

DA  
514  
204  
49

博士論文

傾斜地における長距離走動作のバイオメカニクスの特性

平成 16 年度

筑波大学大学院 体育科学研究科

横澤 俊治

寄贈  
横澤俊治氏

05009280

## 目次

博士論文に関連する業績一覧	v
表一覧	vii
図一覧	viii
1. 緒言	1
1.1 研究の背景	1
1.2 本研究の目的および研究課題	2
1.2.1 目的	2
1.2.2 研究課題	3
1.3 本研究の仮定	3
1.4 本研究の限界	4
2. 文献研究	5
2.1 傾斜地における走行に関する研究	5
2.1.1 生理学的研究	5
2.1.2 キネマティクスの研究	6
2.1.3 キネティクスの研究	8
2.1.4 筋活動に関する研究	10
2.2 運動時における下肢筋張力の推定法	12
3. 方法	14
3.1 データ収集	14
3.1.1 VTR 撮影および地面反力計測	14

3.1.2	筋電図計測	18
3.2	データ処理	21
3.2.1	VTR 撮影および地面反力計測におけるデータ処理	21
3.2.2	筋電図計測におけるデータ処理	23
3.3	局面分け	23
4.	傾斜地における走動作のキネマティクス	27
4.1	目的	27
4.2	方法	27
4.2.1	データ収集とデータ処理	27
4.2.2	算出項目と算出方法	27
4.2.3	データの規格化および平均化	29
4.2.4	統計処理	29
4.3	結果	31
4.3.1	<b>Performance descriptors</b>	31
4.3.2	身体重心鉛直変位および鉛直速度	31
4.3.3	下肢および体幹のキネマティクス	34
4.4	考察	44
4.4.1	上り坂における走動作のキネマティクスの特性	44
4.4.2	下り坂における走動作のキネマティクスの特性	53
4.5	要約	56
5.	傾斜地における走動作のキネティクス	58
5.1	目的	58
5.2	方法	58

5.2.1	データ収集とデータ処理	58
5.2.2	算出項目と算出方法	59
5.2.3	データの規格化および平均化	61
5.2.4	統計処理	61
5.3	結果	61
5.3.1	地面反力および鉛直荷重率	61
5.3.2	下肢関節トルクおよび関節トルクパワー	64
5.4	考察	90
5.4.1	上り坂における走動作のキネティクスの特性	90
5.4.2	下り坂における走動作のキネティクスの特性	93
5.5	要約	98
6.	傾斜地における走動作の筋活動	100
6.1	目的	100
6.2	方法	100
6.2.1	データ収集とデータ処理	100
6.2.2	筋張力算出のためのモデリング	101
6.2.3	筋張力および筋トルクの算出	107
6.3	結果	108
6.3.1	活性度と筋放電量との比較	108
6.3.2	筋トルク	111
6.3.3	筋パワー	126
6.4	考察	130
6.4.1	モデルおよび算出方法の妥当性	130
6.4.2	上り坂における走動作の筋活動の特性	132

6.4.3 下り坂における走動作の筋活動の特性	140
6.5 要約	141
7. 結論	144
7.1 傾斜地における長距離走動作の特性	144
7.2 今後の課題	148
謝辞	149
文献	150

## 博士論文に関連する業績一覧

### I. 論文

横澤俊治, 藤井範久, 榎本靖士, 阿江通良: 上り坂における長距離走動作のキネティクスの特徴. バイオメカニクス研究 7, 30-42: 2003.

T. Yokozawa, N. Fujii, and M. Ae: Kinetic characteristics of distance running on downhill slope. International Journal of Sport and Health Science, Accepted, Dec, 14, 2004

### II. 学会発表

T. Yokozawa, Y. Enomoto, N. Fujii, and M. Ae: A biomechanical study of uphill and downhill running at the race speed. International Society of Biomechanics 17th Congress. (1999.8.9 University of Calgary)

横澤俊治, 榎本靖士, 藤井範久, 阿江通良: 上り坂および下り坂における疾走動作のバイオメカニクスの研究. 第 50 回日本体育学会大会 (1999.10.10 東京大学)

横澤俊治, 藤井範久, 阿江通良: 上り坂走における身体重心の上昇と下肢関節トルクによる力学的仕事との関係. 第 16 回日本バイオメカニクス学会大会 (2000.7.28 大阪体育大学)

横澤俊治, 藤井範久, 阿江通良: 下り坂における走動作の kinematics 的研究. 第 51 回日本体育学会大会 (2000.10.8 奈良女子大学)

T. Yokozawa, N. Fujii, and M. Ae: Muscular Load of The Lower Extremity Muscles during Uphill Running. International Society of Biomechanics 18th Congress. (2001.7.12 ETH, Zurich)

横澤俊治, 藤井範久, 阿江通良: 上り坂走行時における EMG 活動の特徴. 第 14 回ランニング学会大会 (2002.3.30 日本体育協会岸記念体育館)

横澤俊治, 藤井範久, 阿江通良: 競技水準の違いが上り坂斜度増大に伴う長距離走動作の変容に及ぼす影響. 第 17 回日本バイオメカニクス学会大会 (2002.9.14 中京大)

学)

横澤俊治, 藤井範久, 阿江通良: 長距離走者の上り坂走行時における下肢筋放電パターンの特徴. 第 53 回日本体育学会大会 (2002.10.14 埼玉大学)

T. Yokozawa, N. Fujii, and M. Ae: Relationships between ground reaction forces and kinematics during downhill running in distance runners. International Society of Biomechanics 19th Congress. (2003.7.7 University of Otago)

横澤俊治, 藤井範久, 阿江通良: 長距離走者の下り坂走行時における支持脚の関節トルクおよびパワー. 第 54 回日本体育学会大会 (2003.9.27 熊本大学)

横澤俊治, 藤井範久, 谷出正直, 阿江通良: 長距離走行時における下肢筋張力の推定. 第 2 回日本陸上競技学会大会 (2003.12.13 順天堂大学)

横澤俊治, 藤井範久, 阿江通良: 走速度増加にともなう下肢筋張力の変化. 第 16 回ランニング学会大会 (2004.3.20 筑波大学)

横澤俊治, 藤井範久, 小池関也, 阿江通良: 上り坂走行時における支持期の下肢筋トルクと収縮速度. 第 55 回日本体育学会大会 (2004.9.24 信州大学)

表一覽

Table 3-1	Characteristics of the subjects for Experiment 1.
Table 3-2	Characteristics of the subjects for Experiment 2.
Table 3-3	Characteristics of the subjects for Experiment 3.
Table 4-1	Performance descriptors for seven grades in three running speeds.
Table 5-1	Peak joint torque of the lower extremity for seven grades in three running speeds.
Table 5-2	Peak joint torque power of the lower extremity for seven grades in three running speeds.
Table 6-1	Maximum isometric force, optimal fiber length, tendon slack length, and pennation angle of lower leg muscles.
Table 7-1	Summary of kinetic variables for seven grades in three running speeds.
Table 7-2	Summary of muscle activity variables for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in three running speeds.

## 圖一覽

- Figure 3-1 Tasks of the study and data collection.
- Figure 3-2 Set-up of the runway and force platforms in uphill running (Top) and downhill running (Bottom).
- Figure 3-3 Definitions of the segment and joint angles.
- Figure 3-4 Definitions of the events and phases of cycle.
- Figure 4-1 Definitions of step length.
- Figure 4-2 Definitions of vertical CG displacements.
- Figure 4-3 Vertical displacement of the center of gravity for seven grades in three running speeds.
- Figure 4-4 Vertical velocity at foot contact ( $V_{on}$ ) and at toe-off ( $V_{off}$ ) of the center of gravity for seven grades in three running speeds.
- Figure 4-5 Averaged patterns of thigh angle during one running cycle for level and three uphill grades (Top) and for level and three downhill grades (Bottom) in the fast speed (FS).
- Figure 4-6 Averaged patterns of thigh angle during one running cycle for level and three uphill grades (Top) and for level and three downhill grades (Bottom) in the medium speed (MS).
- Figure 4-7 Averaged patterns of thigh angle during one running cycle for level and three uphill grades (Top) and for level and three downhill grades (Bottom) in the slow speed (SS).
- Figure 4-8 Thigh angle at foot contact (Top) and toe-off (Bottom) for seven grades in three running speeds.

- Figure 4-9 Averaged patterns of shank angle during one running cycle for level and three uphill grades (Top) and for level and three downhill grades (Bottom) in the fast speed (FS).
- Figure 4-10 Averaged patterns of shank angle during one running cycle for level and three uphill grades (Top) and for level and three downhill grades (Bottom) in the medium speed (MS).
- Figure 4-11 Averaged patterns of shank angle during one running cycle for level and three uphill grades (Top) and for level and three downhill grades (Bottom) in the slow speed (SS).
- Figure 4-12 Shank angle at foot contact (Top) and toe-off (Bottom) for seven grades in three running speeds.
- Figure 4-13 Torso angle averaged on one cycle for seven grades in three running speeds.
- Figure 4-14 Averaged patterns of thigh angular velocity during one running cycle for level and three uphill grades (Top) and for level and three downhill grades (Bottom) in the fast speed (FS).
- Figure 4-15 Averaged patterns of thigh angular velocity during one running cycle for level and three uphill grades (Top) and for level and three downhill grades (Bottom) in the medium speed (MS).
- Figure 4-16 Averaged patterns of thigh angular velocity during one running cycle for level and three uphill grades (Top) and for level and three downhill grades (Bottom) in the slow speed (SS).
- Figure 4-17 Averaged patterns of shank angular velocity during one running cycle for level and three uphill grades (Top) and for level and three downhill grades (Bottom) in the fast speed (FS).

- Figure 4-18 Averaged patterns of shank angular velocity during one running cycle for level and three uphill grades (Top) and for level and three downhill grades (Bottom) in the medium speed (MS).
- Figure 4-19 Averaged patterns of shank angular velocity during one running cycle for level and three uphill grades (Top) and for level and three downhill grades (Bottom) in the slow speed (SS).
- Figure 4-20 The ground reaction force vector and positions of the leg, torso, and the center of the gravity in the first half of the support phase for level (LV) and the steepest uphill (U9) conditions.
- Figure 5-1 Free body diagram of the lower limb segment.
- Figure 5-2 Averaged patterns of horizontal and vertical ground reaction forces during the support phase of level and three uphill grades in three running speeds.
- Figure 5-3 Averaged patterns of horizontal and vertical ground reaction forces during the support phase of level and three downhill grades in three running speeds.
- Figure 5-4 Horizontal and vertical impulses for seven grades in three running speeds.
- Figure 5-5 Peak vertical loading rate for seven grades in three running speeds.
- Figure 5-6 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the hip during one running cycle for level and three uphill grades in the fast speed (FS).
- Figure 5-7 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the hip during one running cycle for level and three downhill grades in the fast speed (FS).

- Figure 5-8 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the hip during one running cycle for level and three uphill grades in the medium speed (MS).
- Figure 5-9 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the hip during one running cycle for level and three downhill grades in the medium speed (MS).
- Figure 5-10 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the hip during one running cycle for level and three uphill grades in the slow speed (SS).
- Figure 5-11 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the hip during one running cycle for level and three downhill grades in the slow speed (SS).
- Figure 5-12 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the knee during one running cycle for level and three uphill grades in the fast speed (FS).
- Figure 5-13 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the knee during one running cycle for level and three downhill grades in the fast speed (FS).
- Figure 5-14 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the knee during one running cycle for level and three uphill grades in the medium speed (MS).
- Figure 5-15 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the knee during one running cycle for level and three downhill grades in the medium speed (MS).

- Figure 5-16 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the knee during one running cycle for level and three uphill grades in the slow speed (SS).
- Figure 5-17 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the knee during one running cycle for level and three downhill grades in the slow speed (SS).
- Figure 5-18 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the ankle during one running cycle for level and three uphill grades in the fast speed (FS).
- Figure 5-19 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the ankle during one running cycle for level and three downhill grades in the fast speed (FS).
- Figure 5-20 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the ankle during one running cycle for level and three uphill grades in the medium speed (MS).
- Figure 5-21 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the ankle during one running cycle for level and three downhill grades in the medium speed (MS).
- Figure 5-22 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the ankle during one running cycle for level and three uphill grades in the slow speed (SS).
- Figure 5-23 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the ankle during one running cycle for level and three downhill grades in the slow speed (SS).

- Figure 5-24 Peak knee flexion velocity (Top) and time from foot contact to peak knee flexion velocity (TPKFV; Bottom) for level and three downhill grades in three running speeds.
- Figure 6-1 A musculoskeletal model of SIMM®.
- Figure 6-2 Hill-type muscle model.
- Figure 6-3 Normalized tendon stress-strain curve, muscle fiber force-length curve, muscle fiber force-velocity curve, and passive force-length curve.
- Figure 6-4 Comparisons of muscle activations (Left) with EMG envelopes normalized by MVC (Right) in gluteus maximus (GMAX), long head of biceps femoris (BF<sub>lh</sub>), rectus femoris (RF), and vastus lateralis (VL) for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions.
- Figure 6-5 Comparisons of muscle activations (Left) with EMG envelopes normalized by MVC (Right) in Medial gastrocnemius (medGAS), soleus (SOL), and tibialis anterior (TA) for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions.
- Figure 6-6 Averaged patterns of joint torque (JT) and muscle torques of the hip during one running cycle for uphill (U9; Top), level (LV; Middle), and downhill (D9; Bottom) conditions in the fast speed.
- Figure 6-7 Averaged patterns of joint torque (JT) and muscle torques of the knee during one running cycle for uphill (U9; Top), level (LV; Middle), and downhill (D9; Bottom) conditions in the fast speed.
- Figure 6-8 Averaged patterns of joint torque (JT) and muscle torques of the ankle during one running cycle for uphill (U9; Top), level (LV; Middle), and downhill (D9; Bottom) conditions in the fast speed.

- Figure 6-9 Averaged joint torque (JT) and muscle torques of the hip in each phase for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the fast speed.
- Figure 6-10 Averaged joint torque (JT) and muscle torques of the hip in each phase for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the medium speed.
- Figure 6-11 Averaged joint torque (JT) and muscle torques of the hip in each phase for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the slow speed.
- Figure 6-12 Averaged joint torque (JT) and muscle torques of the knee in each phase for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the fast speed.
- Figure 6-13 Averaged joint torque (JT) and muscle torques of the knee in each phase for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the medium speed.
- Figure 6-14 Averaged joint torque (JT) and muscle torques of the knee in each phase for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the slow speed.
- Figure 6-15 Averaged joint torque (JT) and muscle torques of the ankle in each phase for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the fast speed.
- Figure 6-16 Averaged joint torque (JT) and muscle torques of the ankle in each phase for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the medium speed.
- Figure 6-17 Averaged joint torque (JT) and muscle torques of the ankle in each phase for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the slow speed.
- Figure 6-18 Averaged muscle powers in each phase for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the fast speed.
- Figure 6-19 Averaged muscle powers in each phase for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the medium speed.

- Figure 6-20 Averaged muscle powers in each phase for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the slow speed.
- Figure 6-21 Muscle activations averaged on one running cycle for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the fast speed.
- Figure 6-22 Averaged patterns of muscle power of iliacus and psoas (ILP) for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the fast speed.
- Figure 6-23 Averaged patterns of muscle power (Top) and muscle fiber velocity (Bottom) of gluteus maximus (GMAX) for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the fast speed.
- Figure 6-24 Averaged patterns of muscle power (Top) and muscle fiber velocity (Bottom) of vastus (VAS) for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the fast speed.
- Figure 6-25 Averaged patterns of muscle force (FC) and maximum possible force (MPF) for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the fast speed and maximum isometric force ( $F_{max}$ ) of vastus (VAS).

## 1. 緒言

### 1.1 研究の背景

長距離走に関する研究は、これまで全身持久力に着目した運動生理学的研究が多かったが、最近では走技術についてもバイオメカニクス的手法により分析されている(榎本, 2003)。一方、長距離走者のトレーニング手段に関する研究は非常に少ない。阿江と藤井(2002)は、スポーツバイオメカニクスがスポーツ技術の指導に役立つだけでなく、トレーニング手段の理解、分析、創造のための基礎となり得ることを指摘している。

長距離走のトレーニング手段の1つとして上り坂や下り坂などの傾斜地を走る「ヒルトレーニング」がしばしば取り入れられている。グリーンとパティ(1999)はこれを、数百メートルの距離の上り坂走などを繰り返すインターバル的ヒルトレーニングと、持続走中に上り坂や下り坂を含ませる持続的ヒルトレーニングに大別している。また、試合準備期におけるトレーニングの一環としてクロスカントリー走のレースに出場する選手も多い。指導書では、ヒルトレーニングやクロスカントリー走の効果として有氣的持久力、筋力、精神力の強化や、走法の改善、障害の予防が挙げられている(リディアード, 1993; Tulloh, 1998; グリーンとパティ, 1999)。このうち筋力の強化、走法の改善、障害の予防については、バイオメカニクスの分析による検討が可能であると考えられる。

傾斜地における走動作では、身体重心を上昇または下降させるため走動作を平地の場合と変化させなければならない。また下り坂走では、より高い位置から地面に接地するため、着地衝撃にも対応しなければならない(Mizrahi et al., 2000)。斜度に応じて走動作を変化させるには、走者は筋力発揮パターンを変える必要が生じると考えられる。Tulloh(1998)は、傾斜地におけるトレーニングの効果は地形の変化に対して走動作や筋活動を対応させることによって得られると述べている。しかし、現時点で

は、ヒルトレーニングの実施方法や走動作の留意点は指導者や選手の経験や感覚にもとづいており、科学的に裏付けられたものではない。したがって、傾斜地走行時における走動作をバイオメカニクス的に分析し、走者がどのように斜度に対応しているかを明らかにすることがヒルトレーニングを理解する上で重要であろう。

これまで傾斜地における走動作をバイオメカニクス的に分析した研究の多くは、トレッドミルを用いてベルトの斜度を変化させ、走動作のキネマティクス計測や下腿に貼付した加速度計により衝撃力を計測したものである。しかし、トレッドミルを使用したことにより研究間で結果に相違がみられ（後述）、実際の傾斜地における走動作の特性は十分に明らかにされていないと考えられる。また、傾斜地における走動作のキネティクスや下肢筋活動に関する研究は、分析した試技や変量が断片的なものしかなく、しかも走動作との関係が十分に述べられていないようである。したがって、これらの研究はヒルトレーニング実施のための基礎資料としては不十分であろう。

一方、持続的ヒルトレーニングやクロスカントリー走では、斜度の組み合わせ方や疲労の程度によって同じ斜度でも走動作や筋群への負荷が異なってくる可能性がある。しかし、一定斜度における走動作のバイオメカニクス的分析によって、キネティクスや筋活動と走動作との関係を明確にしておけば、実際のトレーニング中に身体が受けている負荷を推定する際の基礎資料としても有効であろう。

以上のことから、実際の傾斜地における走動作のバイオメカニクスの特性を明らかにすることによって、ヒルトレーニングを効果的に実施するための示唆が得られると考えられる。

## 1.2 本研究の目的および研究課題

### 1.2.1 目的

本研究の目的は、傾斜地における長距離走動作をバイオメカニクス的に分析し、その動作および下肢筋活動の特性を明らかにすることである。

### 1.2.2 研究課題

本研究の目的を達成するために、以下の研究課題を設定した。

#### 研究課題 1 (第 4 章)

傾斜地と平地における走動作をキネマティクスの的に比較することによって、傾斜地における長距離走動作のキネマティクスの特性を検討する。

#### 研究課題 2 (第 5 章)

傾斜地と平地における走動作の地面反力および関節トルクなどを比較することによって、傾斜地における長距離走動作のキネマティクスの特性を検討する。

#### 研究課題 3 (第 6 章)

傾斜地と平地走行時における下肢筋群の張力を筋骨格モデルにより推定し、比較することによって、傾斜地における長距離走の下肢筋活動の特性を検討する。

### 1.3 本研究の仮定

本研究は以下の仮定のもとで行われた。

- ①被験者の体調や気象条件の実験日時による相違は走動作に影響しない。
- ②走行中の空気抵抗を無視することができる。
- ③50mの実験走は、被験者の通常の長距離走動作を十分に反映したものである。
- ④走動作は矢状面内の2次元動作とみなすことができる。
- ⑤身体部分の慣性特性は、阿江(1996)の推定式を適用できる。
- ⑥脚の動作に左右差はない。
- ⑦筋骨格モデルおよび筋モデルは、被験者の形態によらず同じものを用いることができる。

- ⑧筋張力分配に用いた筋の活性度の3乗和を目的関数とする最適化手法は、得られた筋張力が筋放電と同じタイミングで発揮されている場合に妥当である。

#### 1.4 本研究の限界

本研究には、以下に述べる限界があろう。

- ①矢状面における2次元動作分析のため、前頭面、水平面内の動作や力に関しては明らかにできない。
- ②本研究で用いた筋骨格モデル、筋モデル、および最適化の目的関数は多くの仮定に基づいており、筋張力等の絶対的な値の精度には限界がある。しかし、本研究では同一被験者群における試技条件間の比較のみに焦点を当てており、推定による変量の値の誤差が試技条件間の大小関係に及ぼす影響は少ないと考えられる。
- ③本研究における被験者は男子大学長距離走者である。女子走者や市民ランナー、一流走者では走動作や筋活動が本研究の結果と異なる可能性がある。
- ④本研究では疲労のない状態での50mの実験走を分析しており、本研究で得られる知見は、疲労のない状態の走動作の特性や筋群への負荷に関するものである。そのため、ヒルトレーニング中において疲労が蓄積した状況や斜度に変化した瞬間の走動作や筋活動は本研究の結果と異なる可能性がある。

## 2. 文献研究

### 2.1 傾斜地における走行に関する研究

#### 2.1.1 生理学的研究

これまで傾斜地の走行を比較した研究では、主に生理学的変量に焦点が当てられてきた。トレッドミル走では、斜度が負（下り坂）から正（上り坂）に増加するにつれて、酸素摂取量（ $\dot{V}O_2$ ）、心拍数（HR）、自覚的運動強度（RPE）が増加することが報告されている（Gregor and Costill, 1973; Borg and Noble, 1974; Pollock et al., 1984）。また、Pivarnik and Sharman (1990) は、上り坂斜度増大（0%~+10%）に伴い  $\dot{V}O_2$ 、HR、RPE は直線的に増加することを示した。

Staab et al. (1992) は、3 パターンの仮想的コース（A：常に平地、B：6~12分が斜度+5%、18~24分が斜度-5%、C：6~12分が斜度-5%、18~24分が斜度+5%）をトレッドミルで再現し、30分間の模擬レースを行わせた。トレッドミル速度は、被験者が手で検者に合図することにより変化させた。その結果、上り坂走行中は平地走中に比べて、トレッドミル速度が低く、 $\dot{V}O_2$ 、HR、RPE は差がなく、血中乳酸濃度（LA）が大きかったこと、上り坂走に続く平地走（コース B の 12~18 分、コース C の 24~30 分）においては、コース A（常に平地）に比べトレッドミル速度が低く、LA が高いことを示した。

Kolkhorst et al. (1996) は、10名の被験者に斜度-5%、0%、および+5%のトレッドミル上を走らせ、LA が 2mmol/l および 4mmol/l になる走速度を斜度ごとに設定し、その時の生理的変量を比較した。その結果、2mmol/l 時、4mmol/l 時ともに、斜度が負から正に増加するにつれて走速度は減少したが、 $\dot{V}O_2$ 、HR、および呼吸交換比（RER）は斜度間に有意差がなかったと報告している。

2~3分の supramaximal テスト（115%  $\dot{V}O_2$ ）によって、上り坂斜度が大きいほど最大酸素不足量（総エネルギー消費量から有気的エネルギー消費量をひいたもの）が大き

くなることが報告されている (Olesen, 1992; Walker et al., 1994). Sloniger et al. (1997a) は, 斜度 0% および +10% のトレッドミル上で supramaximal テストを行い最大酸素不足量を測定し, その直後核磁気共鳴画像 (MRI) を用いて, 下肢の 13 筋合計の活動筋量および総筋量から活動率を算出した. その結果, 最大酸素不足量は上り坂走が平地走よりも 21% 有意に大きく, 筋の活動率は上り坂走が 9% 有意に大きかったこと, 上り坂走と平地走の最大酸素不足量の差と活動していた筋量の差との間には有意な相関関係 ( $r=0.63$ ) がみられたことを報告している. そして, 上り坂走における大きな最大酸素不足量は, 活動していた筋量の大きさが関与していたと結論づけている.

