォーマンスを高めるための有利な条件であることから、歩行速度増加群と減少群を比較することで、レース後半の歩行速度変化の要因について検討する。

Table 6.1 で示したように、レース後半で歩行速度が減少した場合には、ステップ長とピッチの両方が有意に減少していたが、非支持距離と非支持時間の有意な減少だけでなく支持時間の増加もみられた。そのため、レース後半における歩行速度の低下が大きい場合には、支持時間の増加および非支持時間、非支持距離の減少が生じるといえる。しかし、歩行の 1 ステップ中における非支持時間と非支持距離の占める割合は非常に小さく、競技規則では非支持期は発生しないものとして定義されていることから、レース後半での歩行速度の低下を防ぎ、レース中にわたって

歩行速度を維持するためには，支持時間が増加しないようにする必要がありと考えられる．

6.4.2 レースにおける回復脚の力学的エネルギーの流れの変化

レース前後半での歩行速度変化には，全身の力学的仕事 (W_{wb}) より力学的エネルギーの伝達量 (T_b) の変化が有意に関係し，さらに，レース後半での歩行速度の減少は，力学的エネルギー利用の有効性指数 (EI) のレース前後半での変化は W_{wb} とは有意な相関を示し， T_b とは有意な正の相関を示した (Figure 6.3)．

Figure 6.4 で示したように，レース前半における T_b は Increase 群よりも Decrease 群の方が多かった．このことは，Decrease 群では，レース前半における身体部分間の力学的エネルギーの伝達量が大きく，力学的エネルギーを有効に利用していたことを示している．一方，レース前半で T_b が少なかった Increase 群では，有意ではないが T_b がレース後半でわずかに増加していた．このことから，レース前半における力学的エネルギー利用の有効性よりも，レース後半において力学的エネルギーを有効に利用することが歩行速度の維持および増加に役立つと考えられる．

第 4 章および第 5 章で示したように，回復脚および支持脚の力学的エネルギーの変化は大きく，左右下肢間での力学的エネルギーの伝達も非常に大きかった．本章では，レース経過に伴う回復脚の力学的エネルギーの流れを分析し，歩行速度の維持との関係を検討する．

Figure 6.5 に示したように，レース後半での局面 1, 3, 4 における股関節と膝関節の関節力パワーは足関節力パワーや膝関節，足関節のセグメントトルクパワーより大きかった．Decrease 群における回復脚離地直後と回復期後半における股関節と膝関節の関節力パワーの減少は，離地後に回復脚の股関節力によって体幹から回復脚に流れて，回復期後半に回

復脚から体幹に流れる力学的エネルギーの流れが減少したことを示している。第4章で明らかにしたように、回復脚の股関節力による回復脚と体幹の間の力学的エネルギーの流れは、全身の力学的エネルギー伝達量に影響していたことから、Decrease群の回復脚の関節力パワーの減少は (Figure 6.5)、レース後半の全身の力学的エネルギー伝達量の減少に影響していたと考えられる。また、有意ではないが、レース後半の力学的エネルギー伝達量が増加していた Increase群では、局面3における回復脚の股関節、膝関節、足関節の平均の関節力パワーが有意に増加していたことから (Figure 6.5)、レース後半での力学的エネルギーの伝達や有効な利用には、回復期後半における回復脚股関節および膝関節の関節力パワーの増加が影響していたと考えられる。

歩行速度で除した各局面における平均の関節力パワーとセグメントトルクパワーをレース前半と後半で比較したところ (Figure 6.6)、Increase群では有意差はみられず、Decrease群では回復期後半の股関節と膝関節の関節力パワーがレース後半で有意に減少していた。このことは、レース前後での関節力の差によってこれらの差が生じていたことを示唆している。

Figure 6.7と6.8で示したように、Decrease群では、回復期60%から90%まで股関節と膝関節の関節力水平成分と関節トルクがレース後半に有意に減少していた。回復脚離地直後における股関節屈曲トルクと膝関節伸展トルクはそれぞれ回復脚大腿と回復脚下腿を前方に加速するので、これらの関節に前向き力が作用する。また、回復期後半における回復脚股関節伸展トルクと膝関節屈曲トルクはそれぞれ回復脚大腿と回復脚下腿を後方に加速し、後向き力が作用する。したがって、回復脚離地直後と回復期後半におけるこれらの関節トルクの減少によって関節力水平

成分が減少し、関節力パワーが減少していたと考えられる。

第4章と第5章では、回復期後半において大きな股関節伸展トルクを発揮することで回復脚大腿股関節の前向き関節力を大きくし、回復脚から体幹を経て支持脚に流れる力学的エネルギーを大きくすることが役立つことを明らかにした。本章では、20km競歩レース前半と後半での歩行速度の維持には、部分間の力学的エネルギー伝達量の維持が関係していることが明らかになり、力学的エネルギー伝達量を維持するには回復期後半における回復脚から支持脚への力学的エネルギーの流れを維持する必要があることが示唆された。レース後半で歩行速度が有意に減少した場合は回復脚股関節における伸展トルクや、後向き関節力が小さくなっていったことから、レース後半で歩行速度を維持するには、回復期後半における回復脚股関節伸展トルクと膝関節屈曲トルクを維持することが重要であると考えられる。

6.5 まとめ

本章で得られた知見をまとめると、以下のようになる。

歩行速度の変化 ($-0.15 \pm 0.22\text{m/s}$) とレース記録の間には有意な相関はなかった ($r=-0.24$)。

レース後半に大きく歩行速度が減少した11名の競技者ではステップ長(レース前半： $1.16 \pm 0.06\text{m}$ ；レース後半： $1.07 \pm 0.06\text{m}$ ； $t=4.40$, $p<0.01$)とピッチ(レース前半： 3.40 ± 0.12 steps/s；レース後半： 3.31 ± 0.17 steps/s； $t=2.68$, $p<0.05$)が有意に減少し、支持時間が有意に増加していた(レース前半： $0.26 \pm 0.02\text{s}$ ；レース後半： $0.28 \pm 0.02\text{s}$ ； $t=2.85$, $p<0.05$)。

歩行速度が減少した場合，全身の力学的仕事は有意に変化しなかったが，力学的エネルギーの伝達量が有意に減少していた（レース前半： $7.27 \pm 1.01 \text{J/kg}$ ；レース後半： $5.94 \pm 0.77 \text{J/kg}$ ； $t=3.36$ ， $p<0.01$ ）．歩行速度が減少した場合は，回復期後半において回復脚股関節と膝関節の関節力パワーと後向き関節力が有意に減少していた．また，回復脚股関節伸展トルクと膝関節屈曲トルクの有意な減少がみられた．

以上のことから，男子 20km レースの後半での歩行速度の減少は，回復脚から体幹および支持脚への力学的エネルギーの流れが小さくなり，支持脚の水平速度が減少して支持時間が増加したためと考えられる．そのため，20km 競歩レースのレース後半では，回復期後半の回復脚股関節伸展トルクと膝関節屈曲トルクの発揮を維持することが重要であると考えられる．

7. 競歩における左右下肢間の力学的エネルギーの流れと下胴および体幹の動作との関係

7.1 目的

本研究では，これまで競歩における歩行速度と下肢の力学的エネルギーの流れとの関係を検討した．その結果，大きな歩行速度の獲得および維持には，回復期後半において回復脚から体幹に流れる力学的エネルギーを大きくすること，支持期終盤における体幹から支持脚に流れる力学的エネルギーを大きくすることが重要なことがわかった．

左右の大腿は股関節によって下胴および体幹につながっていることから，両大腿間での力学的エネルギーの流れは下胴および体幹の動作にも影響を受け，また及ぼすと考えられる．とりわけ，回復期後半において回復脚股関節に作用する後向きの関節力と支持脚股関節に作用する前向きの関節力は，作用・反作用の法則により下胴に対して回復脚側股関節には前向きの，支持脚側には後向きの関節力となるため，下胴を上下軸回りに回転させるモーメントが生じると考えられる．

競歩における下胴や体幹のひねりなどは3次元的动作であり，競歩に特徴的な動作として多くの指導書で取り上げられ（McCarthy, 1974；金原, 1976；Kitchen, 1981；Payne と Payne, 1981；Salvage ら, 2000），ストライドを大きくするために下胴（骨盤）を上下軸回りに回復脚側を前に出す方向に回転させるべきだとされている．しかし，これらの下胴や体幹の動作，さらにパフォーマンスとの関係についてはバイオメカニクス的には明らかにされていない．そこで，これまで検討してきた力学的エネルギーの流れと下胴および体幹の動作との関係を分析することで，