一方, 下り坂走は, 身体重心を下降させながら走速度を保つために, 伸張性筋活動により力学的エネルギーを吸収しなければならない. このため, 下り坂走において, 筋損傷の間接的指標である血液中のクレアチンキナーゼやミオグロビンが増加することが報告されている (Byrnes et al., 1985; Schwane et al., 1983). 筋損傷の原因となるメカニズムについては, カルシウム濃度の上昇にともなうミトコンドリアの機能低下などの代謝的要因と, 筋小胞体膜や筋細胞膜の損傷などの力学的要因の 2 つがあるが, 下り坂走行においてはグリコーゲンが枯渇しない (Appell et al., 1992) ことを考慮すると力学的負荷のほうが重要であると考えられている (Eston et al., 1995).

以上の研究から, 上り坂走は同速度の平地走よりも酸素摂取量増加などの有気的な負荷および無気的代謝にともなう筋活動量が増加すること, 下り坂走では筋損傷を引き起こしやすいことが分かる. しかし, これらの研究からは, どの筋群の活動がどのような走動作と関係して変化しているのかが分からないため, ヒルトレーニングの基礎資料としては不十分であろう.

### 2.1.2 キネマティクスの研究

Nelson and Osterhoubt (1971) は, 傾斜地における走動作に関するバイオメカニクスの研究の不足を指摘している. そこで, 16 名の熟練走者に斜度 -10%, 0%, +10% の走

路を走速度 3.4m/s, 4.9m/s, 6.5m/s で走らせ、ストライド、ピッチなどを算出した。その結果、斜度が負から正に増加するにつれて、ストライド、支持時間、非支持時間が減少し、ピッチが増加することを示した。しかし、関節角度変化などについては検討していない。

Klein et al. (1997) は、6名の長距離走者に無酸素性作業閾値 (AT) 時のペースで 35 分間トレッドミルを走行させ、中盤の 10 分間は斜度+5%、残りの 25 分間は 0%とした時の生理学的変量と下肢のキネマティクスについて、平地走行時と上り坂走行時で比較した。その結果、 $\dot{V}O_2$ 、HR、および毎分換気量といった生理学的な変量は上り坂走行時において増加したが、ストライド、支持時間、接地時の足関節角度、支持期中間点の膝関節角度、および斜面に対する体幹角度、離地時の下腿角度は斜度間に有意差がなかったと報告している。そして、35 分間の AT ペース走では、バイオメカニクスの変量は上り坂斜度の影響を受けないと結論づけた。

Milliron and Cavanagh (1990) は、-20%~+20%の傾斜トレッドミル走 (3.4m/s) における下肢関節角度について検討し、下り坂から平地、上り坂へと斜度が増加するにつれて、最大腿上げ角度が増加したこと、膝関節がより屈曲した状態で接地し、その後あまり屈曲しなくなったこと、離地後の足関節の底屈が増加したことを報告している。

矢追ら (1997) は、4 種類の速度 (2.0~4.5m/s) と 4 種類の斜度 (0%~+9%) を組み合わせたトレッドミル走のストライド、ピッチ、および下肢関節角度を測定し、斜度増加にともない、ストライド、ピッチは変化しないが、スウィング期に股関節が大きく屈曲することを示した。

以上の研究や Hamill et al. (1984) や Swanson and Caldwell (2000) のキネマティックスデータから、斜度増加にともなうピッチの増加、スウィング時の最大股関節屈曲角度の増加、接地時の膝関節屈曲角度の増加とその後の屈曲変位の減少などがみられた。しかし、緩やかな斜度の場合、一部のキネマティクスの変量については、研究間で相違がみられた。

以上のキネマティクスの研究は、いずれもトレッドミル上の走動作を分析対象としている。トレッドミル走は、実際の走路における走動作に比べてストライドが小さいこと、身体重心の上下動が小さいこと、非支持時間が短いことが指摘されている (Nelson et al., 1972; Dal Monte et al., 1973; Elliott and Blanksby, 1976)。また、Wank et al. (1998) は、比較的大きく (長さ 2.0m, 幅 0.7m) 出力の高い (2.2kW) トレッドミルであっても、走行時における体幹角度、股関節最大屈曲角度、および股関節最大伸展角度などが実際の走路における走動作と異なることを示している。さらに、Nigg et al. (1995b) は、使用するトレッドミルの機種によって走動作が異なると報告しており、このことは、傾斜トレッドミル上の走動作の特徴に関して研究間で異なる点が見られた原因の 1 つであると考えられる。トレッドミルにおける走動作が実際の走路における走動作と異なる原因として、①支持期におけるベルトの加減速 (Ingen Shuenau, 1980)、②空気抵抗の違い (Pugh, 1970)、③知覚情報の相違 (Schmidt, 1982) が挙げられている。傾斜地における走動作を平地走と比較する際にも、トレッドミルにおける実験の場合、①と③が結果に影響を及ぼすと考えられ、特に下り坂走における知覚情報の相違は心理面で大きく影響すると予想される。

キネマティクスに関するこれまでの研究から、トレッドミル走においては、斜度の変化に対するストライド、ピッチや下肢の動作の変化についてある程度共通した知見が得られた。しかし、長距離走者が実際にトレーニングとして用いる 10%未満の斜度と平地との比較では研究間に相違がみられ、小さな斜度における走動作の特性は十分に明らかにされていないと言えよう。

### 2.1.3 キネマティクスの研究

傾斜地における走動作をキネマティクスの的に分析した研究は非常に少なく、加速度計を用いて着地衝撃を評価したもの (Hamill et al., 1984; Mizrahi et al., 2000, 2001)、下肢関節トルクおよびパワーを算出したもの (Dick and Cavanagh, 1987; Buczek and

Cavanagh, 1990 ; Swanson and Caldwell, 2000) などがわずかに報告されているのみである。

Hamill et al. (1984) は、男性 6 名に斜度 -9%~+6% のトレッドミル上を 3.8m/s で走行させ、脛骨に取り付けた加速度計により接地直後にみられる下腿の最大減速度を計測した。その結果、斜度が正に大きくなるにしたがって、下腿の最大減速度および最大膝関節屈曲角速度が小さく、接地時の膝関節の屈曲および足関節の背屈が大きくなったことから、膝関節および足関節が走行時における衝撃力の減衰と関係していると推察した。

Mizrahi et al. (2000) は、14 名の健常男性に平地と斜度 -4% の下り坂のトレッドミルを 30 分間 AT ペースで走行させ、脛骨および仙骨の衝撃加速度を計測した。その結果、下り坂走では 5 分以降の下腿から仙骨への衝撃の減衰率が平地走よりも小さいことを示した。また、下腿加速度は平地走と下り坂走との間に有意差はなく、Hamill et al. (1984) の実験結果とは異なる結果であった。

Swanson and Caldwell (2000) は、斜度 +30% のトレッドミル走 (4.5m/s) における回復脚のキネティクスを、同速度の平地走および上り坂走とピッチが同じになる速度 (7.61m/s) での平地走と比較した。その結果、回復期における股関節の屈曲および伸展の平均パワーおよび力学的仕事は、上り坂走が最も大きかったことから、上り坂を用いたスプリントトレーニングによって回復脚股関節まわりの筋群への負荷が高められる可能性を示唆した。しかし、彼らが用いた斜度は長距離走トレーニングとして用いる斜度としては大きすぎるため、得られた示唆をそのまま長距離走トレーニングに適用するには限界があろう。

これらのキネティクスの研究は、先述したキネマティクスの研究と同様にトレッドミル走を対象としている。したがって、地面反力は測定されておらず支持期におけるキネティクスは分析されていない。また、Wank et al. (1998) は、大腿二頭筋、大腿直筋、外側広筋の積分筋電図の値が実際の走路における走行とトレッドミル走との間

に有意差がなかったことを報告していることから、下肢のキネティクスについても実際の走路において分析する必要があると考えられる。

Dick and Cavanagh (1987) は、踵接地タイプのランナー7名を用いて 4.5 m/s の平地走と下り坂走 (-8.3%) の地面反力を計測し、鉛直の第一ピークは下り坂走のほうが 14% 高かったが支持期中盤のピークについては有意差がなかったことを報告した。さらに、Buczek and Cavanagh (1990) は同様の実験条件における支持期の膝関節および足関節のキネマティクス、関節トルク、力学的仕事などを算出した。その結果、膝関節の最大屈曲角速度と伸展トルクピークに有意差はなく、膝関節負パワーのピーク値については有意ではなかったものの下り坂走のほうが大きい傾向がみられたこと、足関節負パワーのピーク値および負仕事は下り坂走のほうが有意に大きかったことなどを示している。これらのことから、下り坂走を繰り返すことによって生じる筋痛は下肢関節負パワーのピーク値が関係していると結論づけている。しかし、被験者を踵接地タイプに限定したこと、支持脚の股関節や回復脚のキネティクスについては示していないこと、単一の走速度による単一の下り坂斜度しか用いていないことなどから、得られた示唆は極めて限定された範囲にとどめられるべきであろう。

このように傾斜地における走動作のキネティクスの研究は非常に少なく、分析した試技や変量は断片的である。また、キネティクスの分析ではキネマティクスの変量との関係を考察することが不可欠であるが(阿江と藤井, 2002), これらの研究ではキネマティクスの変量との関係が十分に述べられていないようである。したがって、傾斜地における走動作のバイオメカニクスを理解するためには、様々な走速度、様々な斜度の実際の傾斜地におけるキネティクスの変量を、動作と関連づけて詳細に検討する必要がある。

#### 2.1.4 筋活動に関する研究

Sloniger et al. (1997b) は、斜度 0% および +10% のトレッドミルにおける supramaximal

テスト直後に下肢の MRI をとり、下肢の 13 筋の活動率を個々に算出した。その結果、+10%のトレッドミル走のほうが活動率の高かった筋は、ヒラメ筋、広筋群であり、0%のほうが高かった筋は、半腱様筋、薄筋、大腿直筋であったと報告している。しかし、この手法では筋活動の相違がどの局面のどのような動作に関与したものであるかを知ることができない。

Hannon et al. (1985) は、8 名の長距離走者に斜度-10%、0%、+10%のトレッドミルを走速度 4.47m/s で走らせ、内側広筋および半膜様筋の筋電図を計測した。その結果、斜度が負から正に増加するにつれて、半膜様筋は離地後まで放電が続くようになり、接地前の放電開始が遅れることを示した。しかし、放電量については検討していない。

Swanson and Caldwell (2000) は、斜度+30%のトレッドミル走 (4.5m/s) における筋電図の振幅を、同速度の平地走および上り坂とピッチが同じになる速度 (7.61m/s) での平地走と比較した。その結果、支持期における腓腹筋、ヒラメ筋、大腿直筋、外側広筋、大殿筋の筋電図の平均振幅は上り坂走が最も大きく、ハムストリングスについては上り坂走が最も小さかったと報告した。しかし、筋活動と走動作との関係については、支持期において大きな放電がみられた下肢関節伸展筋群は、おそらく大きな関節トルクを生じており、これが下肢関節を大きく伸展させたであろうと推察するとどまっている。

これらの研究から、傾斜地では下肢筋活動のタイミングや活動量が平地走と異なることが分かる。しかし、キネティクスの研究と同様に走動作との関係は十分に述べられていない上、トレッドミル走の分析に限られている。

以上の文献研究から、様々な走速度で様々な斜度の実際の傾斜地における走動作のキネマティクスの特性をまず明らかにし、キネティクスや筋活動を動作と関連づけながら分析するという過程を経ることによって、ヒルトレーニング実施のための基礎資料が得られると考えられる。

## 2.2 運動時における下肢筋張力の推定法

これまで運動時における筋活動に関する分析は筋電図を用いたものが非常に多く、傾斜地走行についても報告されている（後藤ら, 1976; Hannon et al., 1985; Swanson and Caldwell, 2000）。筋電図から筋活動のタイミングを把握することはできるが、動的な運動では、筋電図の振幅が同じでも収縮状態によって張力が著しく異なることが指摘されている（Komi, 1973; Winter, 1990）。

筋張力を計算するための一般的な手順としては、筋張力のモーメントに分配する問題（Distribution problem）を最初に解決する必要がある（Crowninshield and Brand, 1981a; Herzog, 1996）。正味の関節トルクは逆動力学的手法を用いて算出することができるが、下肢関節の自由度よりも筋の数が多いため、筋間の分配の方程式は数学的に不静定系となる。このため多くの研究者は、人間や動物の運動はある最適制御の法則に従うという仮定を設け、最適化手法により解決してきた。

Crowninshield and Brand (1981b) は、筋の応力（筋張力/筋生理学的横断面積）を分散させるような最適化計算の目的関数を提案した（式 2.1）。

$$I = \sum_{i=1}^M \left( \frac{F_i}{PCSA_i} \right)^n \quad (2.1)$$

ここで  $I$  は目的関数、 $M$  はモデルに含まれる筋の数、 $PCSA_i$  は筋の生理学的横断面積である。筋トルクの総和が関節トルクと一致し、かつ目的関数の値が最小となる時の個々の筋張力（ $F_i$ ）を求めることになる。 $n$  については、筋の発揮持続時間と応力との生理学的関係からは 3 が適切であるが、2~5 の範囲であれば顕著な結果の相違が生じないと述べている。この目的関数は、妥当性の検証不足が指摘されているものの（Herzog, 1996）、これまで膝伸展動作（Kaufman et al., 1991）、歩行（Brand et al., 1986; Pedersen et al., 1997; 横井ら, 2002）、自転車ペダリング（Neptune and Hull, 1999）などの動作に用いられている。

PCSA は筋の最大等尺性張力に比例するため、筋が至適長に近く収縮速度が小さい

場合，式 2.1 における  $F/PCSA$  は発揮し得る最大張力に対する発揮張力の割合，すなわち活性度に比例する（式 2.2, Anderson and Pandy, 2001）.

$$l_M \approx l_{Mopt} \quad \text{かつ} \quad \dot{l}_M \approx 0 \quad \text{の時} \quad (2.2)$$

$$q_M = \frac{F_M}{f(F_{Mmax}, l_M, \dot{l}_M)} \approx k \frac{F_M}{PCSA_M}$$

ここで， $l_M$  は筋長， $l_{Mopt}$  は至適長， $\dot{l}_M$  は収縮速度， $q_M$  は活性度， $F_{Mmax}$  は最大等尺性張力， $f(F_{Mmax}, l_M, \dot{l}_M)$  は筋の張力－長さ－速度関係式， $k$  は比例定数を示している．ただし，活性度には張力－長さ－速度関係が考慮されているので，走動作のような筋収縮が素早く起こる運動では， $F/PCSA$  よりも活性度を目的関数に用いるのが適切と考えられる（式 2.3, Anderson and Pandy, 2001）.

$$I = \sum_{i=1}^M q_i^3 \quad (2.3)$$

以上のことから，走動作における下肢筋張力の推定には，式 2.3 を目的関数とした最適化計算が適切であると考えられる．また，推定の際には多くの筋張力推定の研究（Crowninshield, 1978; Pedersen et al., 1987; Kaufman et al., 1991; 長谷と山崎, 1995; 長谷ら, 1996）で行われているように，筋電図との比較により活動のタイミングを検証する必要があるだろう．

### 3. 方法

#### 3.1 データ収集

図 3-1 は、本研究の研究課題とデータ収集法を示したものである。本研究では、研究課題 1 のデータ収集のために VTR 撮影実験（以下、実験 1）を行った。次に、研究課題 2 のデータ収集および研究課題 3 における筋張力推定に必要なキネティクスデータ収集のため VTR 撮影と地面反力計測の実験（実験 2）を行った。さらに、研究課題 3 において筋張力推定の妥当性を評価するために、筋電図の計測実験（実験 3）を行った。なお、研究課題 1 では、実験 1 と実験 2 の計 10 名の被験者におけるキネマティクスデータを用いた。

##### 3.1.1 VTR 撮影および地面反力計測

実験 1 および実験 2 におけるデータ収集について述べる。なお、実験 1 と実験 2 の実験試技および VTR 撮影は同様の設定である。

###### 3.1.1.1 被験者

表 3-1 および表 3-2 は、それぞれ実験 1 および実験 2 における被験者の年齢、身長、体重および 5000m のベスト記録を示したものである。実験 1 は男子大学生長距離走者 4 名、実験 2 は実験 1 とは異なる男子大学生長距離走者 6 名を被験者とした。

###### 3.1.1.2 実験試技

斜度+8.7%（以下、U9）、+5.9%（U6）、+2.6%（U3）、0%（平地、LV）、-2.6%（D3）、-5.9%（D6）、-8.7%（D9）の傾斜地および平地を、被験者任意のピッチで 3.3m/s（低速、SS）、4.2m/s（中速、MS）、5.0m/s（高速、FS）の走速度で 50m 以上走らせた。走速度については光電管を用いて 10m 区間の通過時間が設定範囲内（設定範囲：低速は

#### 研究課題1

傾斜地と平地における走動作をキネマティクスの的に比較することによって、傾斜地における長距離走動作のキネマティクスの特性を検討する。

- ・実験1: VTR撮影(N=4)
  - ・実験2: VTR撮影および地面反力計測実験(N=6)
- 計10名のキネマティクスデータをまとめた。

#### 研究課題2

傾斜地と平地における走動作の地面反力および関節トルクなどを比較することによって、傾斜地における長距離走動作のキネマティクスの特性を検討する。

- ・実験2: VTR撮影および地面反力計測実験(N=6)

#### 研究課題3

傾斜地と平地走行時における下肢筋群の張力を筋骨格モデルにより推定し、比較することによって、傾斜地における長距離走の下肢筋活動の特性を検討する。

- ・実験2: VTR撮影および地面反力計測実験(筋張力推定のための入力データとして, N=6)
- ・実験3: 筋電図計測実験(筋張力推定の妥当性評価のため, N=3)

Figure 3-1 Tasks of the study and data collection.

Table 3-1 Characteristics of the subjects for Experiment 1 (N=4).

Age(yr)	Height(m)	Weight(kg)	5000m best time
19.8±1.0	1.73±0.06	57.2±3.7	14'51"±37"

Table 3-2 Characteristics of the subjects for Experiment 2 (N=6).

Age (yr)	Height (m)	Weight (kg)	5000m best time
20.0±1.8	1.69±0.02	57.2±4.7	16'06"±37"

3.00±0.22s, 中速は 2.40±0.18s, 高速は 2.00±0.15s) にはいるまで十分な休息時間をはさんで繰り返させた。なお実験 2 についてはフォースプラットフォームをカメラ側の脚（以下、分析脚）で自然に踏めた試技のみを分析試技とした。

#### 3.1.1.3 VTR 撮影

被験者の走動作を 2 次元分析するため、13m 側方から高速度 VTR カメラ（NAC 社製, HSV-500C<sup>3</sup>）を用いて毎秒 250 コマ, 露出時間 1/2000 秒でパンニング撮影した。走動作の撮影中には、1m 間隔に設置した基準点も同時に写しこんだ。また、走動作の撮影に先立ち、5 個の較正点のついた較正器を 1m ごとに鉛直に立て、試技と同様にパンニング撮影した。

#### 3.1.1.4 地面反力計測

図 3-2 は、実験 2 における上り坂および下り坂の走路とフォースプラットフォームの設置状況を示したものである。各傾斜地および平地に全長 12m の走路を敷設し、各走路の後半部分に 2 台のフォースプラットフォーム（0.4m×0.6m, Kistler 社製, 9281A）を埋設し、地面反力を計測した。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に取り込んだ。地面反力と VTR 画像を同期するために、同期装置の光をカメラに写しこみ、同時に A/D 変換ボードを介してコンピュータに電気信号を取り込んだ。

### 3.1.2 筋電図計測

#### 3.1.2.1 被験者

表 3-3 は、実験 3 における被験者の年齢、身長、体重および 5000m のベスト記録を示したものである。

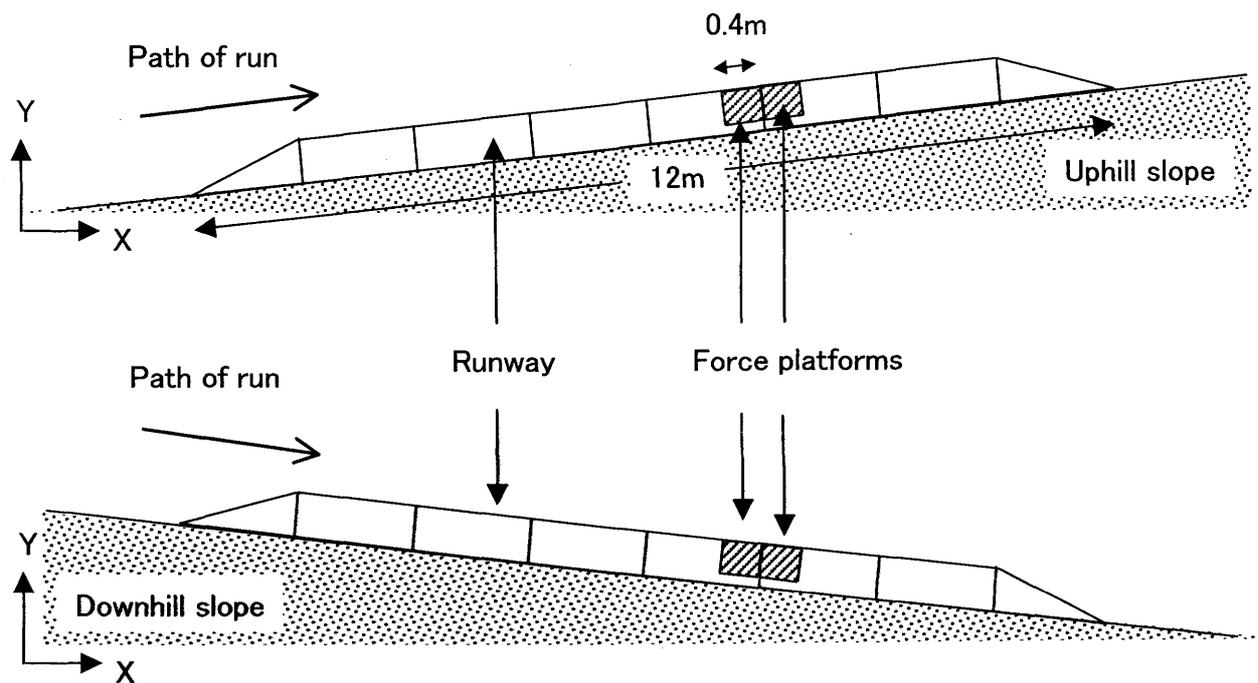


Figure 3-2 Set-up of the runway and force platforms in uphill running (Top) and downhill running (Bottom).