競歩における下脚および体幹の動作に関する新しい知見が得られると考えられる。

本章では，下脚および体幹の動作が左右下肢間の力学的エネルギーの流れにどのような影響を及ぼすかを明らかにすることを目的とした。

7.2 方法

7.2.1 被験者

Table 7.1 に被験者の特性を示した。被験者は 20km 競歩の男子選手 18 名で，この中には全日本実業団陸上における上位入賞者や，世界陸上競技選手権男子 50km 競歩および世界ジュニア陸上競技選手権男子 10000m 競歩における入賞者など，国内一流選手が含まれていた。

7.2.2 実験およびデータ処理

測定装置の設定は Figure 7.1 に示した。各被験者の公式競技会における 20km 競歩の自己記録の平均ペースを試技での歩行速度に設定した。撮影は 2 台の高速度 VTR カメラ (NAC 社製, HSV-500C³VCR) と 2 台の VTR カメラ (ソニー社製, VX2000) を用いて行った。撮影速度は，高速度 VTR カメラが 250Hz，VTR カメラが 60Hz で，露出時間は両方とも 1/2000 秒であった。2 台の高速度 VTR カメラは同期ユニット (NAC 社製, V-719-B) を用いて同期した。高速度 VTR カメラと VTR カメラの同期には発光ダイオードを利用した同期装置 (DKH 社製, PH-106) を用いた。地面反力はサンプリング周波数 500Hz で A/D 変換した後にコンピュータ (DELL 社製) に取り込んだ。地面反力と画像の同期には，発光ダイオードの発光と同時に発生する同期信号を地面反力データとともに記録した。

Table 7.1 Characteristics of the subjects (N=18).

	Mean	Min - Max
Age (yrs)	20.8	18 - 35
Height (m)	1.71	1.60 - 1.80
Body mass (kg)	58.5	51 - 66
Personal best time	1 _{hr} 31 _{min} 17 _{sec}	1 _{hr} 20 _{min} 43 _{sec} - 1 _{hr} 49 _{min} 48 _{sec}

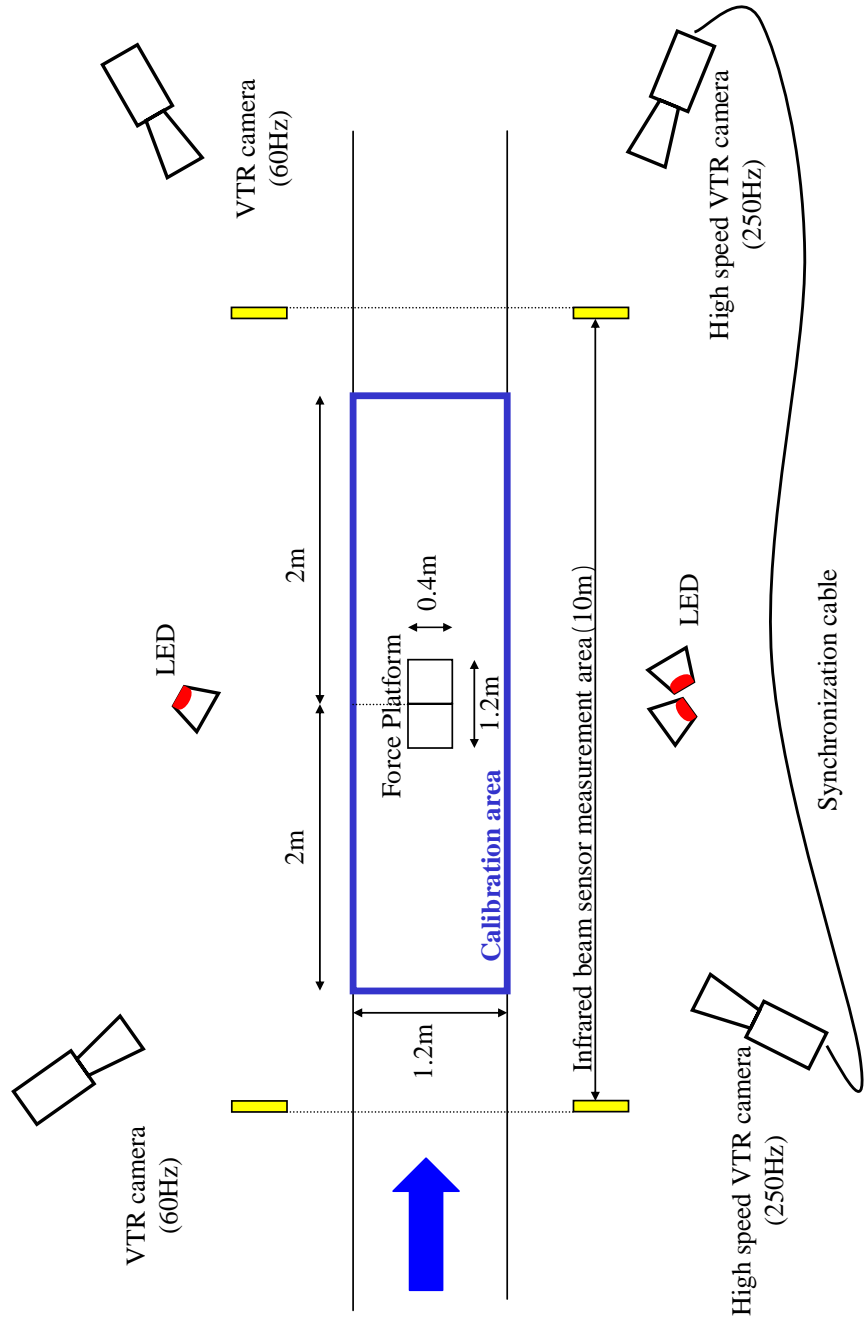


Figure 7.1 Experimental set-up.

撮影した VTR 画像から ,各被験者の 1 サイクルの歩行動作について第 3 章に示した方法で 3 次元座標を算出し , 平滑化を行った . 平滑化の最適遮断周波数は , X 座標(左右)が 2.5-8.75Hz , Y 座標(前後)が 3.75-8.75Hz , Z 座標 (鉛直) が 3.75-8.75Hz の範囲であった .

7.2.3 算出項目と算出方法

第 3 章に示した方法で以下の項目を算出した .

下胴の水平面内での角速度

3 次元関節力および関節トルク

上胴から下胴に作用する体幹トルク , 関節力による下胴重心回りのモーメント

下胴の部分重心回りの有効モーメント

股関節力による下胴重心回りのモーメント

7.2.4 統計処理

第 3 章に示した方法で統計処理を行った .

7.3 結果

7.3.1 上胴から下胴に作用する体幹トルクと左右の股関節力

Figure 7.2 は右脚支持期における静止座標系上下軸回りの上胴から下胴に作用するトルク (体幹トルク) , 下胴上端の関節力 (体幹関節力) による下胴重心回りモーメント , 下胴重心回り有効モーメントを示したものである . 正の値は反時計回りのトルクおよびモーメントを示している . 体幹関節力によるモーメントおよび下胴重心回りの有効モーメントについては , 体幹トルクとの間に有意な相関 ($p < 0.05$) のみられた局面を示した .

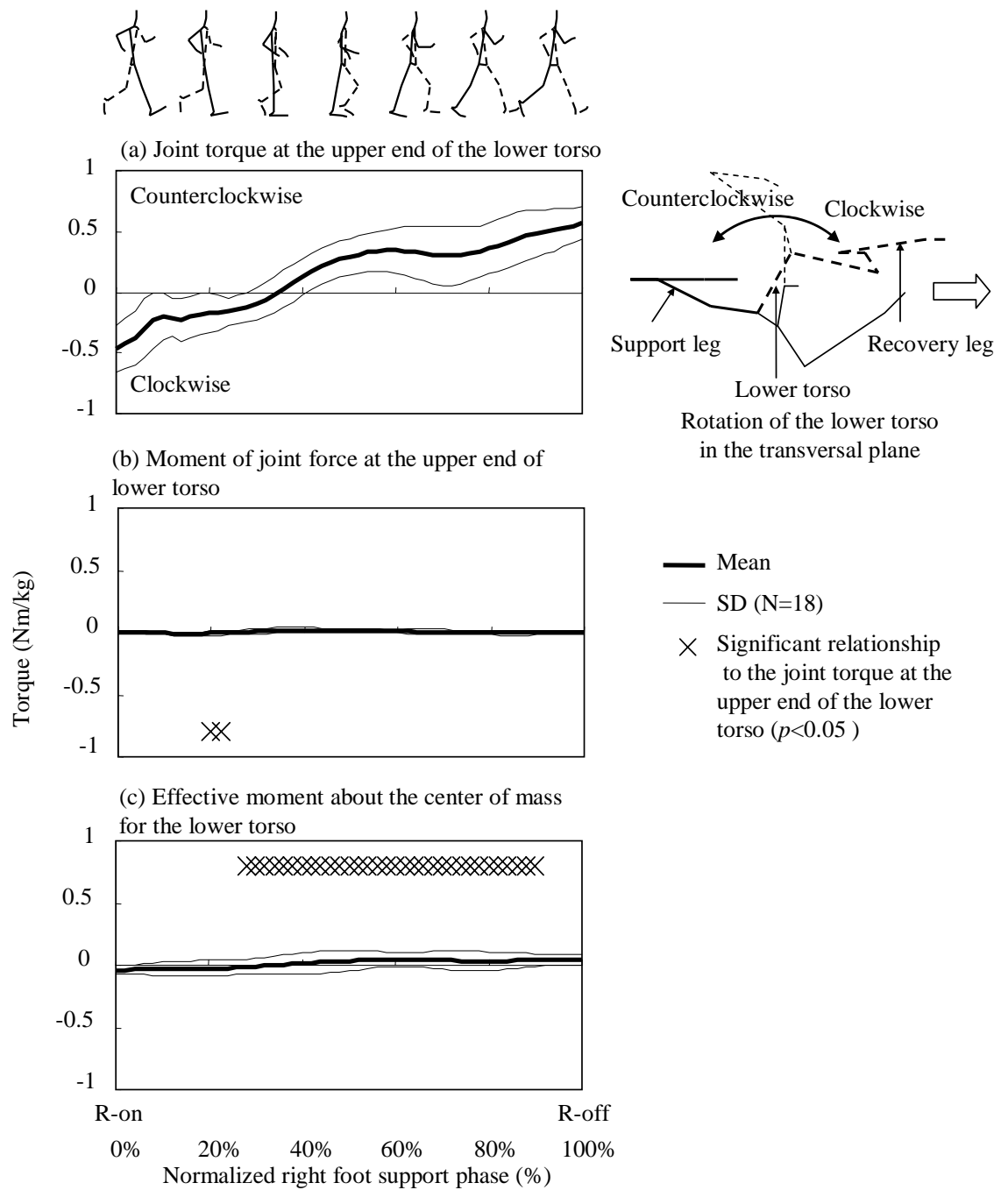


Figure 7.2 Joint torque at the upper end of the lower torso (a), moment of joint force at the upper end of the lower torso (b) and effective moment of the lower torso (c) about the Z axis in the absolute coordinates system at the center of mass for the lower torso during the right foot support phase of the average of all subjects on the experiment.

体幹トルクは，R-on で -0.47 ± 0.19 Nm/kg と負の値を示したが，支持期 40% から正の値が大きく増加し，R-off では 0.56 ± 0.13 Nm/kg であった．体幹関節力によるモーメントは小さく，ほとんどゼロであった．下胴重心回りの有効モーメントは小さく，R-on において負であったが，支持期 30% で正に変化し，また，支持期 30% から 90% まで体幹トルクとの間に有意な相関がみられた ($r=0.85$, $p<0.001$) ．

Figure 7.3 は ,右脚支持期における静止座標系上下軸回りの左右の股関節トルクおよび股関節力による下胴重心回りのモーメントを示したものである．正の値は反時計回りのトルクおよびモーメントを示している．股関節トルクおよび股関節力モーメントと体幹トルクとの間に有意な相関 ($p<0.05$) のみられた局面を示した．

右 (支持脚) 股関節の関節トルク (a) については，支持期 10% から 40% まで反時計回りのトルクがみられ，体幹トルクと有意な負の相関がみられた ($r=-0.72$, $p<0.001$) ．左 (回復脚) 股関節の関節トルク (b) については，支持期 40% から 60% までわずかに時計回りのトルクがみられた．

下胴重心回りの右 (支持脚) 股関節力モーメント (c) については，R-on において 0.21 ± 0.06 Nm/kg で正の値を示すが，その後負の値になり，R-off では -0.27 ± 0.09 Nm/kg であった．R-on 直後，支持期 30% から 60% ($r=-0.86$, $p<0.001$) , 支持期 70% から R-off まで ($r=-0.87$, $p<0.001$) 体幹トルクとの間に有意な負の相関がみられた．左 (回復脚) 股関節力モーメント (d) については，R-on では 0.18 ± 0.08 Nm/kg で正の値を示し，支持期 30% から負となり，R-off では -0.20 ± 0.06 Nm/kg であった．また，R-on 直後 ($r=-0.89$, $p<0.001$) と，支持期 20% から 80% まで ($r=-0.77$, $p<0.001$) で体幹トルクとの間に有意な負の相関がみられた．

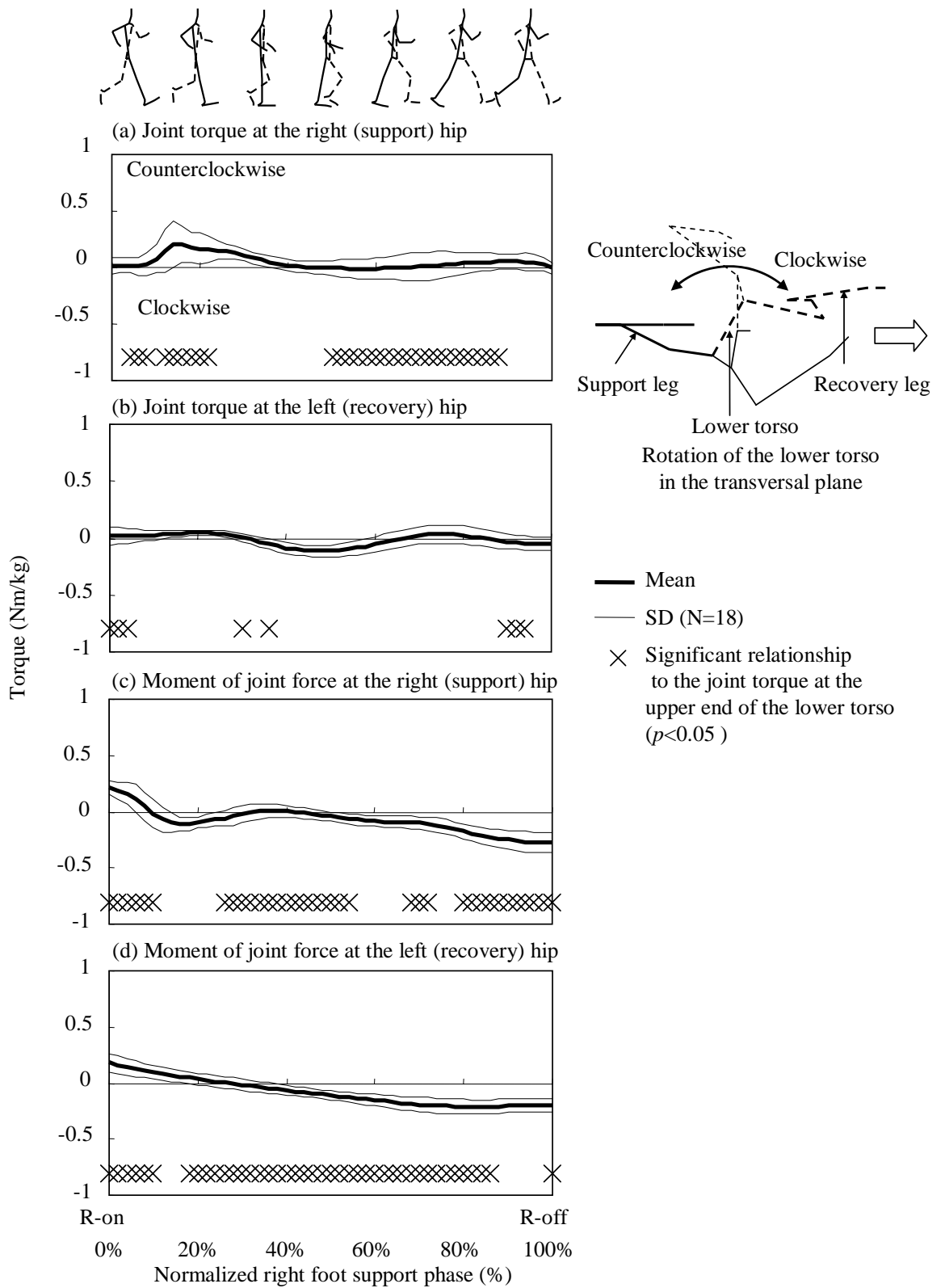


Figure 7.3 Joint torque at the right (support, a) and left (recovery, b) hips and moment of the joint force