Table 3-3 Characteristics of the subjects for Experiment 3 (N=3).

Age (yr)	Height (m)	Weight (kg)	5000m best time
20.3±2.3	1.69±0.03	56.5±6.9	16'29"±22"

### 3.1.2.2 実験試技

斜度+8.7% (U9), 0% (LV), および-8.7% (D9) の傾斜地および平地を, 被験者任意のピッチで 5.0m/s の走速度で 50m 以上走らせた. 光電管を用いて 10m 区間の通過時間を計測し, 通過時間が  $2.00 \pm 0.15$ s であったものを分析試技とした.

### 3.1.2.3 筋電図計測

被験筋は, 右脚の大殿筋, 大腿二頭筋長頭, 大腿直筋, 外側広筋, 腓腹筋内側頭, ヒラメ筋, 前脛骨筋とした. 各筋の活動電位は導出部直径 4mm の小型生体電極 (日本光電工業社製) を用いて, 表面双極導出法により導出した. 電極貼付に先立ち, 抵抗の減少と粘着を高めるために周囲の剃毛, およびアルコール拭きを行い, 電極付着部分表皮の角膜の一部を針で剥離した. また, 神経-筋支配体による筋電位誘導の妨害を避けるため, 筋腹中央よりも起始腱または停止腱側にずらして電極を配置した (Basmajian and De Luca, 1985). 電極は両面粘着カラーにより電極間の距離を 1.5cm として貼付した. 筋電位は Multi Telemeter (日本光電工業社製, WEB-5000 型) を用いて導出し, サンプリング周波数 1kHz で A/D 変換した後にコンピュータに取り込んだ.

また, 実験走終了後に最大随意等尺性収縮 (MVC) 時の筋電図を計測した. 大殿筋は伏臥位での股関節伸展, 大腿二頭筋長頭は立位で膝関節の伸展を保った状態での股関節伸展, 大腿直筋および外側広筋は座位での膝関節伸展, 腓腹筋内側頭およびヒラメ筋は立位での足関節底屈, 前脛骨筋は立位での足関節背屈の等尺性収縮を, レジスタンスフレームを用いて, 全力で 3 秒間行わせた. この時の筋電位も試技中と同様にコンピュータに取り込んだ.

## 3.2 データ処理

### 3.2.1 VTR 撮影および地面反力計測におけるデータ処理

### 3.2.1.1 2次元座標

撮影した VTR 画像から、カメラと反対側の脚（以下、反対脚）の接地から再び反対脚が接地するまでの 1 サイクル（2 歩）について、撮影した VTR 画像から身体分析点（23 点）および基準点をビデオ動作解析システム（DKH 社製，Frame-DIAS）により 3 コマおきに（62.5 コマ/s 相当）デジタル化した。

本研究では、カメラと被写体との距離が比較的短いため、パンニング中にデジタル画面における基準点に対する校正点の相対座標が変化すると考えられる。そこで、2次元座標の算出には、3次元パンニング DLT 法（高松ら，1997）を応用し、以下の手順で行った。

- ①パンニング撮影された校正器の画像について、分析区間内にわたって校正点と基準点をデジタル化する。
- ②デジタル画面において、基準点の X 座標を独立変数、基準点に対する各校正点の相対座標を従属変数とした 2 次回帰式を作成する。
- ③試技中の身体分析点をデジタル化する際に、走路に固定した基準点をコマごとに任意に選択し、デジタル化する。
- ④③で読み取った基準点の座標および②で作成した回帰式をもとにして、試技のデジタル画面に仮想的な校正点をコマごとに再構築する。
- ⑤再構築した仮想校正点のうち、デジタル画面に存在するものを選択して DLT パラメータを算出し、身体分析点の 2 次元座標を算出する。

以上の方法を用いて、各走路について、校正点の 2 次元座標を分析区間内にわたって算出し、それらの実測値に対する標準誤差を算出した。標準誤差は、最も大きかった U9 で、X 座標（水平）が分析範囲 7m に対して 6.7mm、Y 座標（鉛直）が 2m に対して 8.1mm であった。

身体分析点の 2 次元座標は、Wells and Winter（1980）の残差分析法により座標成分ごとに最適遮断周波数（X 座標 2.5~8.125Hz、Y 座標 3.75~8.125Hz）を決定し、4 次

Butterworth digital filter を用いて平滑化した (Winter, 1990).

#### 3.2.1.2 重心座標

身体分析点の2次元座標から, 阿江 (1996) の身体部分慣性係数を用いて, 部分および全身の重心, 部分の質量および慣性モーメントを算出した. 重心座標を時間で数値微分することにより重心速度, 重心加速度を求めた.

#### 3.2.1.3 部分および関節角度の定義

図 3-3 は, 本研究で算出した部分角度および関節角度の定義を示したものである. 体幹および分析脚の大腿, 下腿, 足部角度はそれぞれの部分が鉛直線となす角度とし, 股関節, 膝関節, および足関節角度は, それぞれ隣接する部分との相対角度で算出した. 部分角度および関節角度を時間で数値微分することにより角速度, 角加速度を算出した.

#### 3.2.2 筋電図計測におけるデータ処理

実験試技中および MVC 計測時の筋電図は, 4 次の Butterworth digital filter を用いてアーチファクト成分 (10Hz) を抽出し, 生データから差し引きすることによりハイパスフィルタリングを行った (Basmajian and De Luca, 1985). その後, 整流化し, 4 次の Butterworth digital filter を用いて遮断周波数 10Hz で平滑化することによって包絡線を得た. MVC については, 各筋について包絡線のピークを示した時点の前後 0.5 秒間の値を平均し, 試技の包絡線データをこの値で除した.

### 3.3 局面分け

図 3-4 は, 1 サイクルの局面分けを示したものである.

1 サイクルを反対脚接地時 (CFC), 反対脚支持期中間 (反対脚の拇指球上を身体重

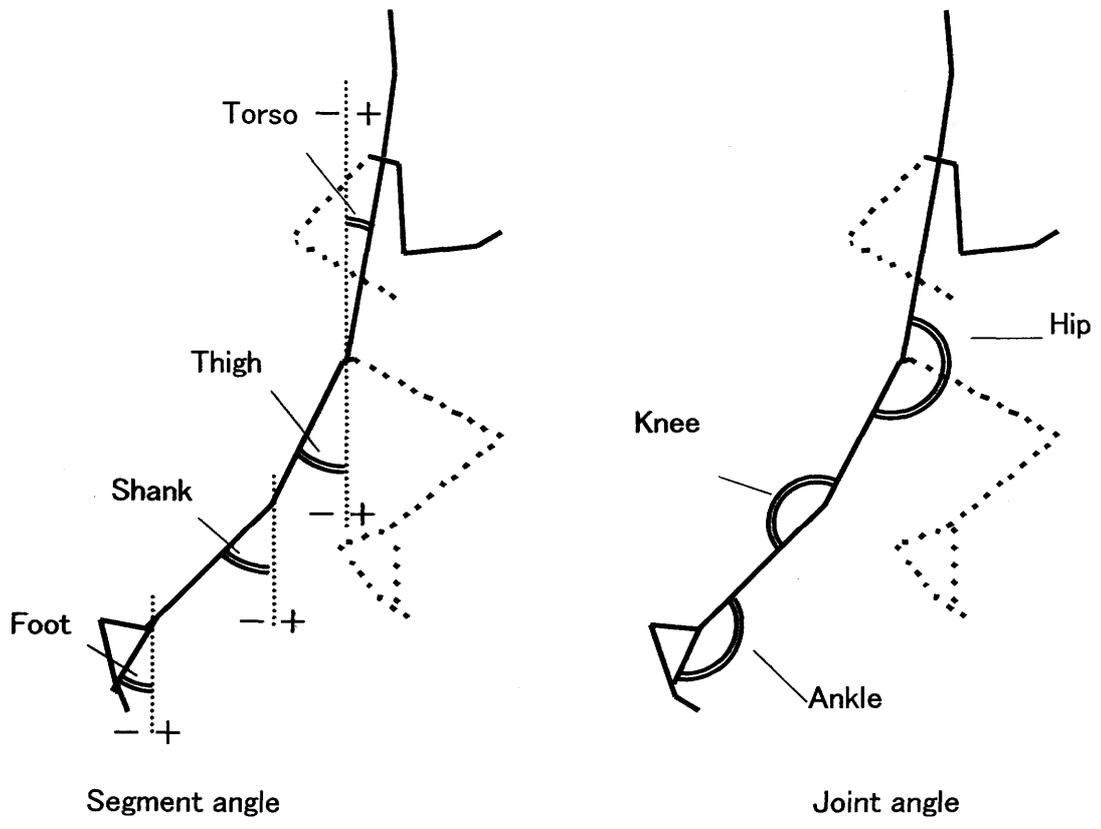


Figure 3-3 Definitions of the segment and joint angles.

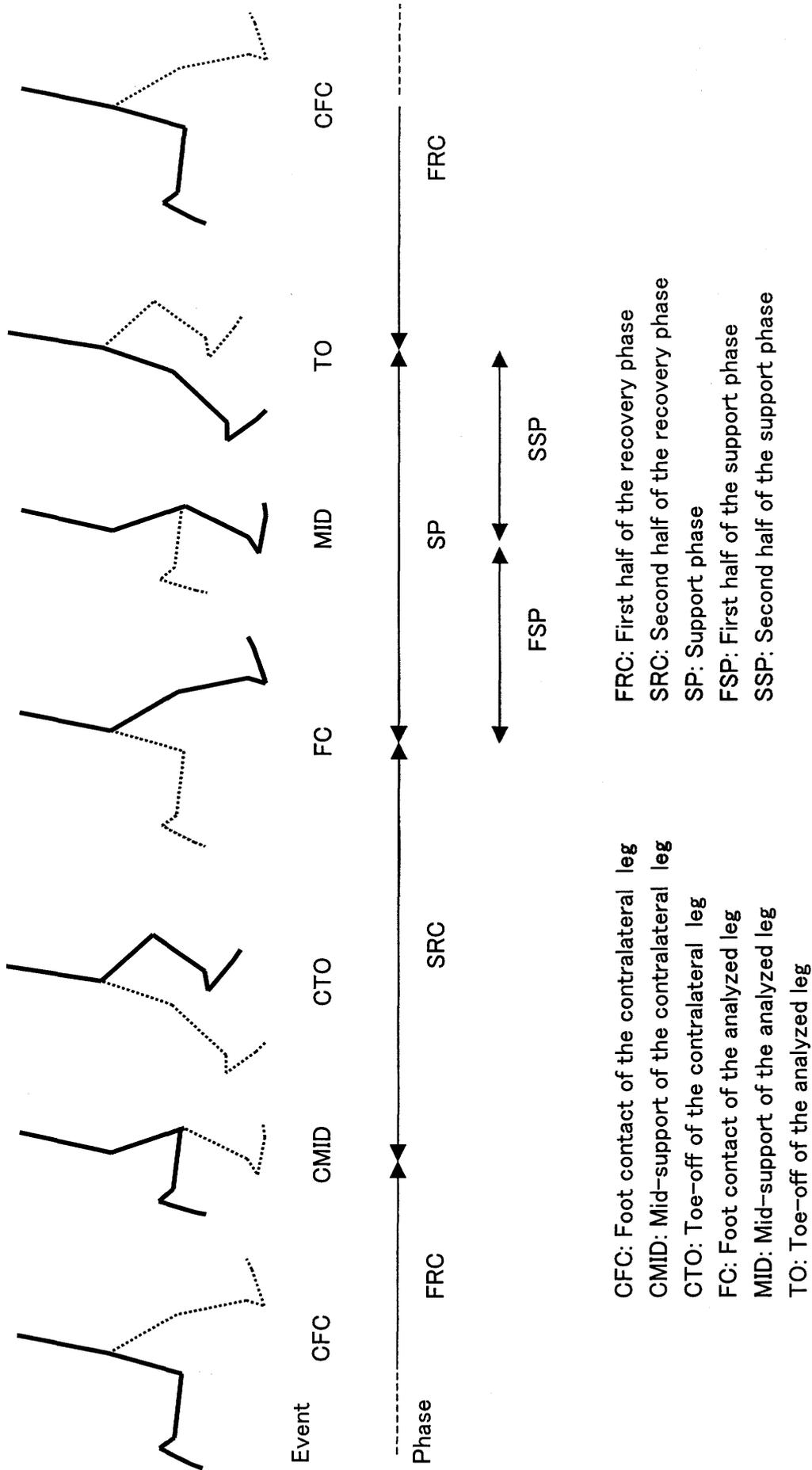


Figure 3-4 Definitions of the events and phases of cycle.

心が通過した時点；CMID), 反対脚離地時 (CTO), 分析脚接地時 (FC), 支持期中間 (実験 2 において地面反力の水平成分が 0 になった時点；MID), 離地時 (TO) の 6 つの動作区分点を定義し, 反対脚接地時から反対脚支持期中間までと, その 1 歩後の分析脚離地時から反対脚接地時までを合わせて回復期前半 (FRC), 反対脚支持期中間から分析脚接地時までを回復期後半 (SRC), 分析脚接地時から支持期中間までを支持期前半 (FSP), 支持期中間から分析脚離地時までを支持期後半 (SSP), 支持期前半と支持期後半を支持期 (SP) とした.

## 4. 傾斜地における走動作のキネマティクス

### 4.1 目的

傾斜地における走動作では，身体重心を上昇または下降させる必要があるため走動作を平地の場合と変化させなければならない．Tulloh（1998）は，傾斜地におけるトレーニングの効果は，地形の変化に対して走動作や筋活動を対応させることによって得られると述べている．したがって，まず傾斜地における走動作をキネマティクスの的に分析し，走者がどのように斜度に対応しているかを明らかにする必要があると考えられる．さらに，キネティクス（第5章）や筋活動（第6章）を分析する際には，キネマティクスの変量と関係づけながら検討する必要がある，傾斜地の走動作の特性をキネマティクスの的に明らかにしておかなければならない．

本章の目的は，傾斜地と平地における走動作をキネマティクスの的に比較することによって，傾斜地における長距離走動作の特性を検討することである．

### 4.2 方法

#### 4.2.1 データ収集とデータ処理

データ収集法およびデータ処理法については第3章で述べたとおりである．

#### 4.2.2 算出項目と算出方法

##### ①Performance descriptors

図4-1はステップ長の定義を示したものである．ステップ長は，1歩あたりの身体重心の斜面方向移動距離とし，左右で平均した．ステップ頻度は1秒間の歩数のことで，1歩あたりに要した時間の逆数を左右で平均した．支持時間は，支持期と反対脚支持期に要した時間の平均とした．非支持時間は，反対脚離地時から分析脚接地時までと，分析脚離地時から反対脚接地時まで要した時間の平均とした．

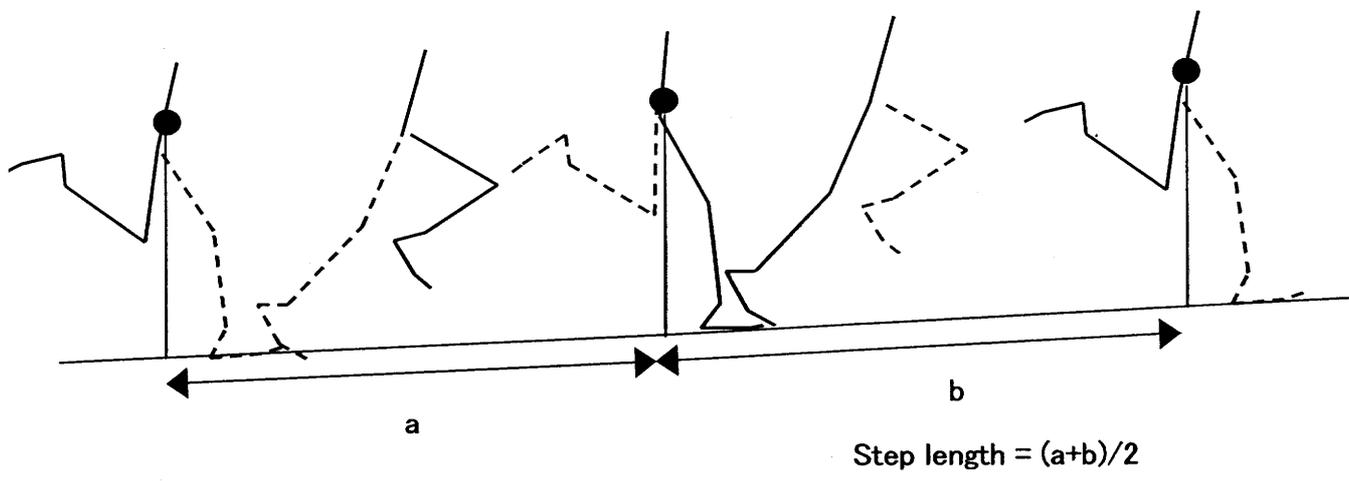


Figure 4-1 Definition of step length.

走速度は、ステップ長とステップ頻度の積とした。

## ② 身体重心の鉛直変位および鉛直速度

図 4-2 は、身体重心の鉛直変位を定義したものである。身体重心の鉛直変位は、斜面に垂直な成分ではなく、重力方向の変位の絶対値とし、接地から最下点までを H1、最下点から離地までを H2、離地から最上点までを H3、最上点から接地までを H4 とした。また接地時および離地時の鉛直速度をそれぞれ  $V_{on}$ 、 $V_{off}$  とした。なお、鉛直変位、鉛直速度とも 2 歩で平均したものを分析に用いた。

## ③ 部分角度

分析脚の大腿、下腿、および体幹の角度、角速度を算出した。角度定義は図 3-3 に示したとおりである。

### 4.2.3 データの規格化および平均化

時系列データは、反対脚接地から分析脚接地までの 1 歩と分析脚接地から再び反対脚が接地するまでの 1 歩に要した時間をそれぞれ 50% として規格化し、2 歩で 100% とした後、全被験者の平均値を算出した。

### 4.2.4 統計処理

各測定値について斜度間の差（主に LV との差）を検定するために、斜度（U9, U6, U3, LV, D3, D6, D9）×走速度（低速、中速、高速）の対応のある二元配置の分散分析を行った。ここで交互作用が有意であった場合は各走速度について斜度の単純主効果の分析を行い、交互作用が有意でなかったものについては斜度の主効果を分析した。単純主効果あるいは主効果が有意であったものについて、LSD 法によって多重比較を行った。なお有意水準は 5% とした。

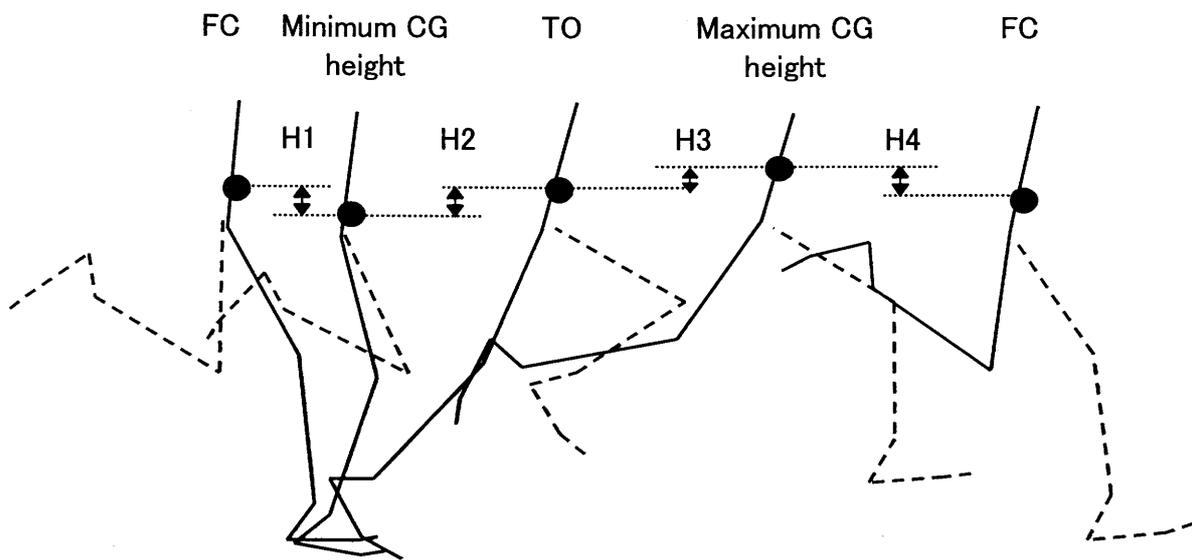


Figure 4-2 Definitions of vertical CG displacements.

## 4.3 結果

### 4.3.1 Performance descriptors

表 4-1 は、各試技の走速度、ステップ長、ステップ頻度およびその構成要素を平均値と標準偏差で示したものである。走速度は、高速 (FS)、中速 (MS)、低速 (SS) のいずれの試技においても全斜度間に有意差はなかった。この結果は、同速度における斜度間の走動作を比較するという本研究の意図に沿うものであった。

ステップ長は、高速試技では U9, U6 が LV よりも有意に小さく、D6, D9 が LV よりも有意に大きかった ( $p<0.05$ )。中速試技では、U9 が LV よりも有意に小さく、D6 が LV よりも有意に大きかった ( $p<0.05$ )。低速試技ではいずれの斜度も LV との間に有意差はなかった。

ステップ頻度は、高速試技では U9, U6, U3 が LV よりも有意に大きく、D6 が LV よりも有意に小さかった ( $p<0.05$ )。中速試技では U9 が LV よりも有意に大きく ( $p<0.05$ )、低速試技ではいずれの斜度も LV との間に有意差はなかった。支持時間は、中速試技では D3, D6 が LV よりも有意に小さく、低速試技では U9, U6 が LV よりも有意に大きかった ( $p<0.05$ )。非支持時間は、U9, U6 が同速度の LV よりも有意に小さかった ( $p<0.05$ )。

### 4.3.2 身体重心鉛直変位および鉛直速度

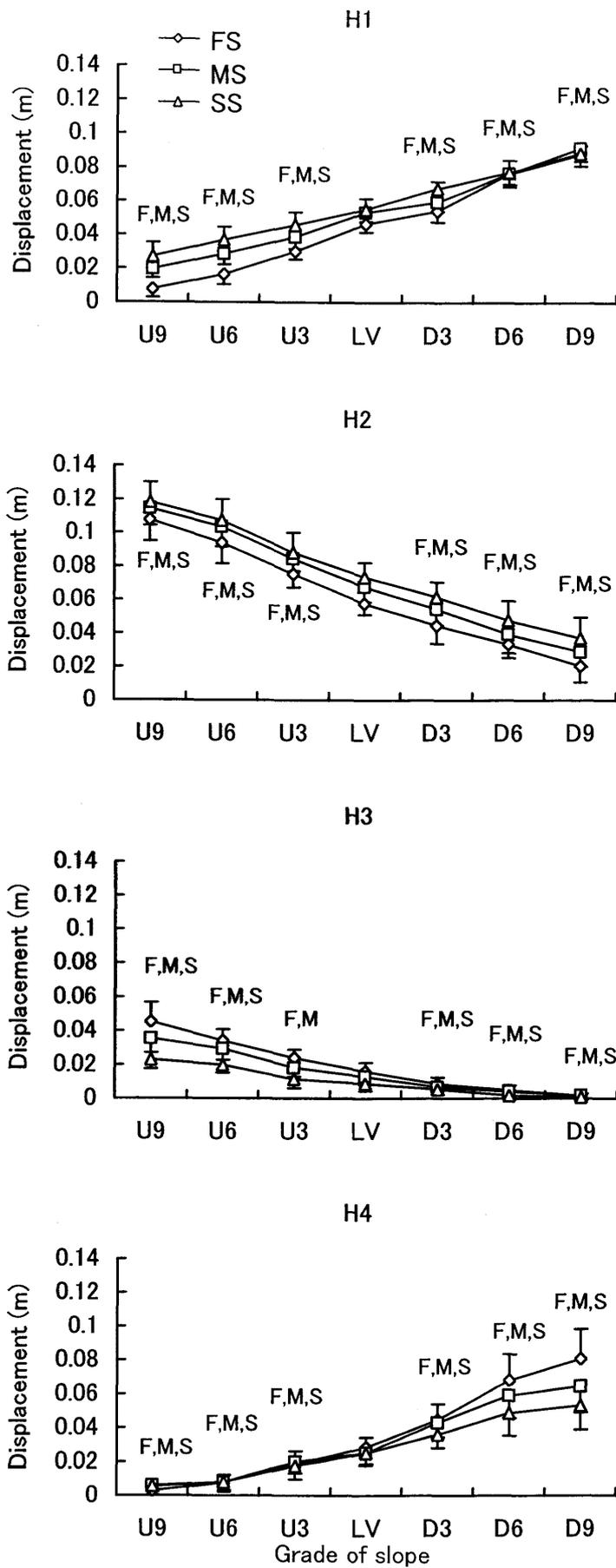
図 4-3 は、各試技の身体重心の鉛直変位 (H1~H4) を平均値と標準偏差で示したものである。いずれの走速度においても、上り坂から下り坂になるにしたがって身体重心の下降 (H1 および H4) は大きく、上昇 (H2 および H3) は小さかった。分散分析の結果、H1, H2, および H4 はいずれの斜度も LV との間に有意差があった ( $p<0.05$ )。H3 についても低速試技の U3 を除いては、いずれの斜度も同速度の LV との間に有意差があった ( $p<0.05$ )。

図 4-4 は、各試技の接地時および離地時における身体重心の鉛直速度 ( $V_{on}$  および

Table 4-1 Performance descriptors for seven grades in three running speeds.