Figure 7.4 は右脚支持期における体幹トルクと下胴重心回りの左右の股関節力モーメントの和 (JFM_s) を示したものである。正の値は反時計回りのトルクおよびモーメントを示している。体幹トルクと左右の股関節力モーメントの和の間に有意差 ($p<0.05$) のみられた局面について図中に示した。

体幹トルクは支持期 40%で負から正に変化したのに対して、 JFM_s は支持期 40%から R-off まで負であった。R-on から 60%までの局面では体幹トルクの絶対値は JFM_s の絶対値よりも有意に大きかったが (R-on - 40% : $t=13.4$, $p<0.001$; 40% - 60% : $t=5.37$, $p<0.001$) , 支持期 60%から R-off 直前までは有意差はみられなかった。

Figure 7.5 は右足支持期における左右大腿から下胴に作用する股関節力前後成分の変化を示したものである。体幹トルクと有意な相関 ($p<0.05$) の見られた局面についても図中に示した。

右(支持脚)股関節に作用する関節力については、R-on から支持期 10% までには正の関節力を示すが、支持期 10%から負になり、支持期 40%から R-off まで負の関節力が増加していた。また、下胴重心回りの右(支持脚)側股関節力モーメントと同じように、R-on から支持期 10%まで ($r=-0.82$, $p<0.001$) と、支持期 30%から 50%まで ($r=-0.67$, $p<0.01$) , 支持期 80%から R-off まで ($r=-0.87$, $p<0.001$) で体幹トルクと有意な負の相関がみられた。

左(回復脚)股関節に作用する関節力については、R-on 直後に負の関節力が回復脚大腿から下胴に作用していたが、支持期 30%から R-off まで正の関節力が増加していた。また、下胴重心回りの左(回復脚)股関節力モーメントと同じように、R-on から支持期 10%まで ($r=0.88$, $p<0.001$) と、支持期 20%から 50%まで ($r=0.70$, $p<0.01$) , 支持期

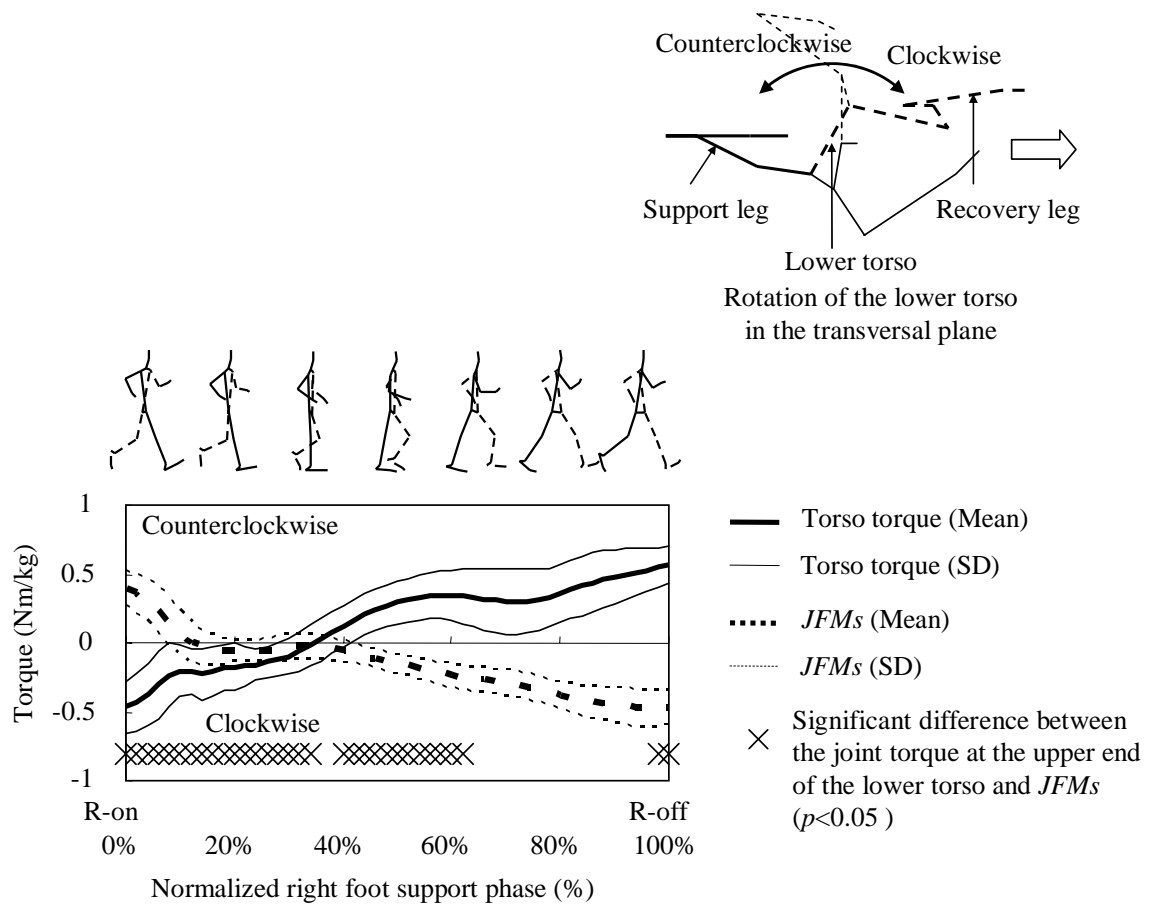


Figure 7.4 Joint torque at the upper end of the lower torso and the sum of the joint force moment of the right (support) and the left (recovery) hip about the center of the lower torso (*JFM*s) during the normalized right foot support phase. Significant difference between torso torque and the *JFM*s was indicated ($p < 0.05$).

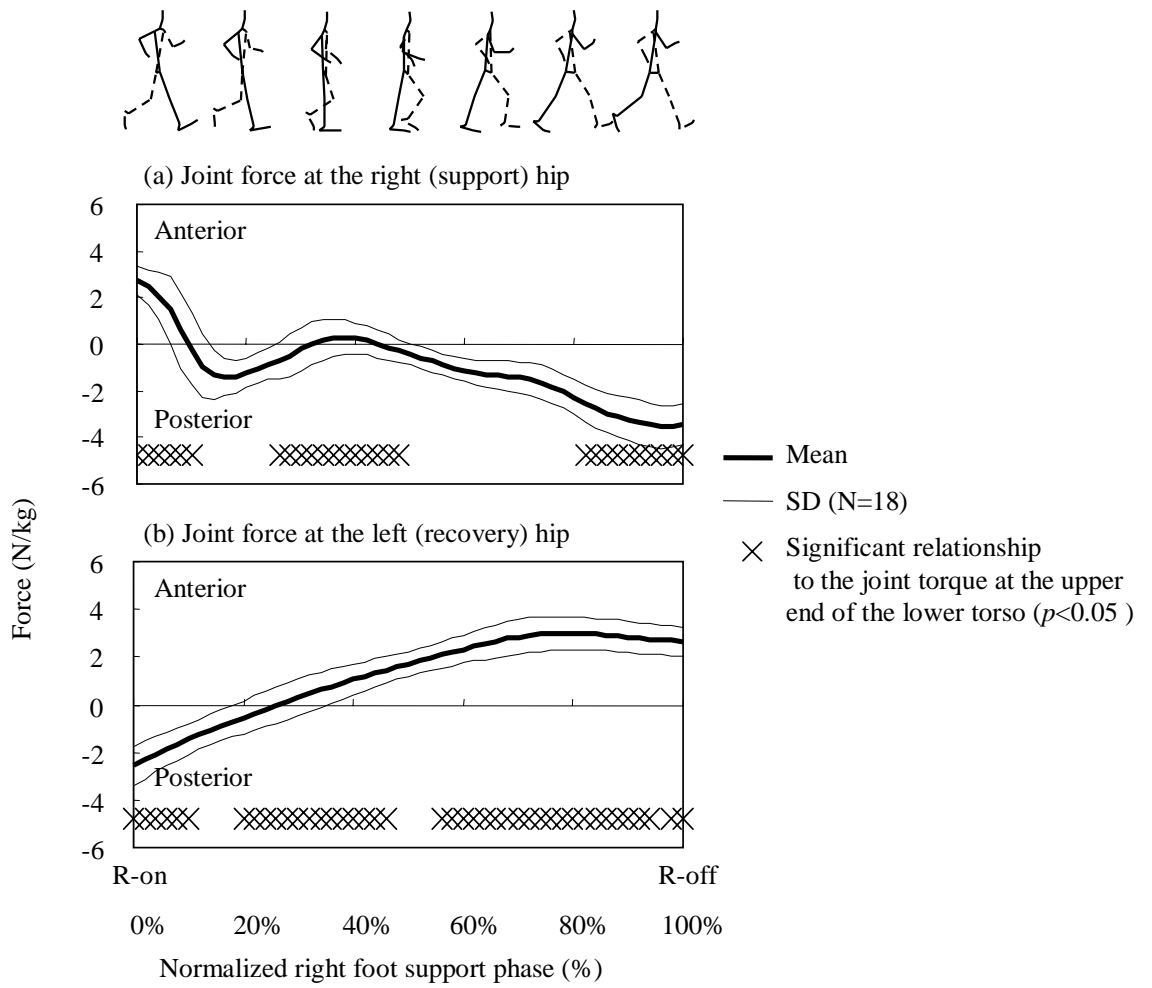


Figure 7.5 The anterior-posterior joint forces at the right (recovery, a) and left (support, b) hips during the right foot support phase of the average of all subjects on the experiment.

60%から R-off まで ($r=0.64$, $p<0.001$) で体幹トルクと有意な相関がみられた。

7.3.2 下胴の角速度

Figure 7.6 は右脚支持期における水平面内での下胴角速度を示したものである。正の値は反時計回りの角速度を示している。体幹トルクとの間に有意な相関 ($p<0.05$) のみられた局面について図中に示した。

下胴角速度は、支持期全体にわたって負であり、R-on から支持期 30% まで時計回りの角速度が増加した後、R-off ではほぼゼロになっていた。支持期体幹トルクと支持期 15% ,80% から 90% で有意な相関がみられた。

7.4 考察

第 5 章では、支持期中盤における支持脚の前向きの股関節力は股関節力パワーを大きくするのに役立っていたことを示した。本章では、支持期中盤において体幹トルクと支持脚の関節力モーメントの間に有意な負の相関がみられ (Figure 7.3), また、体幹トルクと下胴の支持脚における後向きの関節力と有意な負の相関がみられたことから (Figure 7.5), 支持期中盤において体幹トルクを大きくすることは、下胴の支持脚側股関節の後向き関節力が増加し、反作用として支持脚大腿の前向きの関節力が増加すると推測される。

Figure 7.4 で示したように、右脚支持期における右 (支持脚) と左 (回復脚) の股関節力による股関節力モーメントは、体幹トルクと逆位相の変化パターンを示した。支持期 60% から右足離地直前までの局面では、体幹トルクと左右の股関節力モーメントの和との間には有意な差がみられなかったことから (Figure 7.4), この局面における左右の股関節力モ

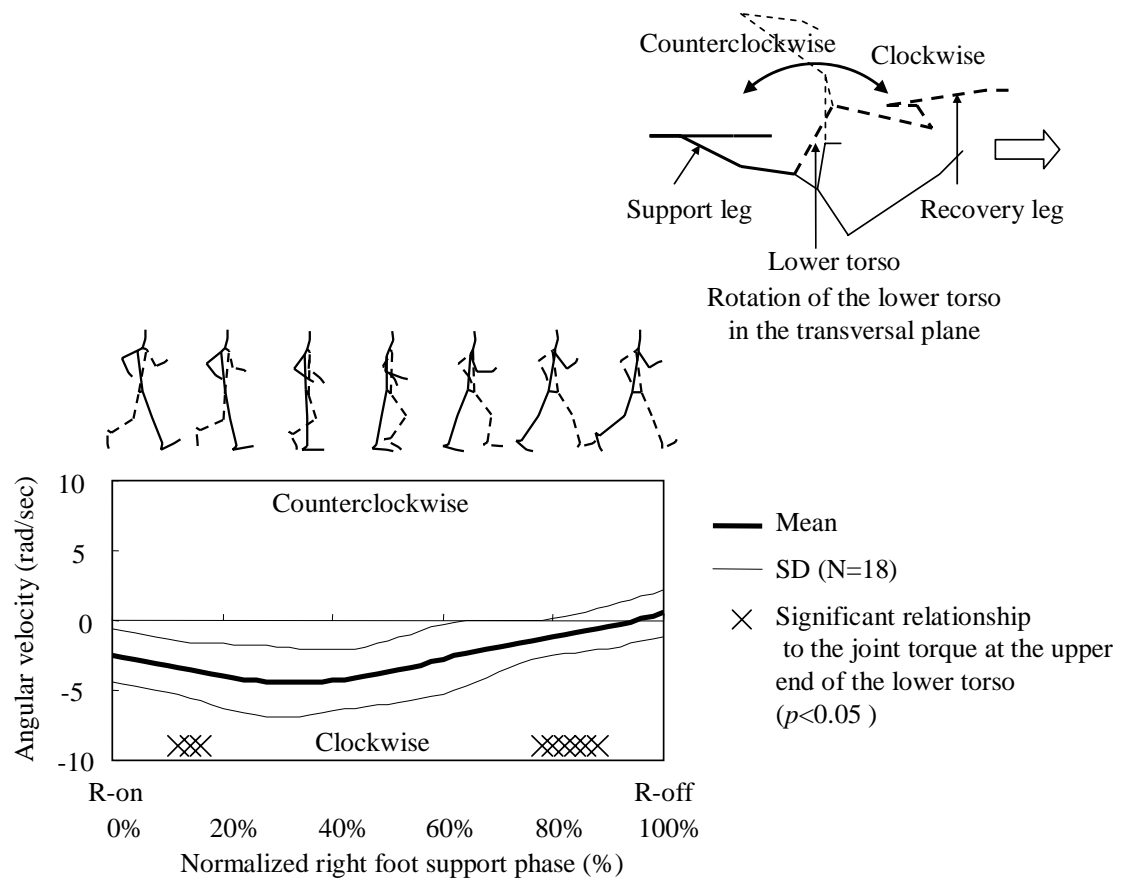


Figure 7.6 Segment angular velocity of the lower torso about the Z axis in the absolute coordinates system of the average of all subjects on the experiment and the significant relationships to the joint torque at the upper end of the lower torso ($p < 0.05$).

ーメントの和は体幹トルクとほぼ拮抗していたと考えられる。

支持期 60% から右足離地直前までの局面では，回復脚側股関節の股関節力モーメントは，左（回復脚）股関節を前に，右（支持脚）股関節を後ろに回転させる方向に作用する．そのため，体幹トルクが小さい場合には支持脚股関節の前向きの関節力が小さくなり，大きな力学的エネルギーが支持脚に流れないことになると考えられる．支持期 60% から右足離地直前までの局面で左右の股関節力モーメントに拮抗するような体幹トルクが発揮されたことによって，支持脚股関節に前向きの関節力が作用し，支持脚に大きな力学的エネルギーが流れたと考えられる．したがって，体幹トルクは支持期後半において左右の関節力によって回復脚から下脛を経て支持脚に流れる力学的エネルギーを大きくするのに役立っていたと考えられる．

下脛の有効モーメントは下脛の角速度の増減を示す．支持期 30% から 90% までは下脛の有効モーメントは非常に小さかったが，体幹トルクとの間に有意な相関がみられ（Figure 7.2），支持期 80% から 90% まで下脛角速度も体幹トルクとの間に有意な相関がみられたことから（Figure 7.6），右脚支持期中盤から後半までの下脛の角速度の減少は体幹トルクの影響を受けていたと考えられる．

これまで，競歩の指導書では下脛あるいは骨盤の上下軸回りの回転については，回復脚を前に振り出す方向に大きく回転させることでストライド長を大きくできると述べられてきた（McCarthy, 1974; 金原, 1976; Kitchen, 1981; Payne と Payne, 1981; Salvage ら, 2000）．しかし，これまでに述べたことから，回復期後半の大きな反時計回りの体幹トルクによって回復脚側の股関節を前方に回転し，回復脚を振り出すような下脛の回転が抑えられていることがわかった．また，支持期後半において

下脛の時計回り角速度が減少してゼロ近くになることは、接地直前における回復脚と地面の相対速度を小さくすることで、接地による歩行速度の減少を小さくするのに役立っていたとも考えられる。

第4章および第5章で、左右下肢間の力学的エネルギーの流れには、左右股関節の関節力前後方向成分が影響していたことを明らかにした。これらの関節力は、下脛の水平面内の回転を生じさせるため、本章では水平面内における下脛重心回りのトルクおよび関節力によるモーメントについて検討した。なお、Murrayら(1983)は、通常歩行に対する競歩の特徴の一つとして、前額面内の骨盤の回転を挙げており、歩行速度と前額面内の下脛の回転の関係について今後検討する必要があると考えられる。

7.5 まとめ

本章で得られた知見をまとめると、以下のようになる。

体幹トルクは、右脚支持期前半で時計回りの方向であったが、支持期中盤に反時計回り方向に変化し、支持脚離地まで増加していた。左右股関節力による下脛重心回りモーメントは、支持期全体を通して体幹トルクと反対であった。