	U9	U6	U3	LV	D3	D6	D9
<b>Running velocity (m/s)</b>							
FS	5.11 ±0.21	5.08 ±0.21	5.02 ±0.20	4.97 ±0.16	5.02 ±0.18	5.05 ±0.11	5.04 ±0.16
MS	4.22 ±0.12	4.25 ±0.17	4.25 ±0.12	4.26 ±0.09	4.30 ±0.10	4.33 ±0.13	4.23 ±0.13
SS	3.45 ±0.17	3.50 ±0.11	3.45 ±0.14	3.51 ±0.09	3.50 ±0.08	3.39 ±0.12	3.42 ±0.13
<b>Step length (m)</b>							
FS	1.52 ±0.09*	1.53 ±0.07*	1.55 ±0.07	1.57 ±0.10	1.58 ±0.10	1.65 ±0.11*	1.62 ±0.12*
MS	1.35 ±0.07*	1.37 ±0.08	1.39 ±0.07	1.39 ±0.05	1.40 ±0.06	1.43 ±0.11*	1.40 ±0.08
SS	1.16 ±0.05	1.19 ±0.05	1.16 ±0.05	1.20 ±0.04	1.19 ±0.05	1.16 ±0.07	1.17 ±0.06
<b>Step frequency (step/s)</b>							
FS	3.37 ±0.22*	3.33 ±0.20*	3.24 ±0.15*	3.17 ±0.13	3.19 ±0.14	3.08 ±0.19*	3.12 ±0.16
MS	3.12 ±0.14*	3.12 ±0.16	3.07 ±0.15	3.06 ±0.11	3.08 ±0.12	3.04 ±0.20	3.02 ±0.15
SS	2.97 ±0.17	2.93 ±0.12	2.98 ±0.13	2.94 ±0.07	2.93 ±0.07	2.92 ±0.14	2.94 ±0.15
<b>Support time (s)</b>							
FS	0.178 ±0.015	0.182 ±0.015	0.183 ±0.012	0.186 ±0.011	0.184 ±0.013	0.187 ±0.008	0.189 ±0.011
MS	0.207 ±0.011	0.210 ±0.012	0.207 ±0.013	0.209 ±0.012	0.201 ±0.012*	0.201 ±0.010*	0.213 ±0.012
SS	0.240 ±0.014*	0.241 ±0.013*	0.234 ±0.014	0.234 ±0.013	0.231 ±0.014	0.237 ±0.015	0.238 ±0.014
<b>Non-support time (s)</b>							
FS	0.120 ±0.014*	0.119 ±0.014*	0.126 ±0.015	0.130 ±0.016	0.131 ±0.018	0.139 ±0.022	0.132 ±0.024
MS	0.114 ±0.016*	0.112 ±0.020*	0.120 ±0.016	0.118 ±0.016	0.124 ±0.012	0.129 ±0.020	0.119 ±0.022
SS	0.097 ±0.019*	0.100 ±0.016*	0.102 ±0.017	0.107 ±0.015	0.111 ±0.017	0.106 ±0.024	0.103 ±0.024

\* Significant difference from LV in the same running speed at p<0.05.



F: Significant difference between LV and the grade in the fast speed at  $p < 0.05$ .  
M: Significant difference between LV and the grade in the medium speed at  $p < 0.05$ .  
S: Significant difference between LV and the grade in the slow speed at  $p < 0.05$ .

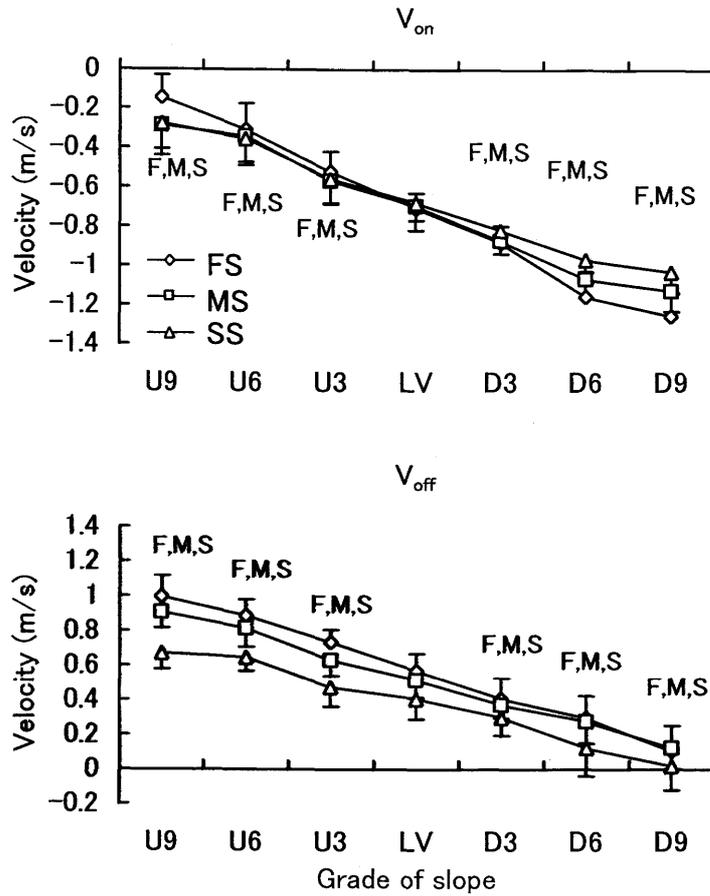
Figure 4-3 Vertical displacement of the center of gravity for seven grades in three running speeds. -33-

$V_{off}$ ) を平均値と標準偏差で示したものである。いずれの走速度においても、上り坂から下り坂になるにしたがって  $V_{on}$  の絶対値は大きく、 $V_{off}$  は小さかった。分散分析の結果、 $V_{on}$ 、 $V_{off}$  とともに全斜度と同速度の LV との間に有意差があった ( $p<0.05$ )。

#### 4.3.3 下肢および体幹のキネマティクス

図 4-5 は、高速試技の 1 サイクルにおける大腿角度の平均変化パターンを、LV と上り坂斜度 (上段) および LV と下り坂斜度 (下段) に分けて示したものである。また図 4-6 および 4-7 は、それぞれ中速試技および低速試技について図 4-5 と同様に示したものである。さらに、図 4-8 は接地時 (FC; 上段) および離地時 (TO; 下段) における大腿角度を平均値と標準偏差で示したものである。いずれの走速度においても上り坂から下り坂になるにしたがって、回復期後半 (SRC) において腿上げ角度が小さく、その後接地前後にかけて斜度間の差は小さくなった。接地時の大腿角度はいずれの走速度においても、上り坂から下り坂になるにしたがって後傾が小さい傾向がみられ、U9、U6、D3、D6、D9 は LV との間に有意差があった ( $p<0.05$ )。離地時の大腿角度は全斜度間に有意差はなかった。

図 4-9 は、高速試技の 1 サイクルにおける下腿角度の平均変化パターンを、LV と上り坂斜度 (上段) および LV と下り坂斜度 (下段) に分けて示したものである。また、図 4-10 および 4-11 は、それぞれ中速試技および低速試技について図 4-9 と同様に示したものである。さらに、図 4-12 は、各試技の接地時 (上段) および離地時 (下段) における下腿角度を平均値と標準偏差で示したものである。いずれの走速度においても、急な上り坂では接地直前において下腿の後傾が小さい傾向がみられた。また、支持期中盤から離地時にかけて上り坂斜度では前傾が小さく、急な下り坂では前傾が大きかった。接地時の下腿角度はいずれの走速度においても U9 が LV よりも有意に後傾が小さく、離地時では U9、U6、U3 が LV よりも有意に前傾が小さく、D6、D9 が LV よりも前傾が大きかった ( $p<0.05$ )。



F: Significant difference between LV and the grade in the fast speed at  $p < 0.05$ .  
M: Significant difference between LV and the grade in the medium speed at  $p < 0.05$ .  
S: Significant difference between LV and the grade in the slow speed at  $p < 0.05$ .

Figure 4-4 Vertical velocity at foot contact ( $V_{on}$ ) and at toe-off ( $V_{off}$ ) of the center of gravity for seven grades in three running speeds.

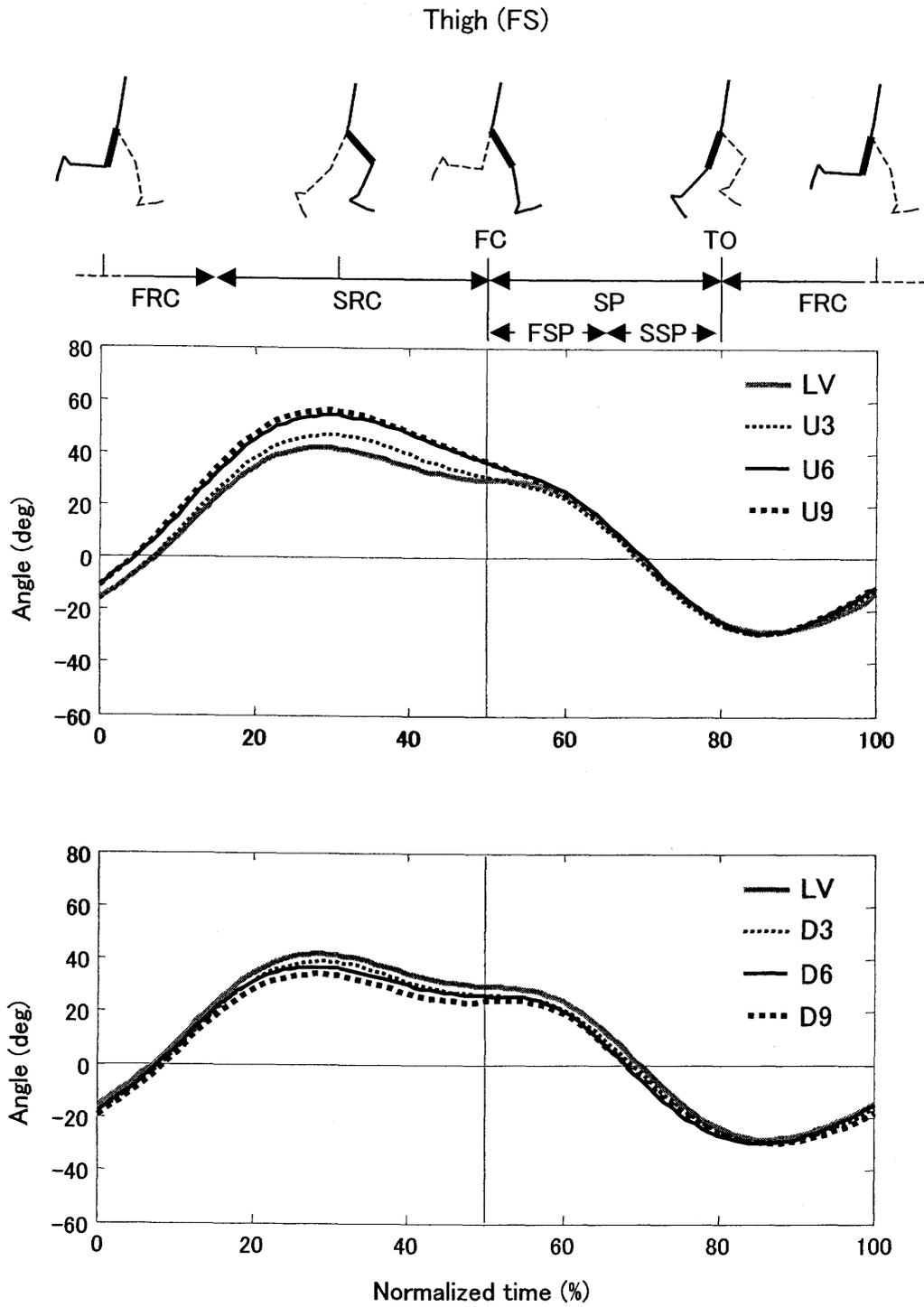


Figure 4-5 Averaged patterns of thigh angle during one running cycle for level and three uphill grades (Top) and for level and three downhill grades (Bottom) in the fast speed (FS).

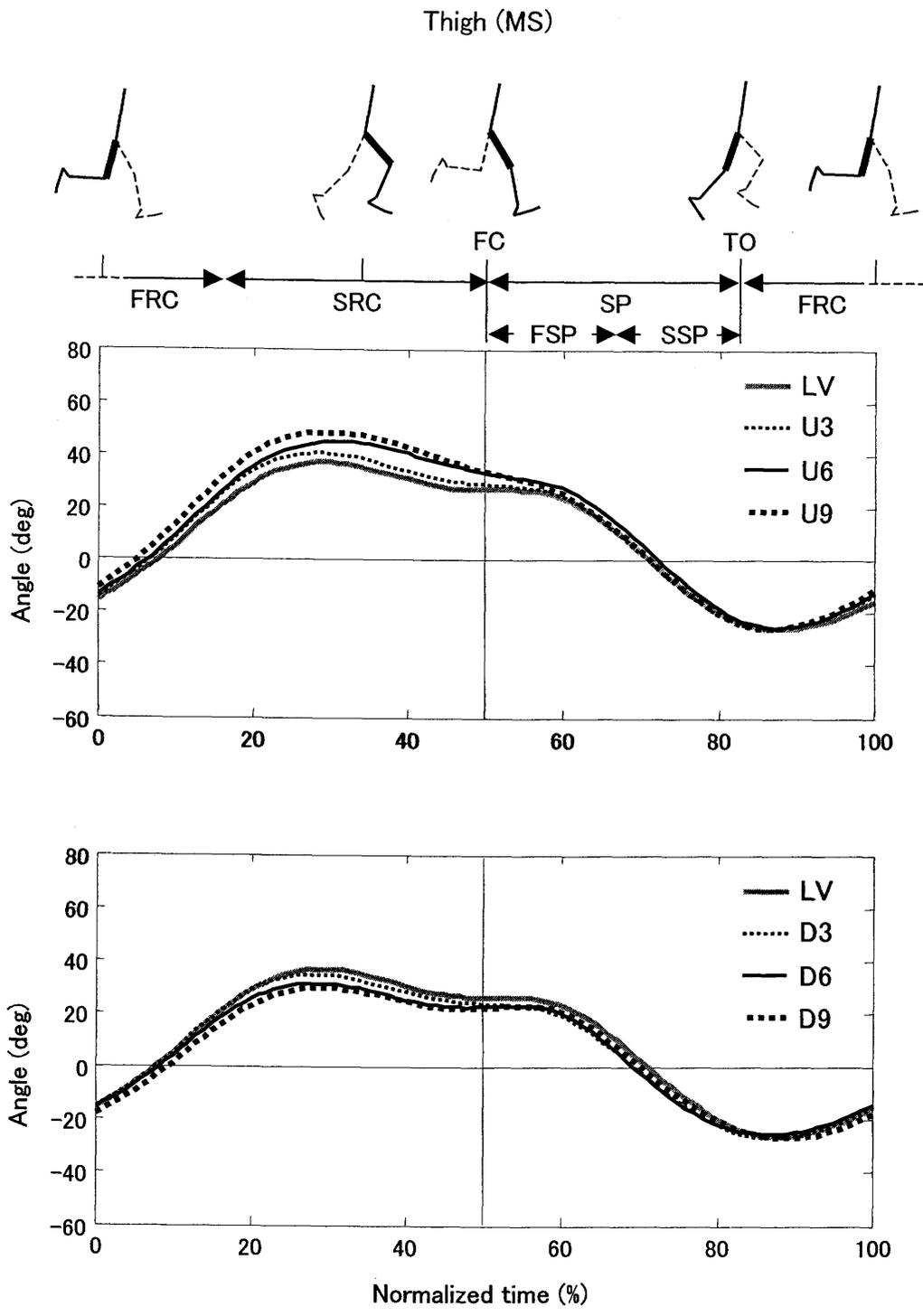


Figure 4-6 Averaged patterns of thigh angle during one running cycle for level and three uphill grades (Top) and for level and three downhill grades (Bottom) in the medium speed (MS).

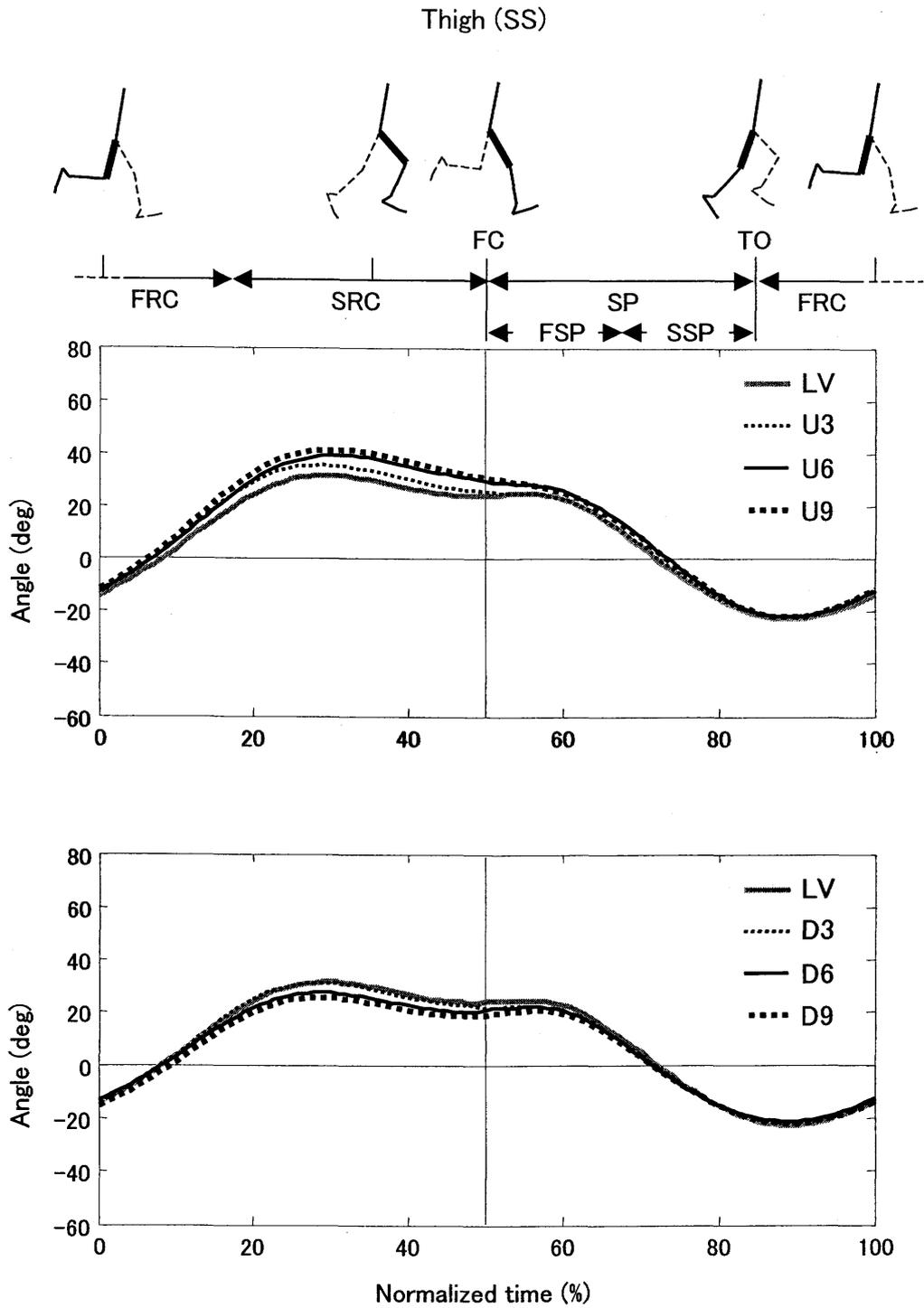
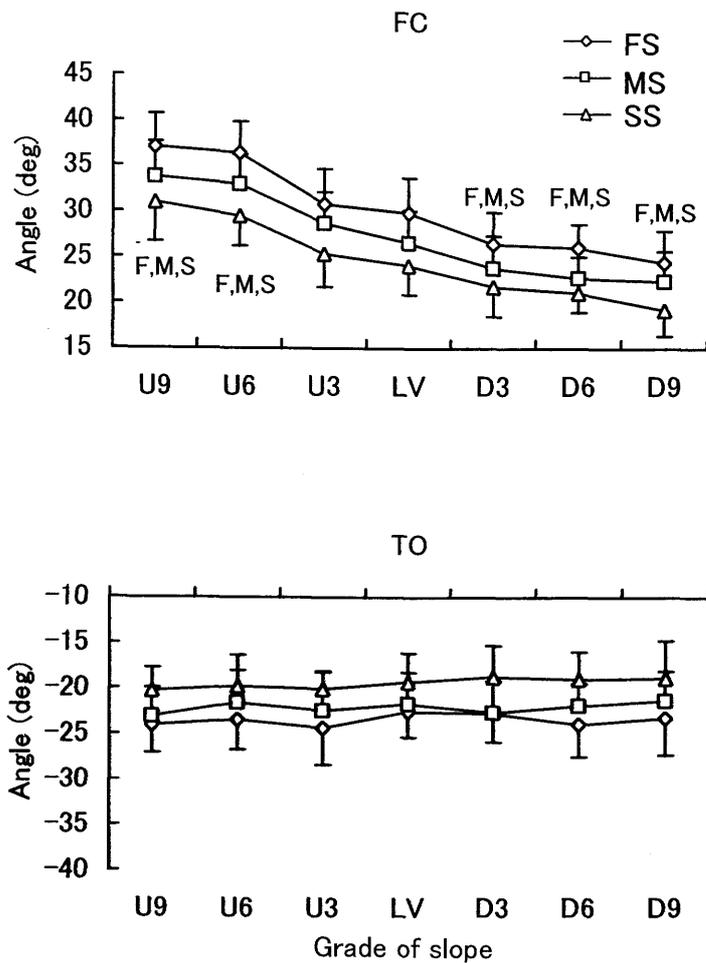


Figure 4-7 Averaged patterns of thigh angle during one running cycle for level and three uphill grades (Top) and for level and three downhill grades (Bottom) in the slow speed (SS).