下脛角速度は歩行速度とは有意な相関はみられず、右脚支持期中盤から後半にかけて時計回り方向の角速度が減少し、支持脚離地でゼロ近くになった。

以上のことから、支持期後半において回復脚側股関節を後方に回転する体幹トルクを大きくすることで、支持脚股関節の前向きの関節力が大きくなり、回復脚から支持脚への力学的エネルギーの流れを大きくする

のに役立つと考えられる。このようなトルクは、回復脚と支持脚の両方の股関節力による下胴重心回りのモーメントと拮抗していたと考えられる。そのため、競歩においては支持期中盤から後半にかけて、回復脚側を前方へ回転して脚を振り出すような下胴の回転を抑えるトルクを発揮することが重要であると考えられる。

8. 競歩のトレーニングに関する示唆について

本研究では、競歩における回復脚と支持脚の間の下胴を介した力学的エネルギーの流れと歩行速度の関係について検討した。本章では、陸上競技書の競歩の技術指導に関する記述内容や実際の現場で頻繁に行われる指導の内容と本研究で得られた知見とを比較し、競歩の技術トレーニングに関する示唆を引き出す。

Figure 8.1 は、本研究の結果をもとにして下肢間の力学的エネルギーの流れと歩行速度の関係を模式的にまとめて示したものである。

第4章と第5章では、大きな歩行速度の獲得には、回復期後半に回復脚から下胴に流れる力学的エネルギーの流れが大きいこと、反対(支持)脚における支持期後半に下胴から支持脚に流れる力学的エネルギーの流れが大きいことが重要なことがわかった。そして、このような力学的エネルギーの流れの大きさには両脚股関節に作用する関節力が影響し、回復期後半に回復脚から体幹へ流れる力学的エネルギーを大きくするには、回復脚股関節の伸展トルクによって、回復脚股関節の後向き関節力を大きくすることが重要であることがわかった。

第6章では、レース前後半での歩行速度の変化と力学的エネルギー変化の分析から、歩行速度の維持には、回復脚から下胴への力学的エネルギーの流れの維持が関係することもわかった。

また、第7章では、回復期後半において回復脚側の股関節を後方に回転するような体幹のトルクが上胴から下胴に作用していたことがわかった。このようなトルクは、回復脚と支持脚の両方の股関節の関節力によ

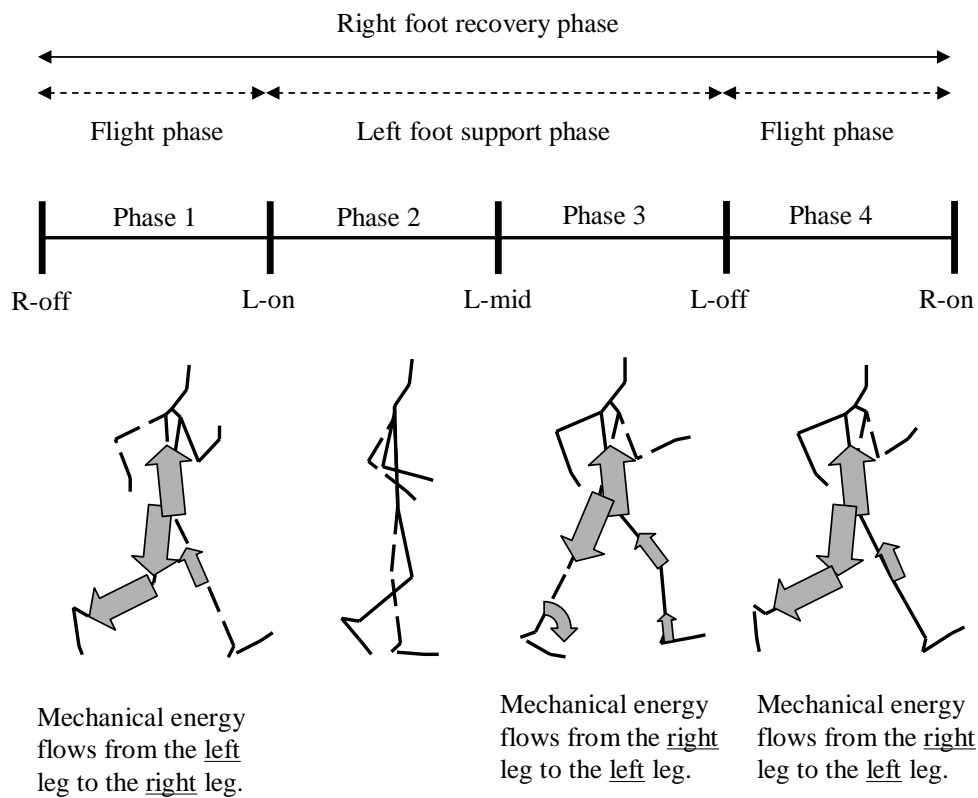


Figure 8.1 Schema of the mechanical energy flows which are related to walking speed in race walking during right foot recovery phase.

る下胴重心回りのモーメントと拮抗し，支持期中盤から後半にかけて支持脚股関節に作用する前方関節力を大きくして，下胴から支持脚に流れる力学的エネルギーを大きくするのに役立っていたことがわかった．

このように，回復期後半に回復脚から下胴を介して支持脚に流れる力学的エネルギーが大きくなることで支持脚の力学的エネルギーが増加し，それによって支持脚全体の前方への速度が大きくなり，このことが支持時間を減少し，そして，歩行速度を増加すると考えられる．さらに，左右の関節力による力学的エネルギーの流れが大きくなることで力学的エネルギー利用の有効性も高まる可能性が示唆された．

本研究におけるこれらの結果から，競歩において全身の力学的エネルギーを有効に利用し，大きな歩行速度を獲得・維持するためには，回復期後半における大きな股関節伸展トルクの発揮，回復脚側の股関節を後方に回転する体幹トルクの発揮が重要であることがわかった．これらのトルクは同じ局面で発揮されていることから，競歩の技術トレーニングを行う際には，これらのトルクが同時に発揮されるような動きを習得する必要があると考えられる．

競歩技術の指導書では，回復脚および支持脚の動作については，支持脚の後方への大きなスイングによってストライドを大きくし，歩行速度を獲得するべきであるといった記述しかない(金原,1976;McNab,1980;シュモリンスキー,1982)．本研究の結果で得られたような，回復脚股関節の伸展による回復脚の振り戻しについてはこれまで述べられてこなかった．したがって，本研究の結果から，回復期後半の大きな股関節トルクの発揮が重要であるということは，歩行速度獲得のための新たな技術的示唆になると考えられる．

下脛の動作については、競歩に特徴的な動作として認識されており、ストライド長を大きくし歩行速度を大きくするために、回復脚を前方に振り出すように下脛を大きく回転するべきであるという記述が多くの文献にみられる (McCarthy, 1974; 金原, 1976; Kitchen, 1981; Payne と Payne, 1981; Salvage ら, 2000)。また、実際の指導でも、下脛の上下軸まわりの回転を利用して、ストライドを大きくすることが強調されてきた。しかし、本研究の結果では、回復脚側の股関節を後方に回転し、支持脚側の股関節を前方に回転するような体幹トルクの発揮が重要であり、回復脚側の股関節を前方に回転させるような下脛角速度は、このような下脛のトルクによって減少していた。したがって、競歩における下脛の動作についてこれまで行われてきた指導内容とは反対の技術上の示唆が得られると考えられる。すなわち、回復期後半に回復脚側の股関節を後方に回転させ、支持脚側の股関節を前方に回転するような体幹のトルクの発揮が重要であるということである。

La Torre (1994) は、これまで競歩の技術指導で広く用いられてきた技術ドリルを指導者・競技者のための映像資料としてまとめているが、そのひとつとして、骨盤の上下軸まわりの動作を習得するための 'Hip Rolling' exercise を紹介している (Figure 8.2)。La Torre (1994) はこのドリルを骨盤動作の習得のためのものとしてだけ紹介しているが、大腿の振り戻しと同時に股関節の後方への移動が開始されていることから、回復脚の股関節伸展トルクの発揮と回復脚側の下脛を後方へ回転させるような体幹上下軸まわりトルクを同時に発揮するための動きとともに習得する手段として活用可能であろう。

これまで、競歩における接地時の姿勢を習得するためのドリルのひとつとして、膝を伸ばした状態での低速の大股歩行 (Figure 8.3) が広く行

Start
→

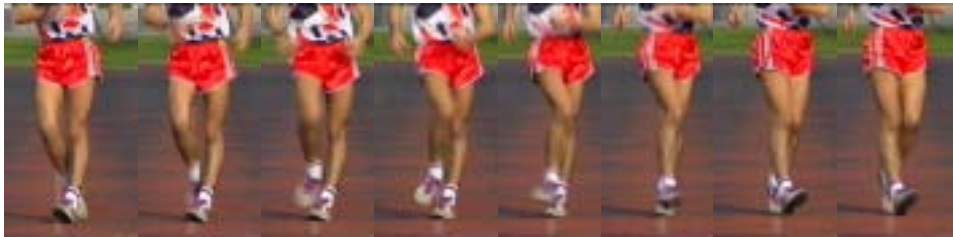


Figure 8.2 'Hip rolling' exercise (La Torre, 1994).

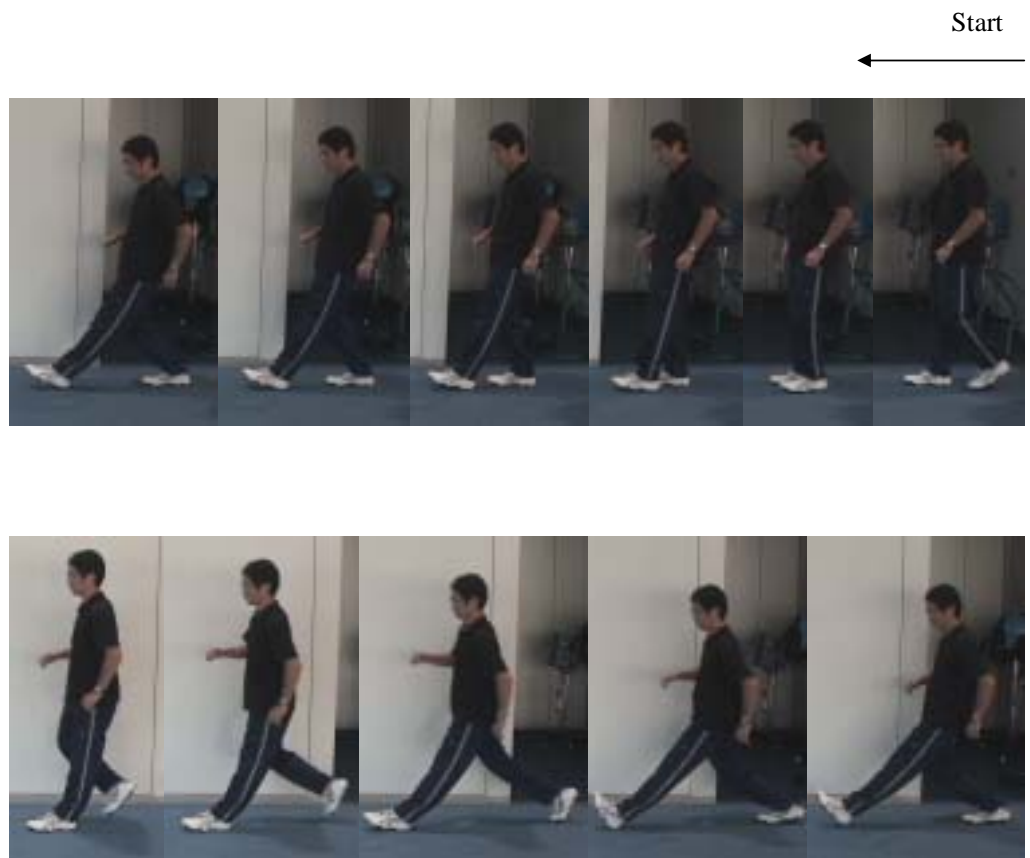


Figure 8.3 Large step exercise with extended knee.

われきた。競歩においては、接地直後における大きな股関節伸展トルクと膝関節屈曲トルクの発揮がみられる。これらのトルクの大きさは、歩行速度と有意な関係はなかったが、接地直後の着地衝撃による減速を小さくすることに役立つと考えられる。そのため、膝関節を伸展させた状態で接地し、接地直後に大きな股関節伸展トルクと膝関節屈曲トルクを発揮することは、競歩において大きな歩行速度を獲得するのに有効であろう。このような大股歩行を行う際に、接地前後で回復脚側の股関節を後方に引くため、体幹上下軸まわりの大きなトルクも発揮されると考えられる。また、このようなドリルでは股関節伸展筋群と膝関節屈曲筋群だけでなく、体幹まわりの筋群に対しても負荷をかけることができると考えられる。そのため、バーベルやウエイトジャケットなどによって負荷を増した状態で大股歩行を行うことで、股関節伸展筋群と膝関節屈曲筋群、体幹まわりの筋群などの強化が可能となるであろう。

これらのことから、競歩の技術トレーニングに対する以下のような示唆が引き出せるであろう。

大きな歩行速度を獲得・維持するためには、回復期後半に大きな股関節伸展トルクを発揮することが重要である。

体幹を長軸まわりに大きく回転させ、回復脚を前方に大きく振り出してストライドを増すことが大きな歩行速度の獲得には重要であるとされていた。しかし、回復期後半に回復脚側の股関節を後方に回転させ、支持脚側の股関節を前方に回転させる体幹トルクの発揮が重要である。

上述のトルクは、両方とも回復期後半に発揮されるので、これらのトルク発揮を同時に発揮するような動きを習得することが重要である。

競歩技術の指導書では、回復脚および支持脚の動作に関して、支持脚の後方へのスイングによってストライドと歩行速度を増大させるということしか述べられていない（金原，1976；McNab，1980；シュモリンスキー，1982）。したがって、本研究で明らかになった、回復期後半における大きな股関節伸展トルクの重要性は、歩行速度獲得のための新たな示唆となると考えられる。

下胴の動作については、下胴の回復脚側を前方に回転して大きなストライドを獲得し、歩行速度を高めるという記述が多くの文献にみられる（McCarthy，1974；金原，1976；Kitchen，1981；Payne と Payne，1981；Salvage ら，2000），下胴の上下軸まわりの回転を利用して、ストライドを大きくすることが実際の指導でも強調されてきた。したがって、回復期後半に回復脚側の股関節を後方に回転させ、支持脚側の股関節を前方に回転させるような体幹トルクの発揮が重要なことは、これまでの指導内容とは異なる示唆である。

9. 結論

本研究の目的は、競歩における歩行速度およびレース経過に伴う歩行速度の変化に関わる技術的要因を左右下肢間の力学的エネルギーの流れに着目して明らかにすることであった。

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。

(1) 大きな歩行速度の獲得と力学的エネルギーの流れの関係について

大きな歩行速度の獲得には、回復期後半における回復脚股関節の伸展トルクおよび後向きの関節力を発揮して、回復脚から下脛に流れる力学的エネルギーを大きくする必要がある。

支持期後半において下脛から支持脚に流れる力学的エネルギーの大きさと歩行速度との間に有意な相関があった。この局面における前向きの支持脚股関節力は、回復脚側の股関節を後方に回転する体幹トルクにより大きくなり、このことが下脛から支持脚に流れる力学的エネルギーを大きくするのに役立つと考えられる。

体幹トルクは左右股関節力による下脛重心回りのモーメントと拮抗することで、回復脚から支持脚へ流れる力学的エネルギーを大きくすることに役立つ。

このように、回復脚から下脛を介して支持脚に流れる力学的エネルギーが大きくなると、支持脚の力学的エネルギーが増加して支持脚の前方速度が増加し、支持時間が短縮することで大きな歩行速度の獲得が可能になると考えられる。また、このことは力学的エネルギーを有効に利用することにも役立つ。

(2) 歩行速度の維持と力学的エネルギーの流れの関係について

レース後半で歩行速度が減少した場合には、全身の力学的エネルギー伝達量および、力学的エネルギー利用の有効性が減少していた。歩行速度が減少した場合には、回復期後半において回復脚から体幹に流れる力学的エネルギーが小さくなっていた。回復脚から体幹に、そして支持脚に力学的エネルギーが流れると考えられることから、レース後半で支持脚への力学的エネルギーの流れが小さくなり、全身の力学的エネルギー伝達量が減少したと考えられる。

力学的エネルギーの伝達量の減少を抑えるには、回復期後半の回復脚股関節の後向きの力の減少を抑える必要があり、そのためには、股関節伸展トルクと膝関節屈曲トルクをレース後半で維持することが役立つ。

このように、レース後半では、回復脚から体幹へ流れる力学的エネルギーの減少を抑えることによって、支持脚へ流れる力学的エネルギーの流れ、および支持脚の前方への速度が維持されると、歩行速度の維持が可能になると考えられる。

(3) トレーニングへの示唆

大きな歩行速度を獲得・維持するためには、回復期後半に大きな股関節伸展トルクを発揮する必要がある。

体幹を長軸まわりに大きく回転させ、回復脚の大きく振り出してストライドを大きくすることが大きな歩行速度の獲得には重要であるとされている。しかし、回復期後半に回復脚側の股関節を後方に回転させる体幹トルクの発揮が必要である。その結果として、支持脚側の股関節に前向きの力が作用し、大きな力学的エネルギーが支持脚に流れる。

回復期後半において、体幹トルクを回復脚股関節伸展トルクと同じタイミングで発揮することを習得する必要がある。

文献

Ae, M., Miyashita, K., and Yokoi, T. (1988) Mechanical energy flows in lower limb segments during sprinting. In de Groot, G., Hollander, A.P., Huijing, P.A., and van Ingen Schenau, G.J. (Eds.) Biomechanics XI-B. Free university press, Amsterdam, pp.614-618.