F: Significant difference between LV and the grade in the fast speed at  $p < 0.05$ .  
M: Significant difference between LV and the grade in the medium speed at  $p < 0.05$ .  
S: Significant difference between LV and the grade in the slow speed at  $p < 0.05$ .

Figure 4-8 Thigh angle at foot contact (Top) and toe-off (Bottom) for seven grades in three running speeds.

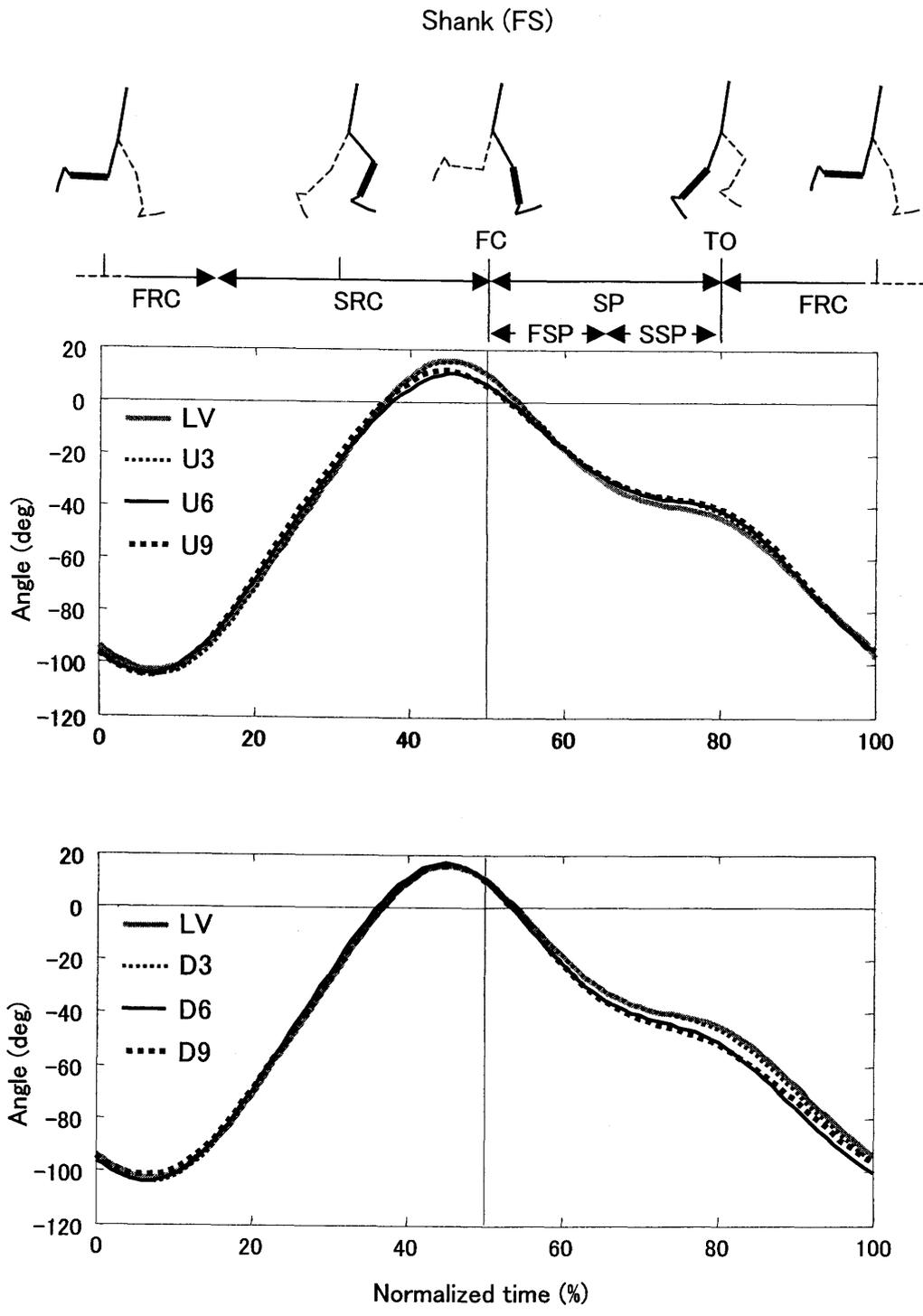


Figure 4-9 Averaged patterns of shank angle during one running cycle for level and three uphill grades (Top) and for level and three downhill grades (Bottom) in the fast speed (FS).

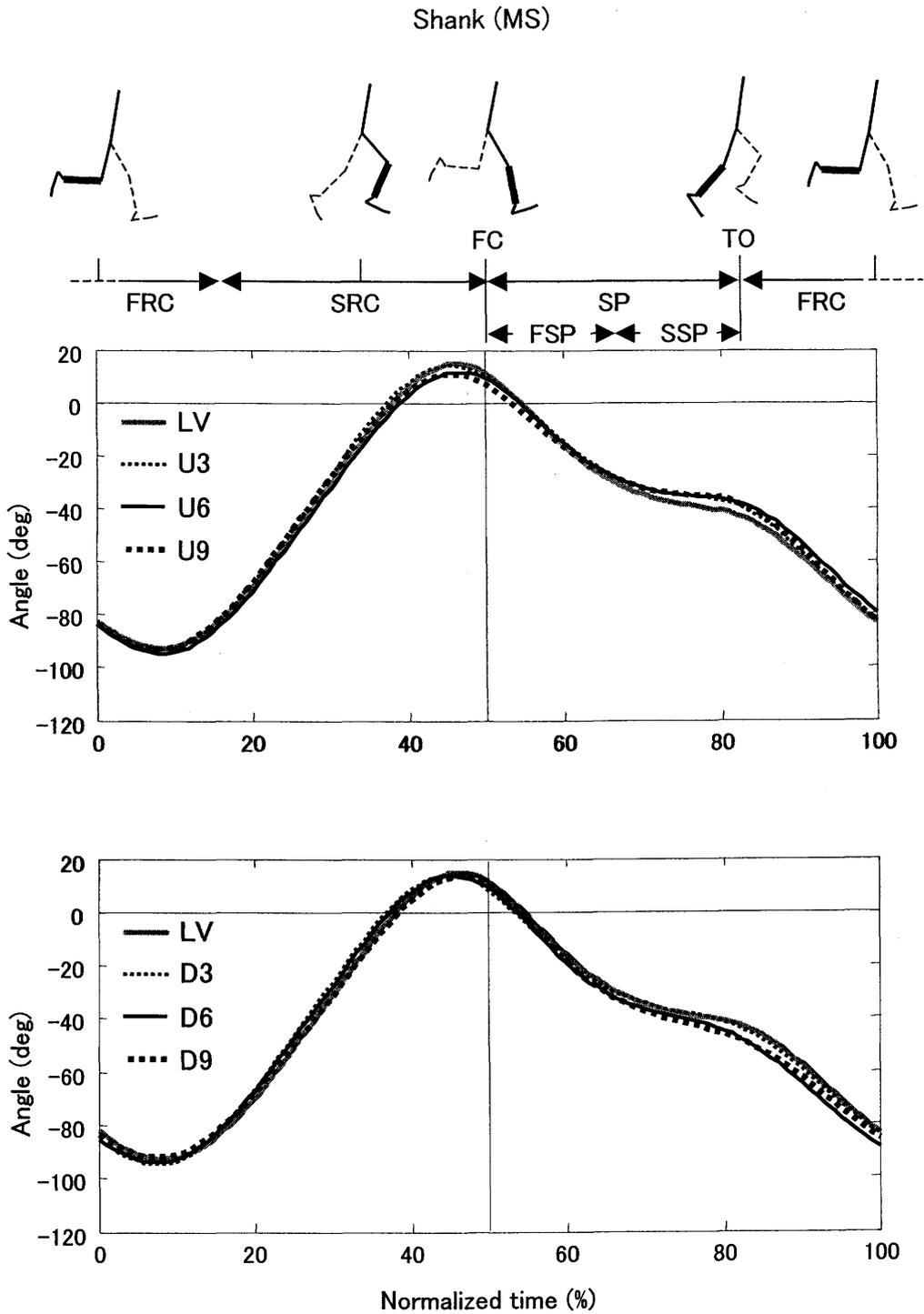


Figure 4-10 Averaged patterns of shank angle during one running cycle for level and three uphill grades (Top) and for level and three downhill grades (Bottom) in the medium speed (MS).

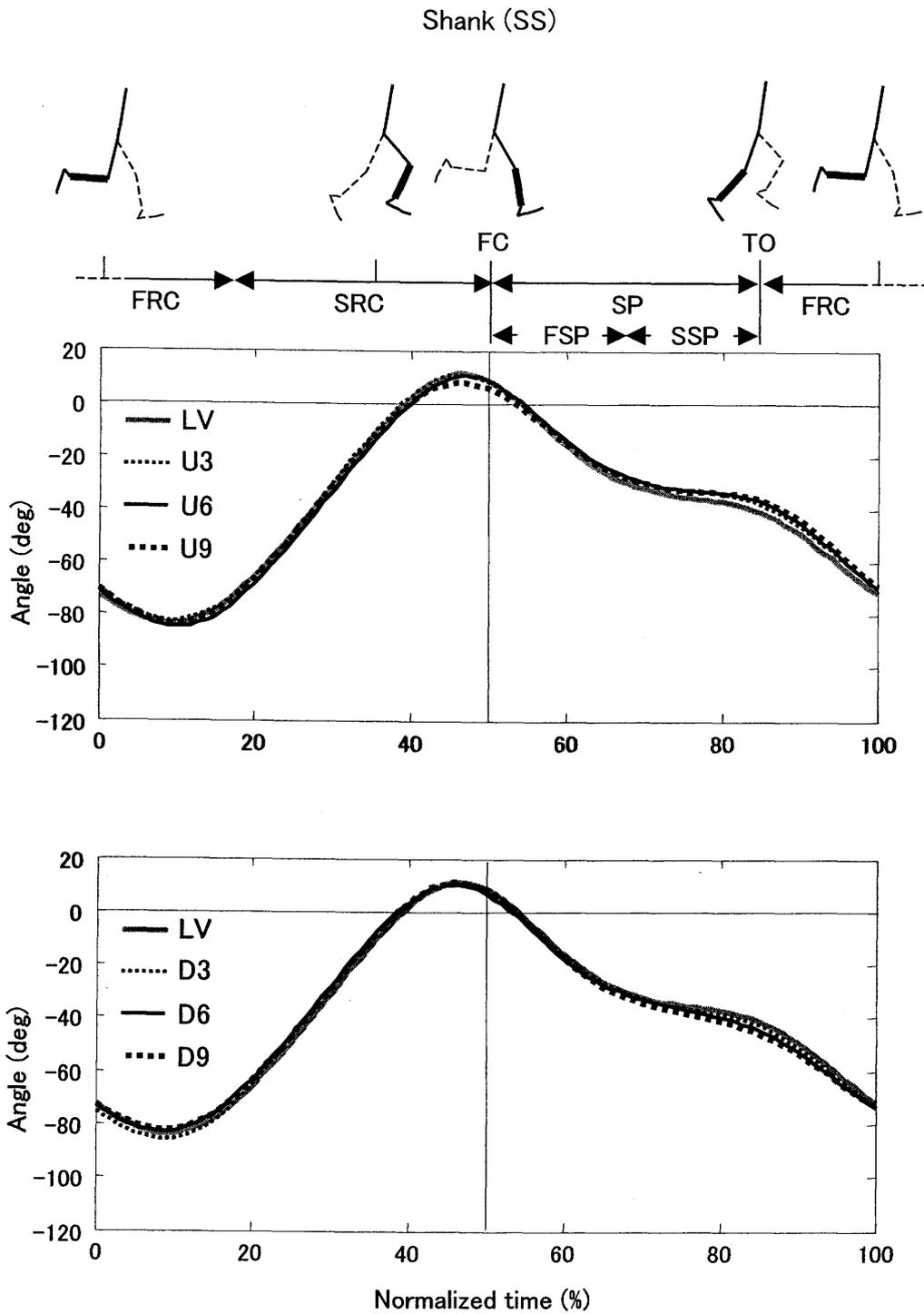
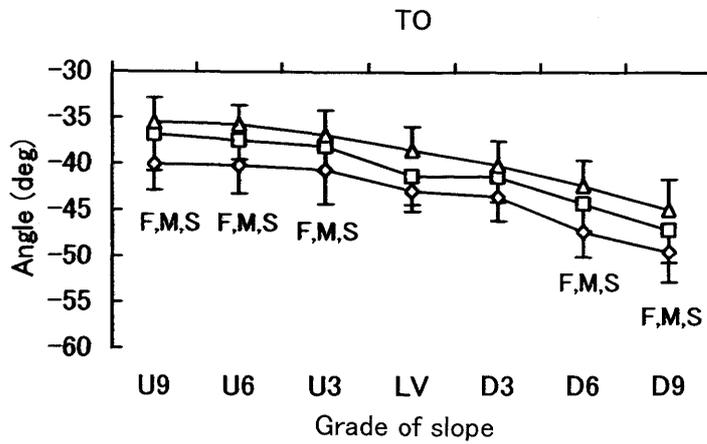
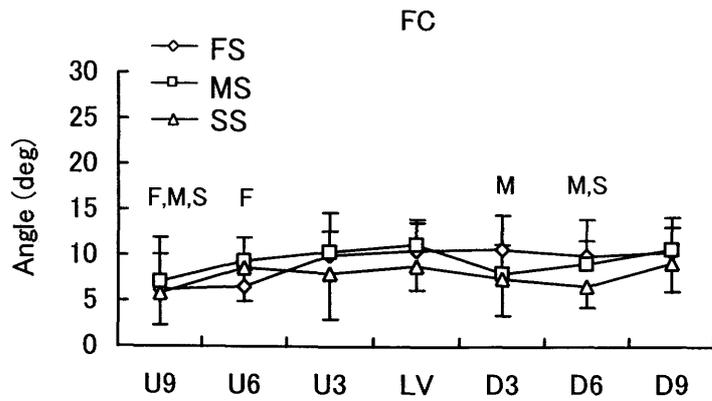


Figure 4-11 Averaged patterns of shank angle during one running cycle for level and three uphill grades (Top) and for level and three downhill grades (Bottom) in the slow speed (SS).



F: Significant difference between LV and the grade in the fast speed at  $p < 0.05$ .  
M: Significant difference between LV and the grade in the medium speed at  $p < 0.05$ .  
S: Significant difference between LV and the grade in the slow speed at  $p < 0.05$ .

Figure 4-12 Shank angle at foot contact (Top) and toe-off (Bottom) for seven grades in three running speeds.

図 4-13 は、各試技の 1 サイクル平均の体幹角度を平均値と標準偏差で示したものである。上り坂から下り坂になるにしたがってわずかに体幹の前傾が小さい傾向がみられ、U9、U6、D6 についてはいずれの走速度においても LV との間に有意差があった ( $p < 0.05$ )。

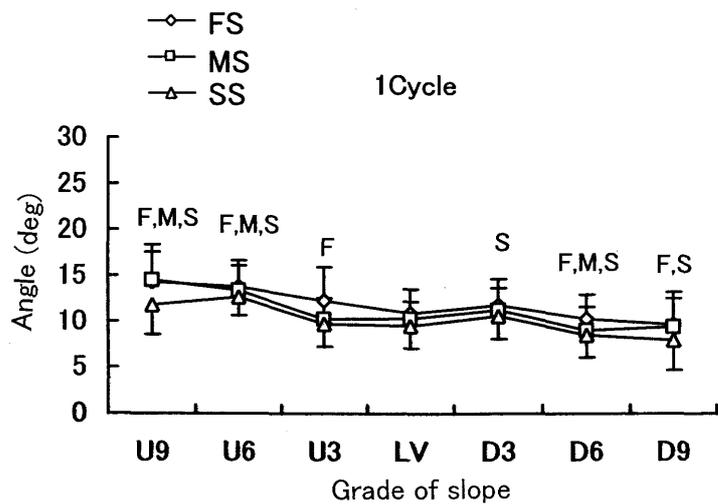
図 4-14~4-16 は、1 サイクルにおける大腿角速度の平均変化パターンを、それぞれ高速試技、中速試技、低速試技について図 4-5~4-7 と同様に示したものである。いずれの走速度においても、上り坂から下り坂になるにしたがって、回復期前半 (FRC) における大腿の振り出し角速度が小さい傾向がみられた。接地前後においては、上り坂から下り坂になるにしたがって振り戻しの角速度が小さく、D9 ではわずかに正 (振り出し) の値を示した。また支持期後半 (SSP) では、下り坂斜度が大きくなるほど後方への角速度が小さい傾向がみられた。

図 4-17~4-19 は、1 サイクルにおける下腿角速度の平均変化パターンを、それぞれ高速試技、中速試技、低速試技について図 4-14~4-16 と同様に示したものである。3 種類の走速度に共通した上り坂斜度と LV との相違点としては、上り坂斜度の方が支持期前半 (FSP) における前傾角速度が小さかったこと、離地後の振り上げ角速度が大きかったことが挙げられる。また、D6 および D9 では支持期後半において前傾角速度が LV よりも大きい傾向がみられた。

#### 4.4 考察

##### 4.4.1 上り坂における走動作のキネマティクスの特性

高速試技では、ステップ長は U9、U6 が LV よりも有意に小さく、ステップ頻度は U9、U6、U3 が LV よりも有意に大きかったが、走速度が小さい試技では上り坂斜度と LV との差は明確ではなくなった (表 4-1)。また、支持時間は低速試技では U9 が LV よりも有意に大きく、非支持時間はいずれの走速度においても U9、U6 が同速度の LV よりも有意に小さかった。これらの結果は、走速度が大きい場合は、上り坂斜度が



**F:** Significant difference between LV and the grade in the fast speed at  $p < 0.05$ .  
**M:** Significant difference between LV and the grade in the medium speed at  $p < 0.05$ .  
**S:** Significant difference between LV and the grade in the slow speed at  $p < 0.05$ .

Figure 4-13 Torso angle averaged on one cycle for seven grades in three running speeds.

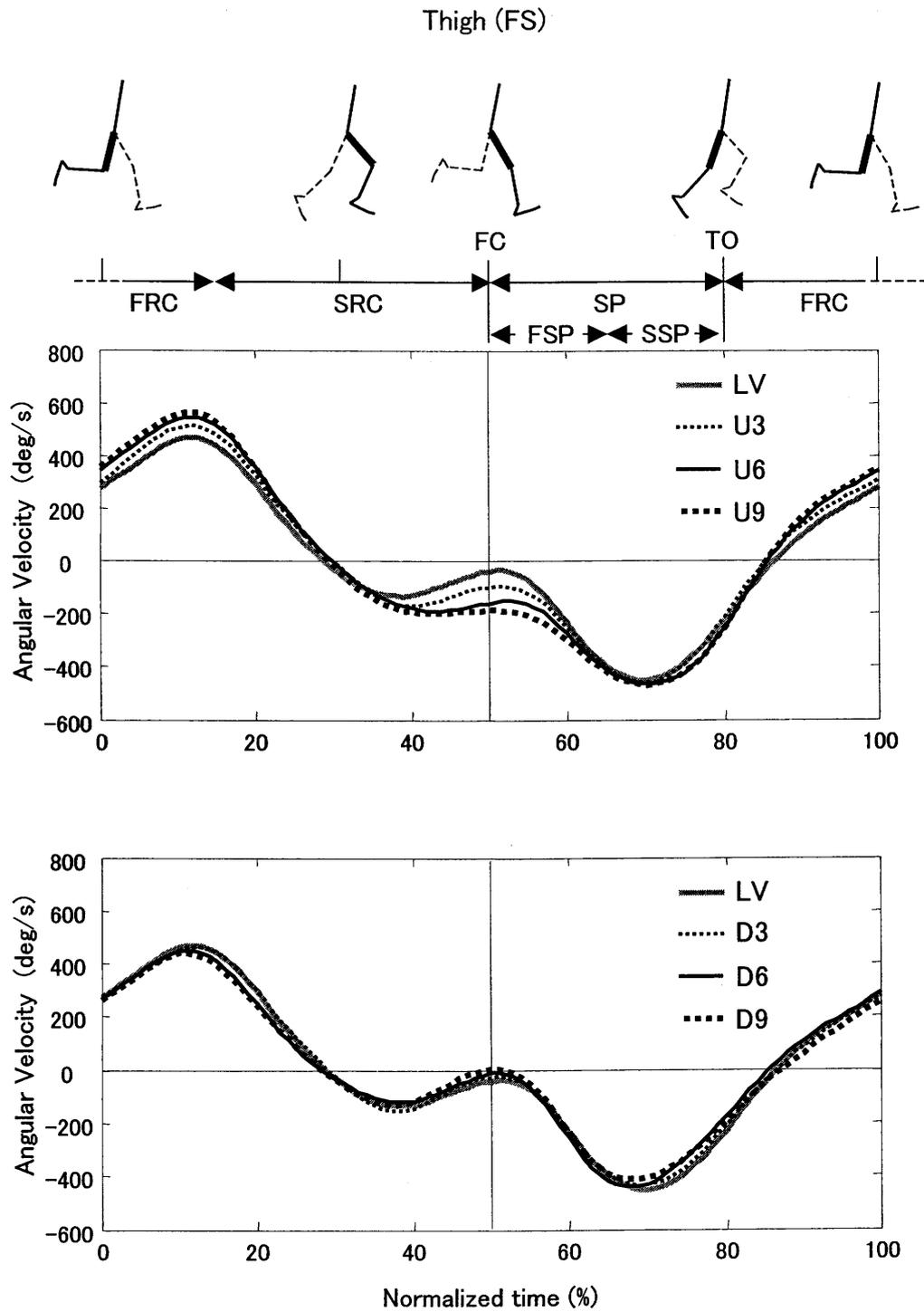


Figure 4-14 Averaged patterns of thigh angular velocity during one running cycle for level and three uphill grades (Top) and for level and three downhill grades (Bottom) in the fast speed (FS).