阿江通良 (1996a) 日本人幼少年およびアスリーの身体部分慣性係数 .
Japanese Journal of Sports Science , 15 (3) , 155-162 .

阿江通良 , 藤井範久 (1996b) 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 .

Briswalter, J., Fougeron, B., and Legros, P. (1998) Variability in energy cost and walking gait during race walking in competitive race walkers. Medicine and Science in Sports and Exercise, 30 (9), 1451-1455.

Cairns, M.A., Burdett, R.G., Pisciotta, J.C., and Simon, S.R. (1986) A biomechanical analysis of racewalking gait. Medicine and Science in Sports Medicine, 18 (4), 446-453.

Cavagna, G.A., and Franzetti, P. (1981) Mechanics of competition walking. Journal of Physiology, 315 (1), 243-251.

Cavanagh, P.R., and Kram, R. (1985) The efficiency of human movement – a statement of the problem. Medicine and Science in Sports and Exercise, 17 (3), 304-308.

Chapman, A.E., and Caldwell, G.E. (1983) Factors determining changes in

lower limb energy during swing in treadmill running. *Journal of Biomechanics*, 16 (1), 69-77.

榎本靖士，阿江通良，岡田英孝，藤井範久（1999）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（1），12-19．

Fenton, R.M. (1984) Race walking ground reaction forces. In Terauds, J. (Eds.) *Sports Biomechanics: Proceedings of the International Symposium of Biomechanics in Sports*. Academic publishers: Research center for sports, Del Mar, California, pp.61-70.

Frederick, E.C. (1992) Economy of movement and endurance performance. In Shephard, R. J., and Åstrand, P.O. (Eds.) *Endurance in Sports*, Vol. of the *Encyclopedia of sports medicine*. An IOC medical commission publication, pp.179-185.

法元康二（2002）競歩のルールと歩型判定．*バイオメカニクス研究*，6（2），170-176．

ホメンコフ L.S.（1978）陸上競技トレーナー用教科書（監修）織田幹雄（訳）小野耕三．ベースボールマガジン社，東京，pp.487-503．

金原勇（1976）競歩．現代スポーツコーチ全集 陸上競技のコーチング（ ）（共著）宮丸凱史，宮丸郁子，永井純，青木積之介，築地美孝，大修館書店，東京，pp.537-554．

Kitchen, B. (1981) Race walking. In Gambetta, V., and the athletic congress's development committees (Eds.) *The athletic congress's track*

and field coaching manual second edition. Leisure press, champaign, Illinois, pp.219-225.

黒羽義治 (1993) 最新陸上競技入門シリーズ 11・競歩 . ベースボールマガジン社 , 東京 , pp.8-12 .

La Torre, A. (1994) LA MARCIA avviamento e perfezionamento [Motion picture]. Il comitato regionale Lombardo della FIDAL, Milano.

McCarthy, C. (1974) The walks. In Ecker, T., Wilt, F., and Hay, J. (Eds.) Olympic track and field techniques: An illustrated guide to developing champions. Parker publishing company, inc., New York, pp.111-115.

McNab, T. (1980) Race walking. In McNab, T. (Eds.) The complete book of athletics. Ward lock limited, London, pp.99-103.

Mann, R., and Sprague, P. (1980) A kinetic analysis of the ground leg during sprint running. Research Quarterly for Exercise and Sport, 51 (2), 334-348.

Marchetti, M., Cappozzo, A., Figura, F., and Felici, F. (1982) Race walking versus ambulation and running. In Matsui, H., and Kobayashi, K. (Eds.) Biomechanics -B. Human kinetics, Champaign, Illinois, pp.669-675.

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 resources) と運動成果 (physical performance) の関係について . 体育の科学 , 21 (2) , 114-119.

Murray, M.P., Guten, G.N., Mollinger, L.A., and Gardner, G.A. (1983)

Kinematic and electromyographic patterns of olympic racewalkers. The American Journal of Sports Medicine, 11 (2), 68-74.

岡尾恵市 (1996) 陸上競技のルーツを探る . 文理閣 , 京都 , pp.120-124.

Payne, A.H. (1978) A comparison of ground reaction forces in race walking with those in normal walking and running. In Asmussen, E., and Jorgensen, K. (Eds.) Biomechanics -A, University park press, Baltimore, pp.293-302.

Payne, H., and Payne, R. (1981) Walks. In Payne, H. and Payne, R. (Eds.) The science of track and field athletic. Pelham books, London, pp.363-371.

Phillips, S.J., and Jensen, J.L. (1984) Kinematics of race walking. In Terauds, J. (Eds.) Sports Biomechanics: Proceedings of the International Symposium of Biomechanics in Sports. Academic publishers: Research center for sports, Del Mar, California, pp.71-80.

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

ケルチェターニ ロベルト . L . (1992) 近代陸上競技の歴史 1860-1991 誕生から現代まで <男女別> (監修) 財団法人日本陸上競技連盟 . ベースボールマガジン社 , 東京 .

Robertson, D.G.E., and Winter, D.A. (1980) Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. Journal of Biomechanics, 13 (10) , 845-854.

Salvage, J., Bolwicaski, B., Robertson, G., Whatley, I., and Westerfield, G. (2000) Race Walking. In Hambly, L. (Eds.) USA Track & field coaching manual. Human kinetics, Champaign, Illinois, pp.281-286.

清水茂幸，坂田洋満，藤本浩一，永井 純，関岡康雄（1994）国内一流競歩競技者のレース中における歩行フォームの分析的研究．運動学研究，10，61-66．

清水茂幸，坂田洋満，山田英生，尾縣 貢，永井 純，関岡康雄（1995）国内男女一流競歩競技者の歩行動作の相違点に関する分析的研究．陸上競技研究，20，8-16．

シュモリンスキー G.（1982）ドイツ民主共和国の陸上競技教程（共訳）成田十次郎，関岡康雄．ベースボールマガジン社，東京，pp.153-163．

和達三樹（1985）物理のための数学．岩波書店，東京．

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

White, S.C., and Winter, D.A. (1985) Mechanical power analysis of the lower limb musculature in race walking. International Journal of Sport Biomechanics, 1 (1), 15-24.

Williams, K.R., and Cavanagh, P.R. (1987) Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. Journal of Applied Physiology, 63 (3), 1236-1245.

Winter, D.A., and Robertson, D.G.E. (1978) Joint torque and energy patterns in normal gait. *Biological Cybernetics*, 29 (3), 137-142.

Winter, D.A. (1990) *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley and Sons, New York, pp.103-139.

山崎信寿，広瀬秀行（1989）臨床歩行分析入門（編）臨床歩行分析懇談会．医歯薬出版，東京，pp.21-23．

財団法人日本陸上競技連盟（2006）陸上競技ルールブック 2006年版．あい出版，東京．

謝辞

本研究は 1997 年に筆者が筑波大学スポーツバイオメカニクス研究室に研究生として入室以来，修士課程と博士課程の大学院生活を経て，青森県スポーツ科学センターに奉職後，2007 年までの 10 年間にわたって，指導教員である阿江通良先生のご指導と励ましのもとで行われたものである．ここに記して感謝いたします．

また，筑波大学体育科学系助教授の藤井範久先生，講師の小池関也先生，スポーツバイオメカニクス研究室の学兄諸氏には，快く実験に協力していただくとともに，多くの貴重な助言をいただいた．

更に，八戸大学人間健康科学部講師の三本木温先生には 2006 年 3 月まで，青森県スポーツ科学センターでの上司として筆者の研究にご理解いただいた．青森県スポーツ科学センターにて共に働いた諸氏とともに，ここに記して感謝いたします．

競技仲間でもあった，富士通株式会社，三栄管理興業株式会社，総合警備保障株式会社，千葉商科大学陸上競技部，順天堂大学陸上競技部，国土館大学陸上競技部，明治大学競走部，東洋大学陸上競技部，筑波大学陸上競技部の競技者諸氏には快く実験に参加していただいた．ここに記して感謝いたします．