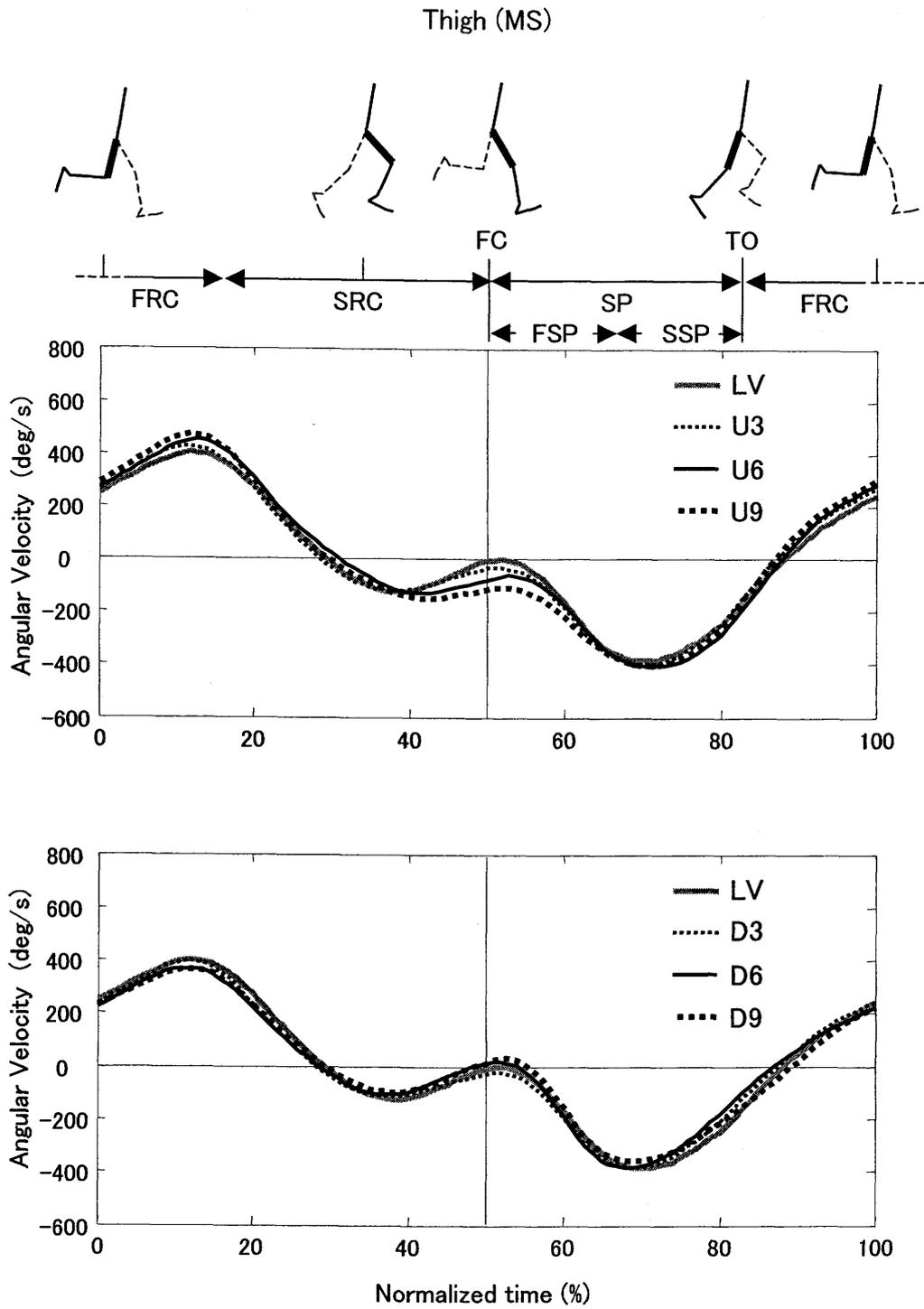


Figure 4-15 Averaged patterns of thigh angular velocity during one running cycle for level and three uphill grades (Top) and for level and three downhill grades (Bottom) in the medium speed (MS).

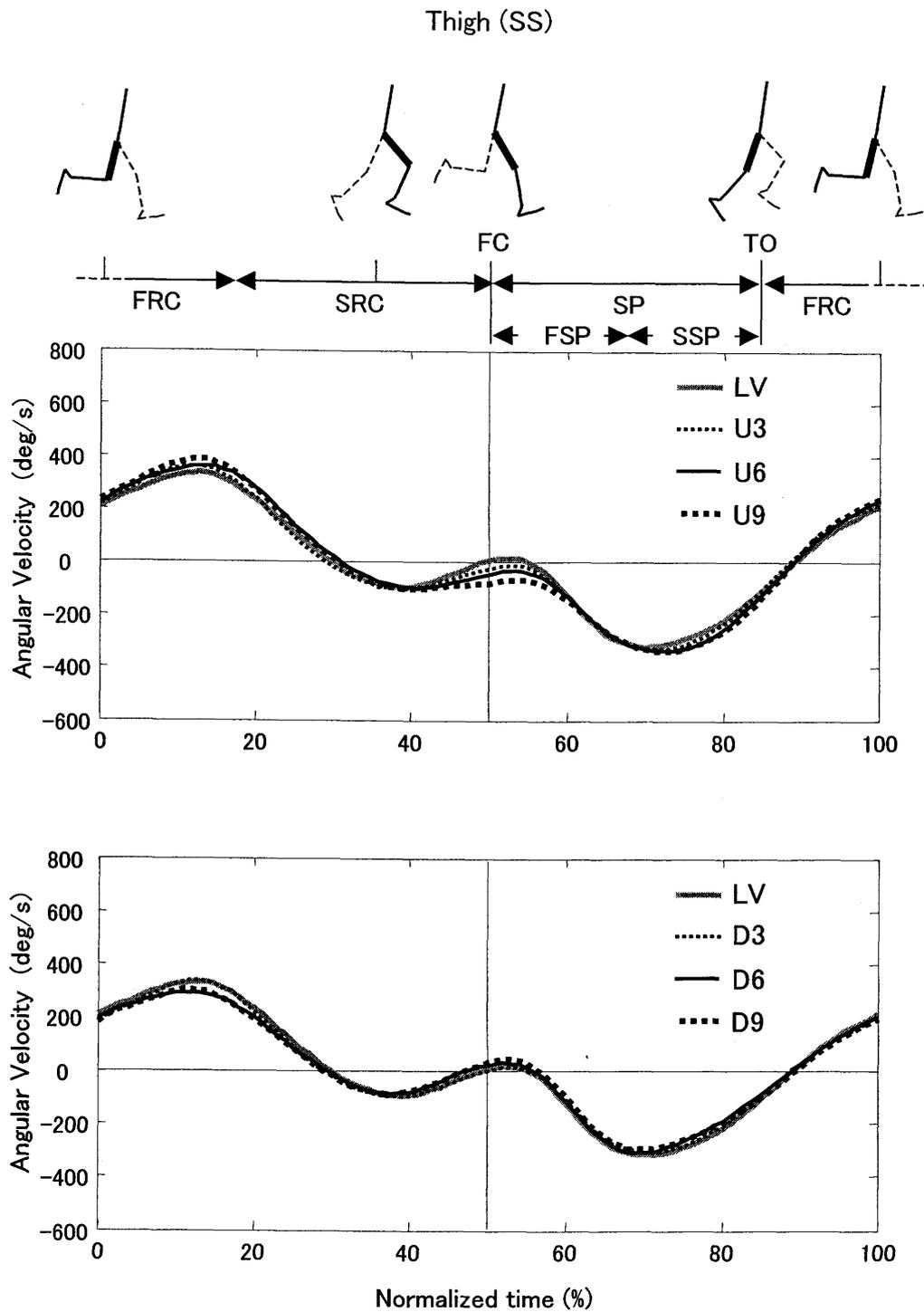


Figure 4-16 Averaged patterns of thigh angular velocity during one running cycle for level and three uphill grades (Top) and for level and three downhill grades (Bottom) in the slow speed (SS).

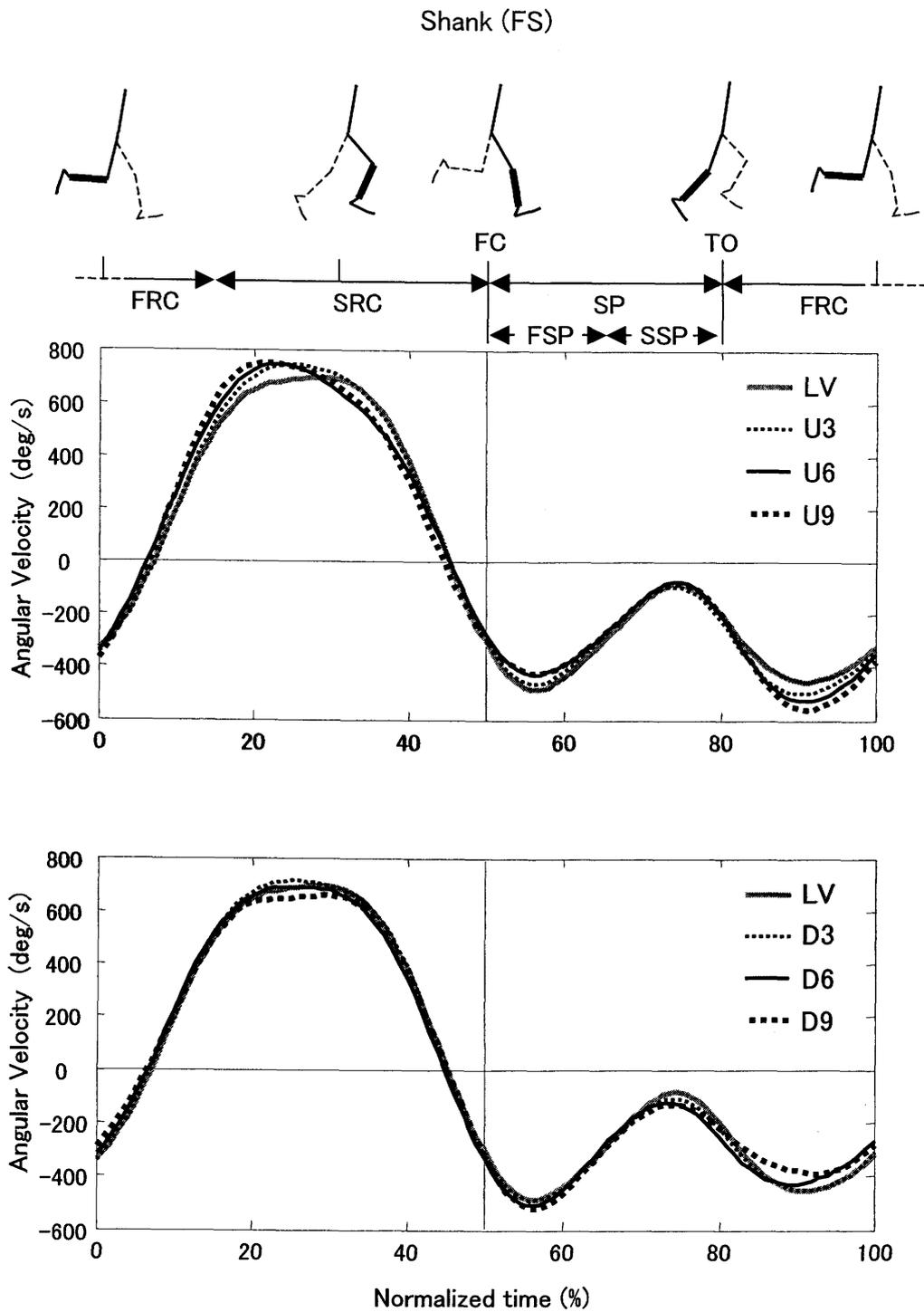


Figure 4-17 Averaged patterns of shank angular velocity during one running cycle for level and three uphill grades (Top) and for level and three downhill grades (Bottom) in the fast speed (FS).

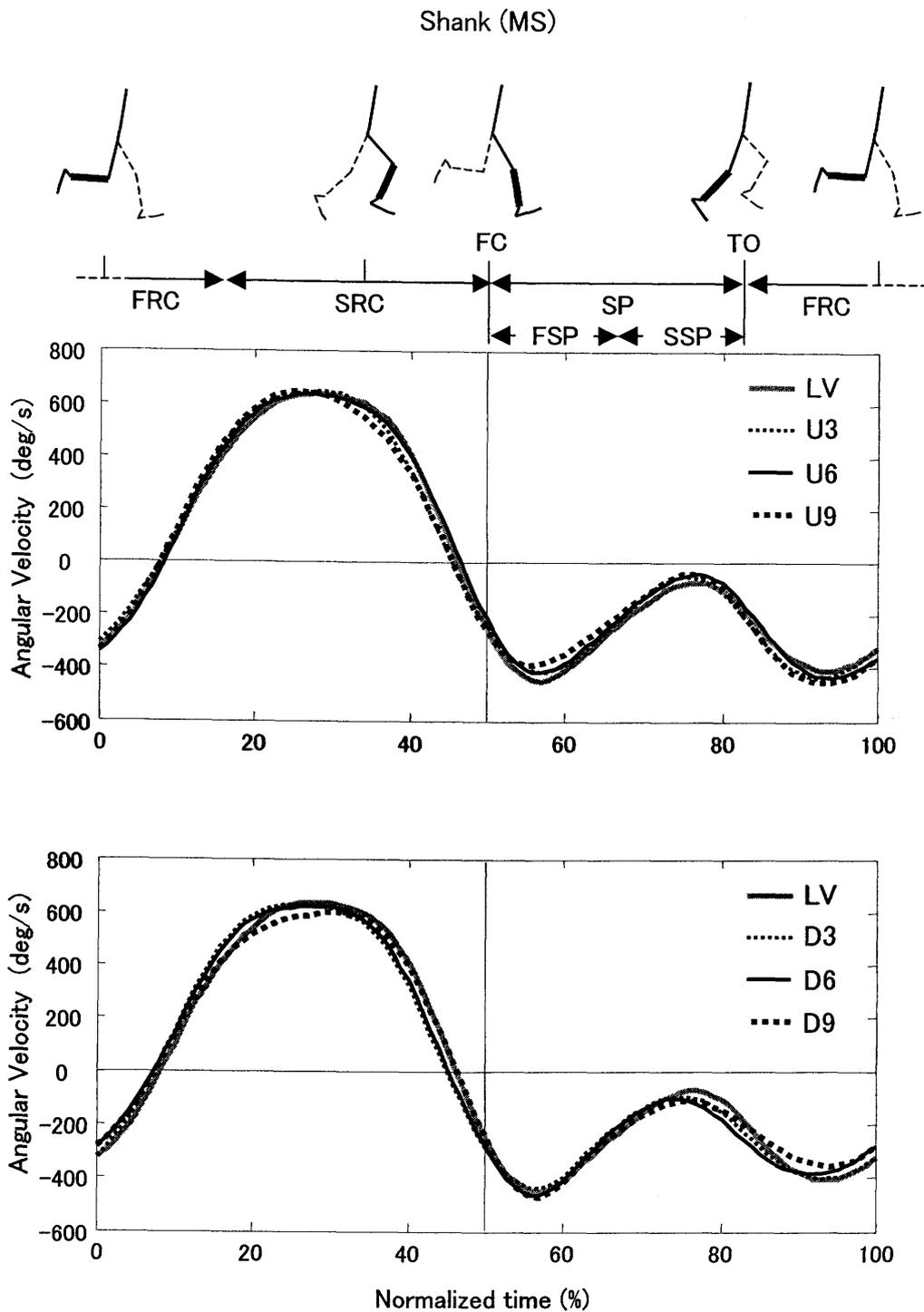


Figure 4-18 Averaged patterns of shank angular velocity during one running cycle for level and three uphill grades (Top) and for level and three downhill grades (Bottom) in the medium speed (MS).

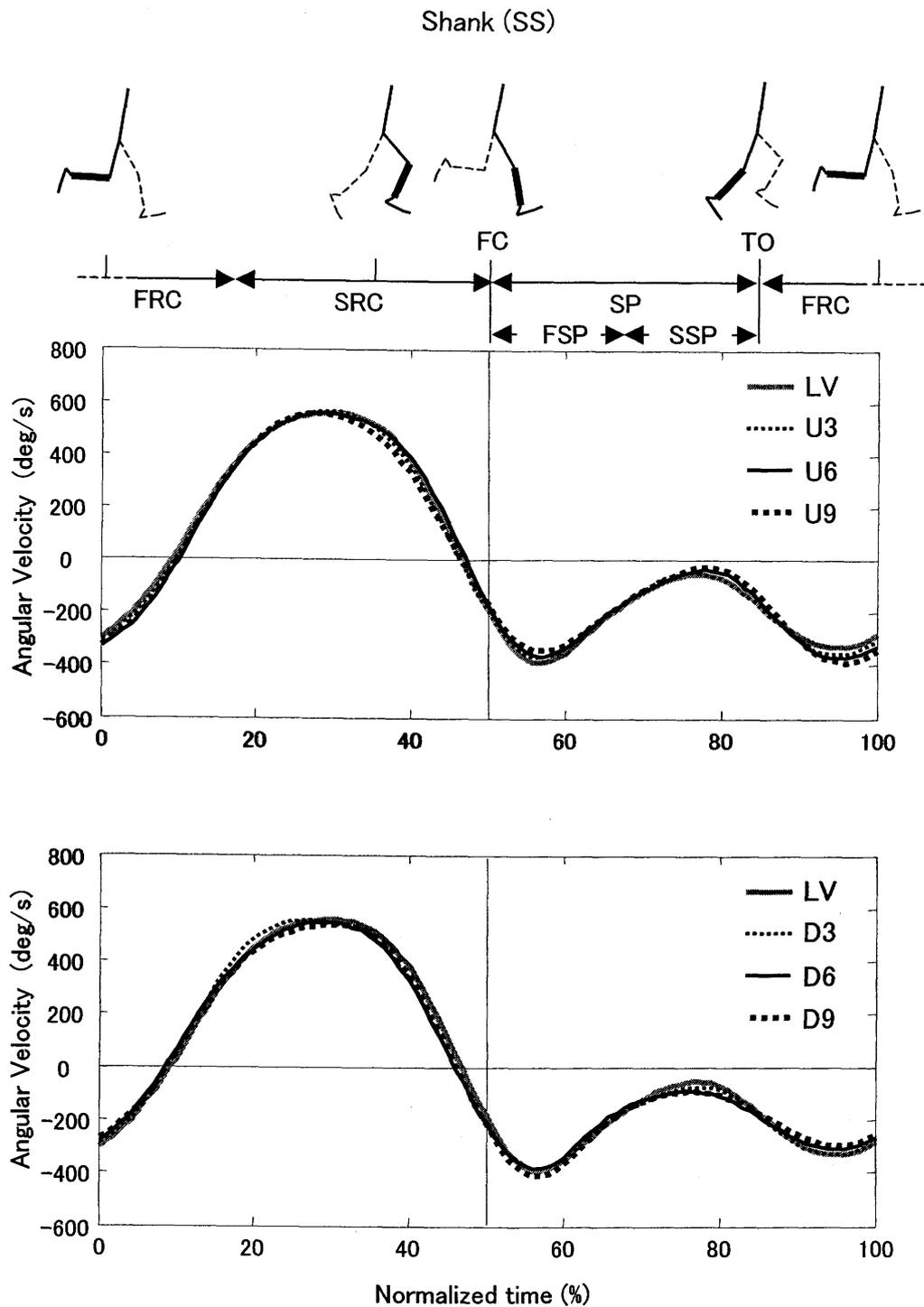


Figure 4-19 Averaged patterns of shank angular velocity during one running cycle for level and three uphill grades (Top) and for level and three downhill grades (Bottom) in the slow speed (SS).

大きくなるほどステップ長が小さくなるがステップ頻度を高めることで走速度を維持し、走速度が小さい場合には、ステップ長とステップ頻度との比は LV と変わらないが 1 歩に占める支持期の時間的割合が増したことを示している。

上り坂を走行するためには、1 サイクルの中で身体重心を上昇させなければならない。上り坂斜度が大きくなるほど、身体重心の下降 (H1 および H4) は小さく、上昇 (H2 および H3) は大きかった (図 4-3)。上り坂斜度が大きくなるほど、接地時における身体重心の下向き速度 ( $V_{on}$ ) が小さかったこと (図 4-4) は、接地後における身体重心の下降量の減少に関係したと考えられる。

下腿角度 (図 4-9~4-11 上段, 図 4-12) は、いずれの走速度においても支持期前半に上り坂斜度では前傾角速度が小さかったため (図 4-17~4-19 上段)、離地時では前傾角度が LV よりも有意に小さかった。支持期において下腿の前傾を小さくすることは H1 の減少および H2 の増加に寄与したと考えられる。

上り坂斜度が大きくなるほど、回復期前半における大腿の振り出し角速度が大きく、大腿が高く振り上げられ、接地前後において素早く振り戻されていた (図 4-5~4-7 および図 4-14~16 上段)。接地時における大腿の後傾角度は、いずれの走速度においても、U9, U6 が LV よりも有意に大きかったが (図 4-8)、その後の角速度が大きかったため、離地時の大腿角度は LV と差がなかった。したがって、急な上り坂では回復期において大腿を高く振り上げた後、支持期に大腿が後傾した姿勢から素早く後方へスウィングすることも H1 の減少および H2 の増加に寄与したと考えられる。また、U9 および U6 にみられた素早い大腿の前方および後方へのスウィングやそれにともなう H1 の減少に関しては、一流走者の特徴と共通するものであり、さらに疲労時に走速度を維持するために重要な動作と言われている (榎本ら, 1999; 榎本, 2003)。したがって、支持期前半における大腿の動作に課題を持つ長距離走者は、急斜度の上り坂をトレーニングに利用する際、接地後における大腿の後方へのスウィングを強調することが重要となる可能性があるだろう。

体幹はいずれの走速度においても、1サイクルを通じて U9, U6 が LV よりも大きく前傾していた (図 4-13)。図 4-20 は、支持期前半における地面反力ベクトル、下肢、体幹、身体重心の関係を高速試技の LV と U9 について模式的に示したものである。U9 では支持期前半において大腿がより後傾位であったため、接地足に対して大転子は後方に位置することになり、身体重心まわりに地面反力による後方へのモーメントを受けやすいと考えられる。したがって、体幹の前傾を大きくすることにより身体重心を大転子に対して前方に置き、過剰な後方へのモーメントを防いでいたと考えられる。

以上のことから、走速度が大きい場合は、上り坂斜度が大きくなるほどステップ長は小さくステップ頻度は大きく、走速度が小さい場合には、上り坂斜度が大きくなるほど 1 歩に占める支持期の時間的割合が増すことが明らかになった。また上り坂における走動作の特性として、回復期における大腿の振り出しおよび振り戻しが大きく、接地前後に大腿が素早く後方にスウィングされること、支持期に下腿があまり倒れないこと、1 サイクルを通じて体幹の前傾が大きいことが挙げられた。緩やかな上り坂では、支持期において、主に下腿の前傾を抑えることにより身体重心を上昇させ、急な上り坂になると下腿の動作に加え、大腿が後傾した姿勢から素早く起こすことも身体重心上昇に寄与していた。また上り坂斜度への対応が一様な変化を示さない点もあらわることが示された。

#### 4.4.2 下り坂における走動作のキネマティクスの特性

ステップ長は、高速試技では D6, D9 が LV よりも有意に大きかったが、走速度が小さい試技になると下り坂斜度と LV との差は明確ではなくなった。ステップ頻度は、高速試技では D6 が LV よりも有意に小さかった。支持時間は、中速試技では D3, D6 が LV よりも有意に小さかった。これらの結果は、走速度が大きい場合は、急な下り坂斜度ほど走速度 (ステップ長×ステップ頻度) を得る strategy がステップ長に依存する傾向が強くなり、特に D6 では 1 歩に占める支持時間の割合が減少し、走速度が

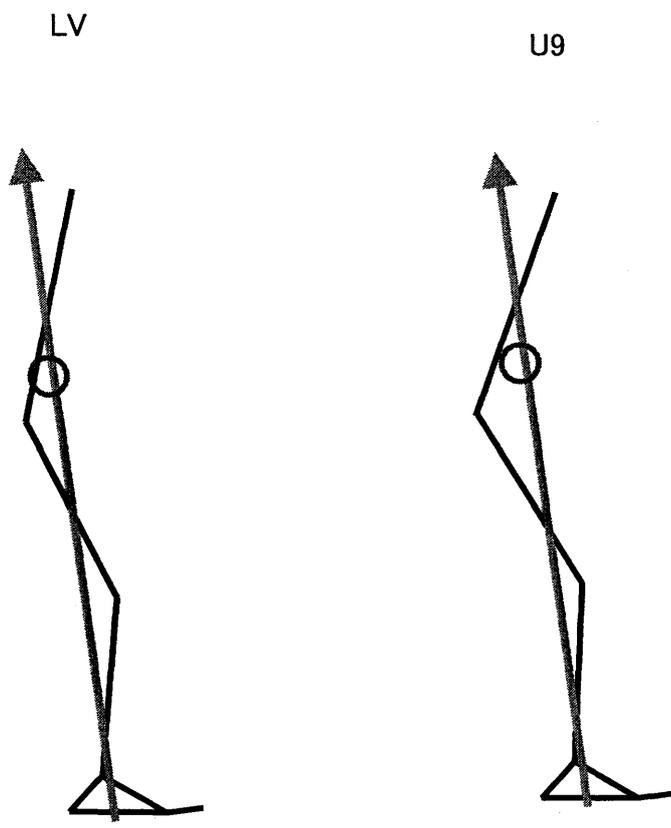


Figure 4-20 The ground reaction force vector and positions of the leg, torso, and the center of the gravity in the first half of the support phase for level (LV) and the steepest uphill (U9) conditions.

小さい場合には、下り坂斜度でも LV と同じリズムで走行していたことを示している。

下り坂斜度が大きくなるほど、身体重心の下降 (H1 および H4) は大きく、上昇 (H2 および H3) は小さかった。また、下り坂斜度が大きくなるほど  $V_{on}$  が大きかったことは、接地後における身体重心の下降量の増加に関係したと考えられる。

D3 と LV の支持期の動作を比較すると、いずれの走速度においても接地時から支持期中盤にかけて大腿の後傾角度は D3 の方が小さく (鉛直に近い)、大腿角速度には顕著な相違はみられなかった (図 4-5~4-7 および図 4-14~16 下段)。また、下腿の動作についても顕著な相違はみられなかった (図 4-9~4-11 および図 4-17~19 下段)。大腿の後傾角度が小さいと、同じ角変位であっても大腿の回転が身体重心上昇に及ぼす影響は小さい。したがって、緩やかな下り坂では支持期において大腿の後傾角度が小さかったことが H1 の増加および H2 の減少に寄与したと考えられる。

下り坂斜度がさらに大きくなると、回復期前半における大腿の振り出し角速度が小さいため腿上げ角度が小さく、その後大腿をわずかに振り出しながら接地した。また、下り坂斜度が大きくなると支持期後半における下腿の前傾角速度が増加し、離地時では D6, D9 が LV よりも下腿が大きく前傾していた (図 4-12)。したがって、急な下り坂では接地前後において大腿の振り戻しを止め、支持期後半において下腿を素早く前傾させることにより身体重心を下降させたと考えられる。また、支持期後半に下腿の前傾を素早くすることは長距離走において重要な技術でもあることから (榎本, 2003)、急な下り坂斜度をトレーニングに利用する際の重要な視点となるであろう。

以上のことから、走速度が大きい場合は、急な下り坂斜度ではステップ頻度が小さくステップ長が大きい。走速度が小さい場合には、下り坂斜度でも LV と同じリズムで走行することが明らかになった。また、下り坂における走動作は、回復期における大腿の振り出しが小さく、その後大腿がわずかに振り出しの角速度をもって接地し、支持期後半に下腿が大きく前傾するという特性がみられた。また、緩やかな下り坂では支持期において大腿の後傾角度が小さいため、大腿の回転が身体重心を上昇させに

くくなり、急な下り坂では接地前後において大腿の振り戻しを止め、支持期後半において下腿を素早く前傾させることにより身体重心をさらに下降させたと考えられる。

#### 4.5 要約

本章の目的は、傾斜地と平地における走動作をキネマティクスの的に比較することによって、傾斜地における長距離走動作の特性を検討することであった。

その結果、以下のことが明らかになった。

##### (1) 上り坂における走動作のキネマティクスの特性

- ①走速度が大きい場合は、平地走よりもステップ長は小さくステップ頻度は大きく、走速度が小さい場合には、平地走よりも1歩に占める支持期の時間的割合が大きかった。
- ②身体重心の下降（H1 および H4）は小さく、上昇（H2 および H3）は大きかった。
- ③1 サイクルを通じて体幹の前傾がわずかに大きかった。
- ④回復期における大腿の振り出しおよび振り戻しが大きく、かつ速かった。
- ⑤支持期の下腿角速度が小さく、離地時では下腿前傾角度が小さかった。
- ⑥急な上り坂斜度（U6 および U9）では、大腿がより後傾位で接地し、その後大腿を素早く起こしていた。

以上のことから、上り坂走は、回復期における大腿の振り出しおよび振り戻しが大きく、かつ速いという特性をもつことが明らかになった。また緩やかな上り坂（U3）では支持期において主に下腿の前傾を抑えることにより身体重心を上昇させ、急な上り坂（U6 および U9）になると下腿の動作に加え、大腿を後傾位から素早く起こすことも身体重心上昇に寄与していたと考えられる。急斜度の上り坂をトレーニングに利用する際、接地後における大腿の後方へのスウィングを強調することが重要となる可能性があるだろう。

(2) 下り坂における走動作のキネマティクスの特性

- ①走速度が大きい場合は、急な下り坂斜度（D6 および D9）では平地走よりもステップ頻度が小さくステップ長が大きい。走速度が小さい場合には、平地走と同じリズムで走行していた。
- ②身体重心の下降（H1 および H4）は大きく、上昇（H2 および H3）は小さかった。
- ③急な下り坂斜度（D6 および D9）では回復期における大腿の腿上げ角度が小さく、その後大腿がわずかに振り出しの角速度をもって接地した。
- ④接地時の大腿の後傾角度が小さかった。
- ⑤急な下り坂斜度（D6 および D9）では支持期の下腿角速度が大きく、離地時では下腿前傾角度が大きかった。

以上のことから、緩やかな下り坂（D3）では支持期において大腿の後傾角度が小さいため、大腿の回転が身体重心を上昇させにくくなり、急な下り坂（D6 および D9）では接地前後において大腿の振り戻しを止め、支持期後半において下腿を素早く前傾させることにより身体重心をさらに下降させたと考えられる。急な下り坂斜度をトレーニングに利用する際、支持期における下腿の素早い前傾が重要な視点となるであろう。

## 5. 傾斜地における走動作のキネティクス

### 5.1 目的

斜度に対して走動作を変化させるには、走者は筋群の力発揮パターンを変える必要があるが、筋活動を地形の変化に対応させることがヒルトレーニングにおいて重要とされていることから (Tulloh, 1998), キネマティクスのみでなくキネティクスのにも分析する必要がある。走動作に関するキネティクスの分析では、これまで関節トルク、関節トルクパワーが頻繁に用いられている (Winter, 1983; 阿江ら, 1986; Simpson and Bates, 1990; 伊藤ら, 1997; 榎本, 2003)。キネティクスの分析ではキネマティクスの変量との関係を考察することが不可欠であるが (阿江と藤井, 2002), 特に関節トルクはキネマティクスデータと外力から算出されるため、筋電図などに比べて走動作との関係が検討しやすい。また、傾斜地における走動作では着地衝撃も重要な視点であり (Mizrahi et al., 2000), 地面反力の分析も必要であろう。これらのことから、傾斜地における走動作の地面反力や関節トルクについて分析することによって、キネティクスを走動作と関連づけて理解できると考えられる。

本章の目的は、傾斜地における走動作の地面反力、関節トルクなどを計測し、同速度の平地走と比較することによって傾斜地における長距離走動作のキネティクスの特性を検討することである。

### 5.2 方法

#### 5.2.1 データ収集とデータ処理

本章のデータは走動作と地面反力を同時に計測した実験 2 より収集したものである。なお、データ収集法およびデータ処理法については第 3 章で述べたとおりである。

## 5.2.2 算出項目と算出方法

### ①地面反力，力積，および鉛直荷重率

2 台のフォースプラットフォームの出力から地面反力および圧力中心を算出し，斜度で補正して水平成分と鉛直成分に分けた．力積は，地面反力の水平，鉛直成分をそれぞれ時間積分することにより算出した．

また，接地直後における衝撃的な鉛直地面反力の立ち上がりの早さを評価するために，地面反力の鉛直成分を時間で数値微分し，その最大値を最大鉛直荷重率（Peak vertical loading rate）とした（Nigg and Liu, 1999）．

### ②関節トルクおよび関節トルクパワー

分析脚の関節トルクを算出するため，身体を体幹，大腿，下腿，足部の4セグメントからなる剛体リンクにモデル化した．図 5-1 に示した Free Body Diagram に基づき，各部分で式 5.1~5.3 に示した運動方程式をたてた（Winter, 1990）．

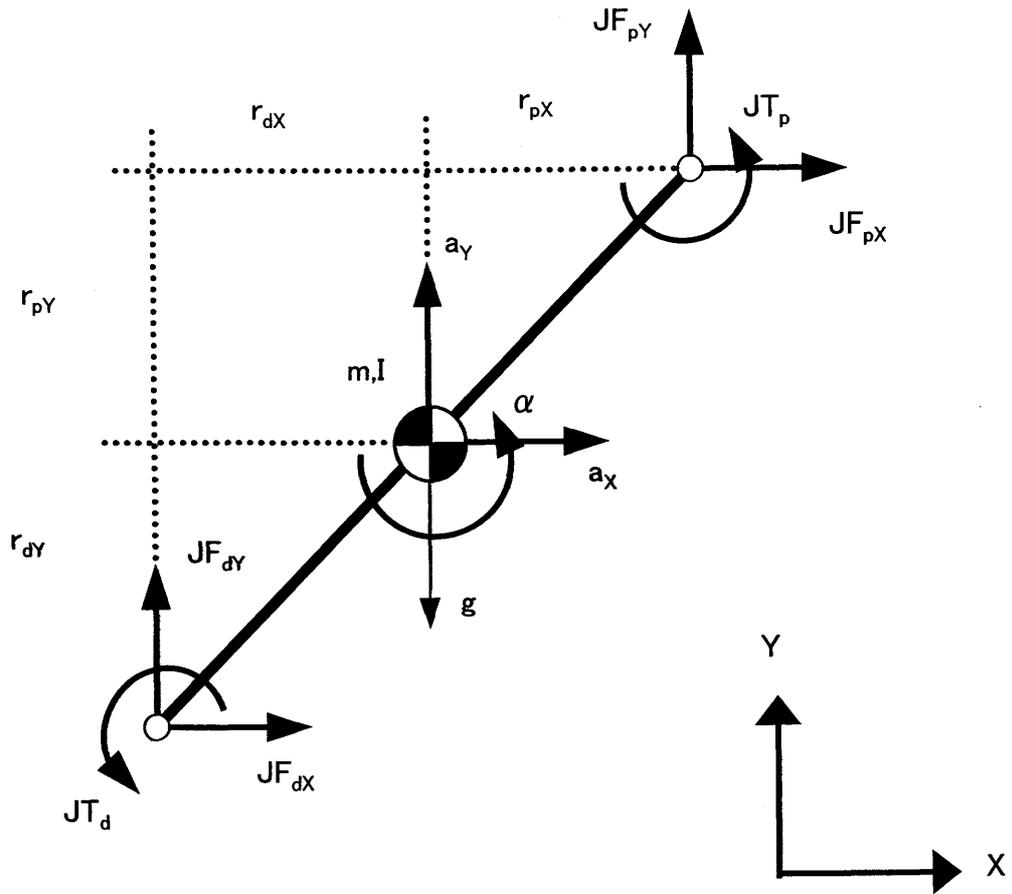
$$JF_{pX} = m \cdot a_X - JF_{dX} \quad (5.1)$$

$$JF_{pY} = m \cdot a_Y - JF_{dY} + m \cdot g \quad (5.2)$$

$$JT_p = I \cdot \alpha - JT_d - r_{dX} \cdot JF_{dY} + r_{dY} \cdot JF_{dX} - r_{pX} \cdot JF_{pY} + r_{pY} \cdot JF_{pX} \quad (5.3)$$

ここで， $m$  は部分質量， $a$  は部分重心の加速度， $JF_p$  は部分の近位端の関節力， $JF_d$  は部分の遠位端の関節力（足部については地面反力）， $I$  は部分の重心まわりの慣性モーメント， $\alpha$  は部分の角加速度， $JT_p$  は近位端の関節トルク， $JT_d$  は部分の遠位端の関節トルク（足部についてはなし）， $r_p$  は部分の重心から近位端までの距離， $r_d$  は部分の重心から遠位端（足部については圧力中心）までの距離，添字の X および Y は座標成分を表している．

式 5.1~5.3 を足部，下腿，大腿の順に解くことによって，足関節，膝関節，および股関節の関節トルクを算出した．なお，関節トルクは伸展および底屈が正，屈曲および背屈が負となるように符号の変換を行った．



$$\begin{aligned}
 JF_{pX} &= m \cdot a_x - JF_{dX} \\
 JF_{pY} &= m \cdot a_y - JF_{dY} + m \cdot g \\
 JT_p &= I \cdot \alpha - JT_d - r_{dX} \cdot JF_{dY} + r_{dY} \cdot JF_{dX} - r_{pX} \cdot JF_{pY} + r_{pY} \cdot JF_{pX}
 \end{aligned}$$

Figure 5-1 Free body diagram of the lower limb segment.

分析脚の足関節，膝関節，および股関節（それぞれ  $j=1, 2, 3$ ）の関節トルクパワー（ $P_j$ ）は，式（5.4）によって算出した．

$$P_j = JT_j \cdot \omega_j \quad (5.4)$$

ここで， $JT_j$ は関節  $j$ における関節トルク， $\omega_j$ は関節角速度を示している．

### 5.2.3 データの規格化および平均化

地面反力については，被験者の身体質量で除した後，支持時間を 100%として試技ごとに規格化し，全被験者の平均値を算出した．関節トルク，関節角速度，関節トルクパワーについては，反対脚接地から分析脚接地までの 1 歩と分析脚接地から再び反対脚が接地するまでの 1 歩に要した時間をそれぞれ 50%として規格化し，2 歩で 100%とした．さらに，被験者の身体質量で除した後，全被験者の平均値を算出した．

### 5.2.4 統計処理

各測定値について第 4 章と同様に分散分析を行った．有意水準は 5%とした．

## 5.3 結果

### 5.3.1 地面反力および鉛直荷重率

図 5-2 は，支持期における地面反力の水平成分（上段）と鉛直成分（下段）の平均変化パターンを，LV と上り坂斜度について走速度ごとに示したものである．また，図 5-3 は LV と下り坂斜度について図 5-2 と同様に示したものである．なお，水平成分については加速力を正，減速力を負とした．

高速（FS），中速（MS），低速（SS）のいずれの走速度においても，水平成分の変化パターンは上り坂斜度と LV との間に斜度間に顕著な相違はみられなかった．水平成分の正および負のピーク値は上り坂斜度と LV との間に有意差はなかった．鉛直成分については，接地直後では LV および U3 において明確な衝撃的なピークがみられた

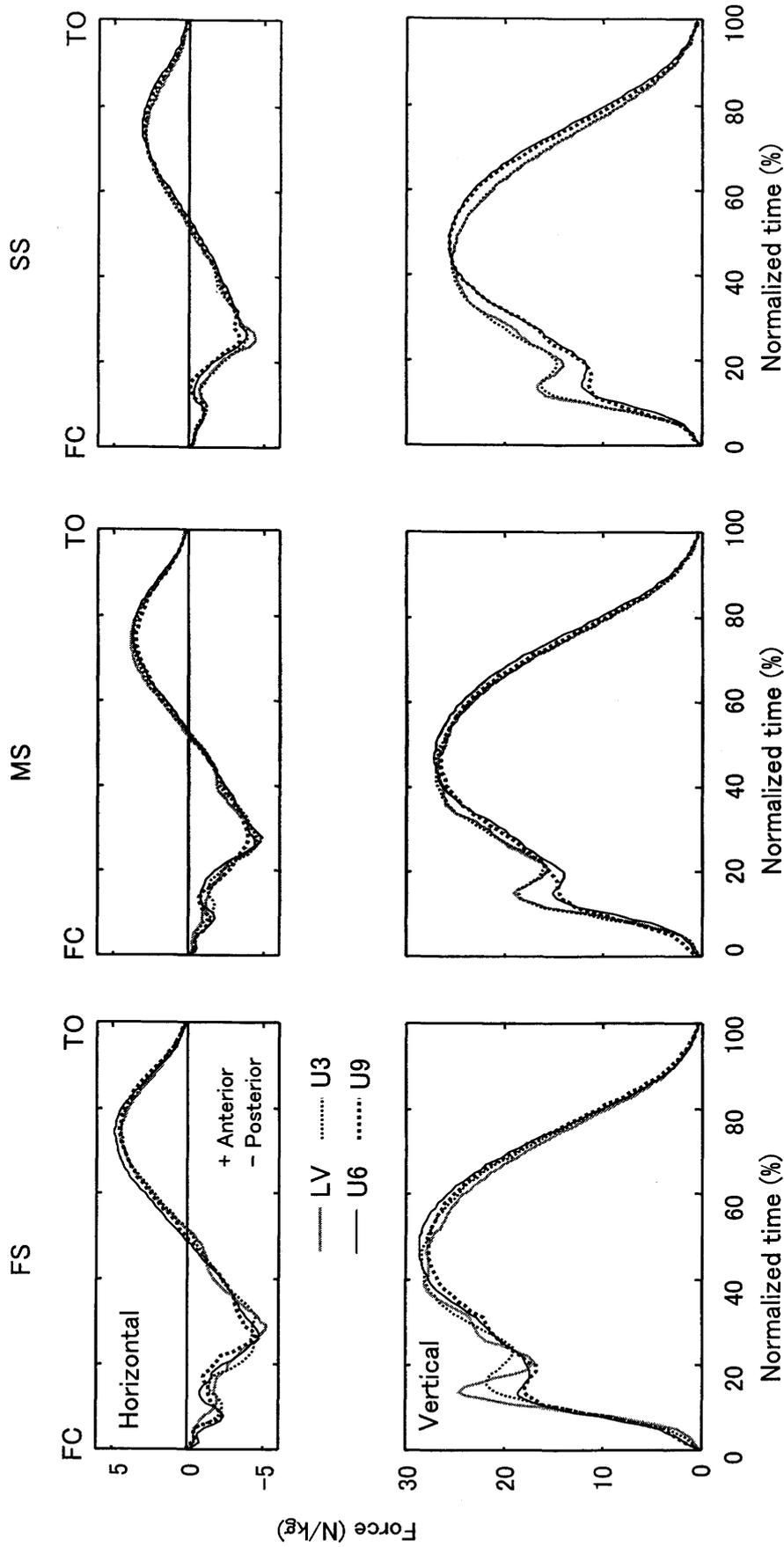


Figure 5-2 Averaged patterns of horizontal and vertical ground reaction forces during the support phase of level and three uphill grades in three running speeds.

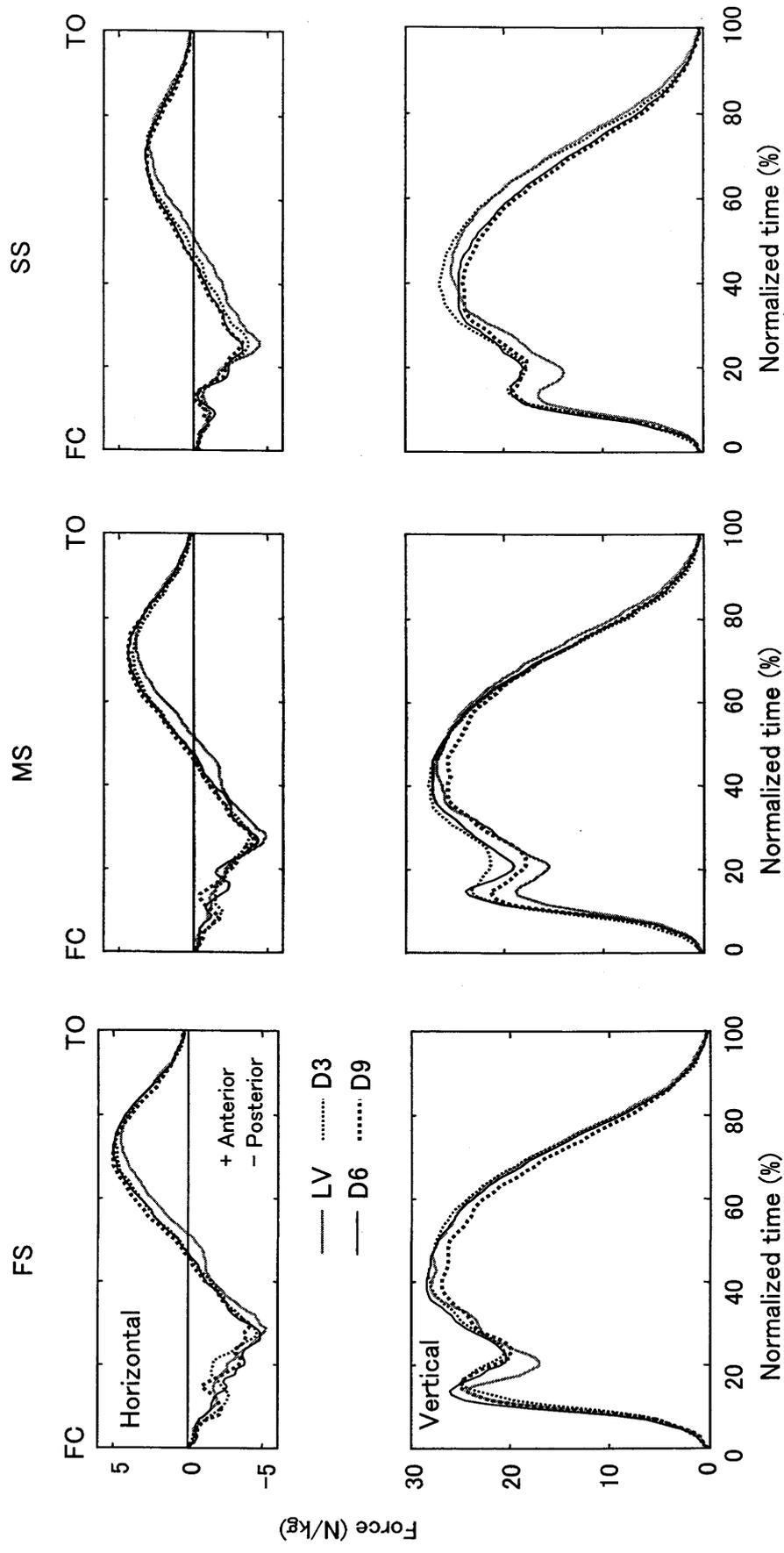


Figure 5-3 Averaged patterns of horizontal and vertical ground reaction forces during the support phase of level and three downhill grades in three running speeds.

が、U9とU6ではこれらのピークは小さかった。なお、接地直後のピークが出現しない試技もあったため、このピーク値の有意差検定は行わなかった。支持期中盤におけるピーク値にはいずれの走速度においても上り坂斜度とLVとの間に有意差はなかった。

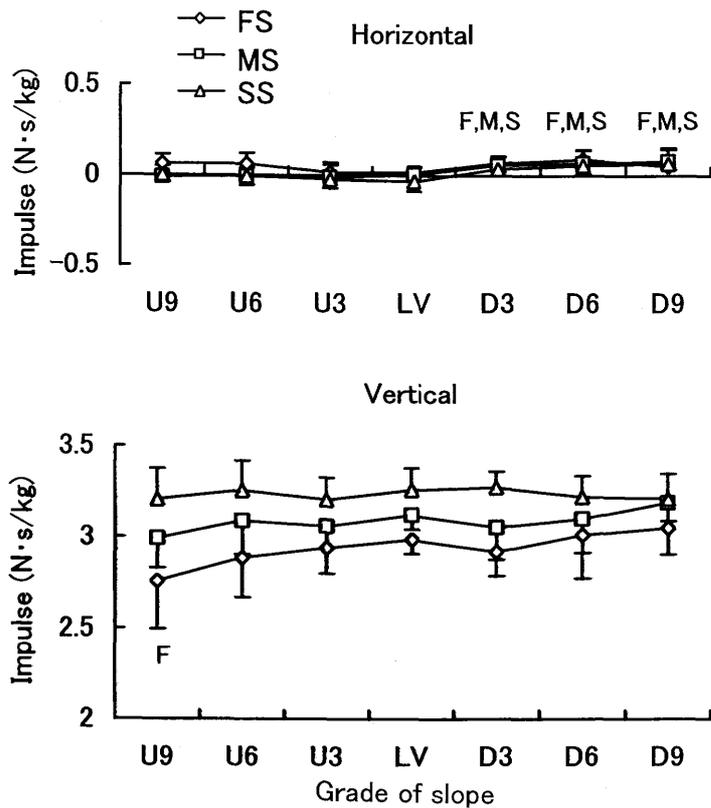
下り坂斜度は、いずれの走速度においてもLVに比べて水平成分の負（減速）から正（加速）への移行が早く、その後正のピークが大きい傾向がみられた。負のピーク値は下り坂斜度とLVとの間に有意差はなかったが、正のピーク値はD3、D6、D9がLVよりも有意に大きかった（ $p<0.05$ ）。鉛直成分については、中速試技および低速試技の下り坂斜度における接地直後のピークがLVよりも大きい傾向がみられたが、いずれの走速度においても下り坂斜度増加に比例した増加は示さなかった。また、支持期中盤におけるピーク値にはいずれの走速度においても下り坂斜度とLVとの間に有意差はなかった。

図5-4は、各試技における地面反力の力積の水平成分（上段）および鉛直成分（下段）を平均値と標準偏差で示したものである。水平成分は、いずれの走速度においてもD3、D6、D9がLVよりも有意に大きかった（ $p<0.05$ ）。鉛直成分については、高速試技のU9がLVよりも有意に小さかったが（ $p<0.05$ ）、中速試技および低速試技では斜度間に有意差はなかった。

図5-5は、最大鉛直荷重率を平均値と標準偏差で示したものである。最大鉛直荷重率はいずれの試技も接地直後に出現し、いずれの走速度においても、U6、U9がLVよりも有意に小さく、D6はLVよりも有意に大きかった（ $p<0.05$ ）。

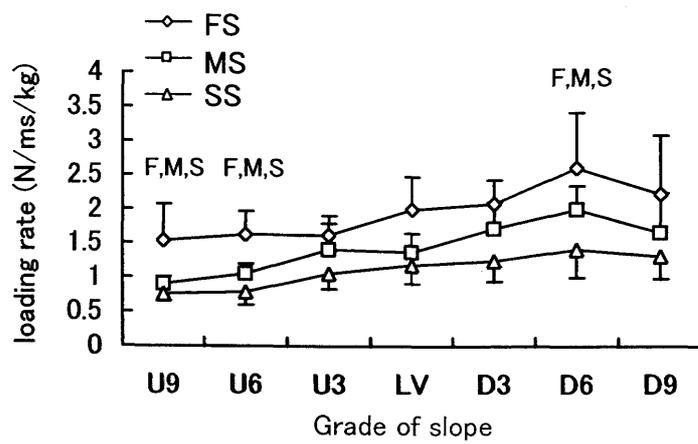
### 5.3.2 下肢関節トルクおよび関節トルクパワー

表5-1は、下肢関節トルクの主なピーク値を平均値と標準偏差で示したものである。また表5-2は、下肢関節トルクパワーについて表5-1と同様に示したものである。図5-6および5-7は、高速試技の1サイクルにおける股関節の関節トルク（上段）、関節



F: Significant difference between LV and the grade in the fast speed at  $p < 0.05$ .  
M: Significant difference between LV and the grade in the medium speed at  $p < 0.05$ .  
S: Significant difference between LV and the grade in the slow speed at  $p < 0.05$ .

Figure 5-4 Horizontal and vertical impulses for seven grades in three running speeds.



- F: Significant difference between LV and the grade in the fast speed at  $p < 0.05$ .
- M: Significant difference between LV and the grade in the medium speed at  $p < 0.05$ .
- S: Significant difference between LV and the grade in the slow speed at  $p < 0.05$ .

Figure 5-5 Peak vertical loading rate for seven grades in three running speeds.

角速度（中段），および関節トルクパワー（下段）の平均変化パターンを，LV と上り坂斜度，LV と下り坂斜度に分けて示したものである．同様に，図 5-8 および 5-9 は中速試技について，図 5-10 および 5-11 は低速試技について示したものである．

高速試技における股関節トルクは，上り坂斜度が大きくなるほど，反対脚離地直前から接地にかけて伸展トルクが大きく，離地から反対脚接地にかけて屈曲トルクが大きかった．しかし，走速度が小さくなると股関節トルクが大きくなる傾向はあまりみられなくなった．また，いずれの走速度においても支持期中盤から後半にかけて U9 の股関節伸展トルクが他の斜度よりも小さい傾向がみられた．分散分析の結果，回復期後半（SRC）における股関節伸展トルクのピーク値は，高速試技の U9，U6，U3，中速試技の U9 が同速度の LV よりも有意に大きく，回復期前半（FRC）における屈曲トルクのピークの絶対値については，いずれの走速度においても U9 と U6 が LV よりも有意に大きかった（ $p<0.05$ ）．また，支持期前半（FSP）における伸展トルクのピーク値には上り坂斜度と LV との間に有意差はなかった．下り坂斜度については，D9 の接地前の伸展トルクおよび離地後の屈曲トルクが LV よりも小さく，D3 の支持期中盤における伸展トルクが小さい傾向がみられたが，LV との差は上り坂斜度に比べてわずかであった．分散分析の結果，回復期後半における股関節伸展トルクのピーク値は，高速試技および中速試技の D9 が同速度の LV よりも小さい傾向がみられ，回復期前半における屈曲トルクのピークの絶対値については，いずれの走速度においても D9 が LV よりも小さい傾向がみられた（ $p<0.10$ ）．

股関節角速度は，いずれの走速度においても上り坂斜度が大きくなるほど反対脚接地前後の股関節屈曲角速度が大きく，ピーク値（絶対値）では U9，U6，U3 が LV よりも有意に大きかった（ $p<0.05$ ）．また，いずれの走速度においても接地前後において上り坂斜度が大きくなるほど伸展角速度が大きく，ピーク値では U9，U6 が LV よりも有意に大きかった（ $p<0.05$ ）．なお，これらの傾向は走速度が大きい試技ほど顕著であった．下り坂斜度については，接地直後における股関節角速度は，いずれの走速度

Table 5-1 Peak joint torque of the lower extremity for seven grades in three running speeds.

Unit: N·m/kg

Joint	Direction	Phase	U9	U6	U3	LV	D3	D6	D9
Hip	Extension	FS	1.87 ±0.22*	1.81 ±0.28*	1.72 ±0.22*	1.50 ±0.20	1.50 ±0.06	1.59 ±0.27	1.38 ±0.19*
		MS	1.50 ±0.23*	1.49 ±0.25	1.34 ±0.13	1.36 ±0.13	1.46 ±0.09	1.32 ±0.21	1.22 ±0.14*
		SS	1.23 ±0.09	1.20 ±0.10	1.16 ±0.11	1.11 ±0.11	1.16 ±0.13	1.08 ±0.15	1.03 ±0.18
Hip	Extension	FS	3.49 ±1.09	3.72 ±0.80	4.36 ±1.08	3.56 ±1.22	3.29 ±1.12	3.62 ±1.18	3.45 ±1.56*
		MS	2.92 ±0.48	3.10 ±0.54	3.08 ±1.22	2.88 ±0.80	2.72 ±1.41	2.75 ±1.34	2.88 ±0.58*
		SS	1.96 ±0.56	2.59 ±0.70	2.70 ±0.54	2.83 ±0.68	2.72 ±0.52	2.71 ±1.12	2.67 ±0.96*
Hip	Flexion	FS	-1.69 ±0.20*	-1.67 ±0.22*	-1.48 ±0.12	-1.46 ±0.08	-1.41 ±0.15	-1.43 ±0.25	-1.29 ±0.14
		MS	-1.35 ±0.12*	-1.36 ±0.24*	-1.26 ±0.14	-1.23 ±0.09	-1.27 ±0.09	-1.18 ±0.10	-1.20 ±0.08
		SS	-1.20 ±0.19*	-1.12 ±0.11*	-1.07 ±0.06	-1.08 ±0.08	-1.00 ±0.14	-1.09 ±0.11	-0.98 ±0.11
Knee	Flexion	FS	-0.93 ±0.11	-0.94 ±0.14	-0.96 ±0.14	-0.84 ±0.16	-0.84 ±0.05	-0.82 ±0.10	-0.78 ±0.23
		MS	-0.78 ±0.08	-0.79 ±0.10	-0.75 ±0.12	-0.78 ±0.18	-0.71 ±0.03	-0.66 ±0.08	-0.68 ±0.09
		SS	-0.65 ±0.08	-0.67 ±0.06	-0.62 ±0.07	-0.63 ±0.09	-0.59 ±0.07	-0.56 ±0.07	-0.60 ±0.13
Knee	Extension	FS	1.88 ±0.30*	2.17 ±0.30	1.78 ±0.30*	2.26 ±0.49	2.15 ±0.25	2.52 ±0.38	2.53 ±0.31
		MS	2.10 ±0.52	2.15 ±0.34	1.92 ±0.16	2.19 ±0.44	2.11 ±0.38	2.09 ±0.52	2.35 ±0.36
		SS	2.14 ±0.48	2.06 ±0.19	1.85 ±0.31	1.99 ±0.20	2.12 ±0.48	2.20 ±0.33	1.90 ±0.37
Ankle	Plantar flexion	FS	2.57 ±0.27	2.83 ±0.35	2.86 ±0.31	2.74 ±0.33	2.52 ±0.34*	2.53 ±0.23*	2.40 ±0.25*
		MS	2.54 ±0.38	2.57 ±0.38	2.59 ±0.38	2.57 ±0.21	2.36 ±0.19*	2.47 ±0.19*	2.30 ±0.19*
		SS	2.34 ±0.25	2.31 ±0.31	2.44 ±0.24	2.44 ±0.27	2.22 ±0.26*	2.05 ±0.32*	2.17 ±0.39*

\* Significant difference from LV in the same running speed at p<0.05.

Table 5-2 Peak joint torque power of the lower extremity for seven grades in three running speeds.

Unit: W/kg

Joint	Sign	Phase	U9	U6	U3	LV	D3	D6	D9
Hip	Positive	FRC	FS	7.22 ±1.49*	7.27 ±1.55*	6.13 ±1.02*	5.08 ±1.16	5.31 ±0.83	4.84 ±1.17
		FRC	MS	5.24 ±0.81*	5.09 ±1.28*	5.16 ±1.14*	4.17 ±0.62	4.09 ±0.49	3.74 ±1.29
		FRC	SS	3.82 ±0.84*	3.71 ±0.58*	3.54 ±0.79*	3.04 ±0.70	2.64 ±0.36	2.88 ±0.49
Hip	Positive	SRC	FS	6.38 ±0.99*	5.71 ±1.82*	5.12 ±1.44*	3.24 ±0.61	4.36 ±0.41*	2.86 ±1.14
		SRC	MS	4.12 ±0.38*	3.35 ±0.59	3.03 ±0.47	2.88 ±0.58	2.79 ±0.57	2.26 ±1.38
		SRC	SS	2.47 ±0.78	2.54 ±0.41	2.25 ±0.69	2.12 ±0.63	2.18 ±0.62	1.69 ±0.53
Knee	Negative	SRC	FS	-8.38 ±1.07	-8.31 ±1.98	-8.31 ±0.78	-7.13 ±0.89	-8.06 ±0.30	-6.25 ±1.09*
		SRC	MS	-6.18 ±0.54	-6.67 ±0.70	-6.20 ±0.78	-6.20 ±0.88	-5.59 ±0.62	-5.47 ±0.98
		SRC	SS	-4.67 ±0.61	-4.79 ±0.44	-4.67 ±0.70	-4.57 ±0.52	-4.29 ±0.66	-4.13 ±0.83
Knee	Negative	FSP	FS	-4.81 ±2.75*	-6.33 ±1.59*	-8.42 ±3.84	-10.95 ±2.48	-11.70 ±3.07	-17.69 ±2.68*
		FSP	MS	-5.89 ±2.25*	-9.16 ±3.16	-7.96 ±0.58*	-10.75 ±2.72	-9.93 ±1.98	-14.55 ±2.14*
		FSP	SS	-6.62 ±2.06*	-6.82 ±1.73*	-7.42 ±2.47	-9.58 ±1.30	-10.48 ±2.33	-10.55 ±1.54
Knee	Positive	SSP	FS	5.77 ±1.53*	6.39 ±0.97*	3.88 ±1.24	4.85 ±2.00	4.23 ±1.42	4.36 ±2.25
		SSP	MS	5.66 ±2.12*	5.98 ±1.42*	3.59 ±1.02	4.30 ±1.81	4.08 ±1.74	4.24 ±1.62
		SSP	SS	5.50 ±2.00*	5.08 ±1.23*	3.73 ±1.33	3.57 ±0.97	3.29 ±1.10	3.36 ±1.03
Ankle	Negative	FSP	FS	-8.92 ±1.89	-9.21 ±2.48	-8.85 ±2.22	-9.64 ±1.51	-9.96 ±3.34	-7.90 ±2.11
		FSP	MS	-7.69 ±1.93	-7.86 ±1.79	-8.32 ±2.14	-9.10 ±1.65	-8.05 ±2.52	-7.63 ±0.95
		FSP	SS	-5.88 ±1.73	-5.12 ±1.87	-5.94 ±1.68	-7.57 ±3.23	-6.97 ±2.40	-6.74 ±1.87
Ankle	Positive	SSP	FS	15.49 ±3.19*	17.90 ±2.39	15.49 ±2.29	14.33 ±1.17	13.36 ±2.07	11.94 ±2.61*
		SSP	MS	14.39 ±2.62*	13.67 ±1.90	12.98 ±3.15	12.77 ±1.89	11.59 ±3.02	10.90 ±1.92*
		SSP	SS	11.60 ±1.02*	9.25 ±2.87	10.87 ±1.55	9.37 ±1.46	9.13 ±1.40	7.94 ±1.40*

\* Significant difference from LV in the same running speed at p<0.05.

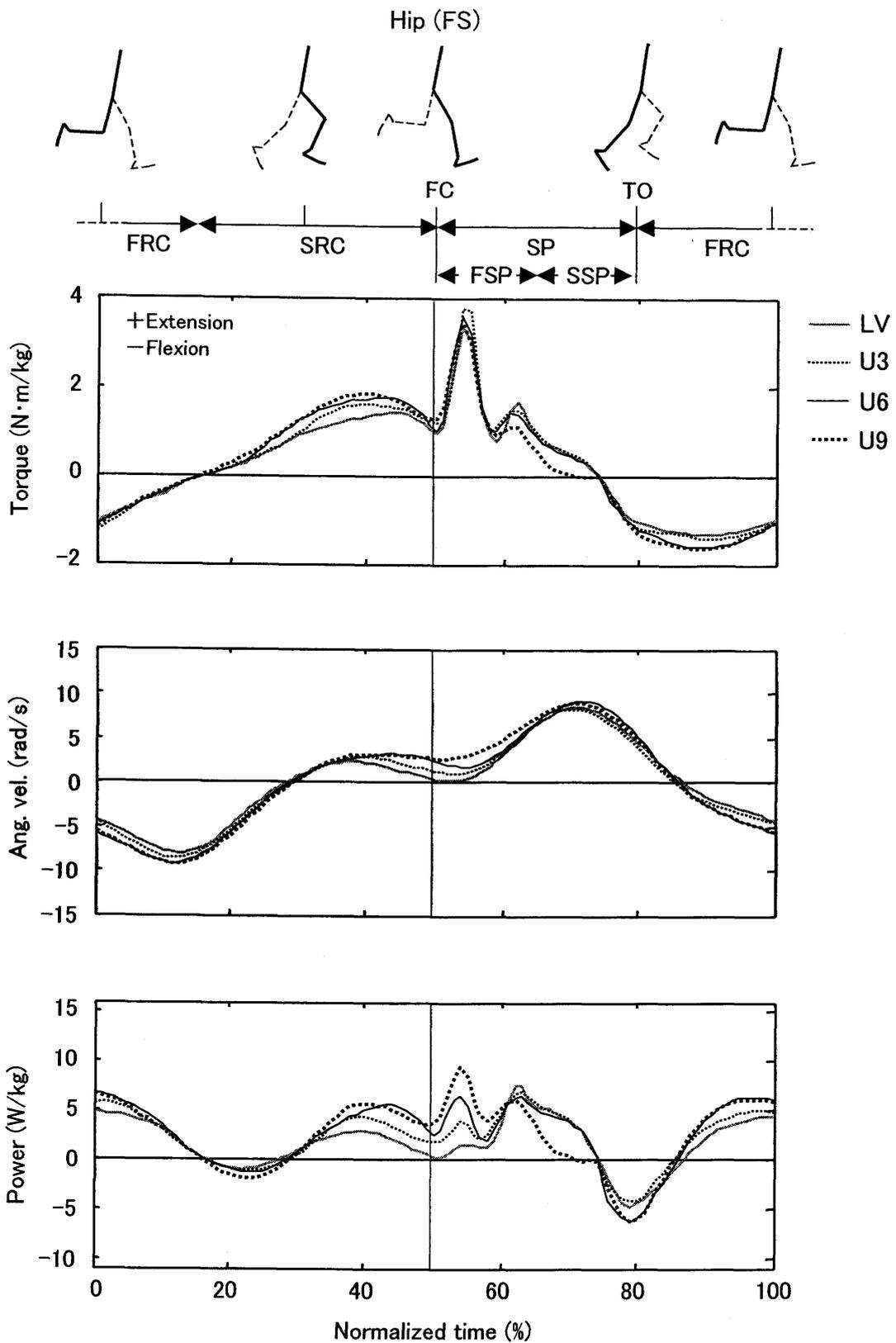


Figure 5-6 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the hip during one running cycle for level and three uphill grades in the fast speed (FS).

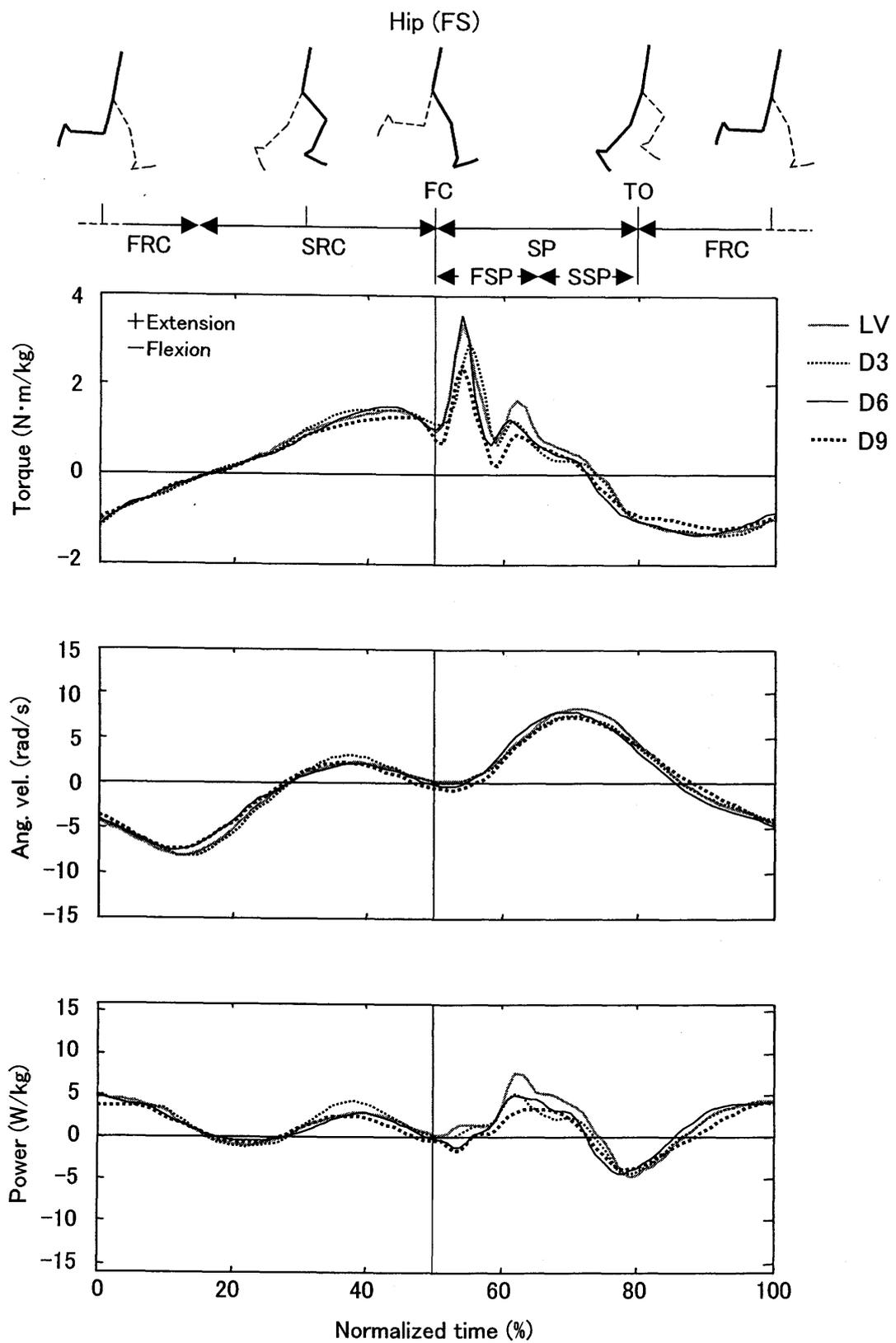


Figure 5-7 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the hip during one running cycle for level and three downhill grades in the fast speed (FS).

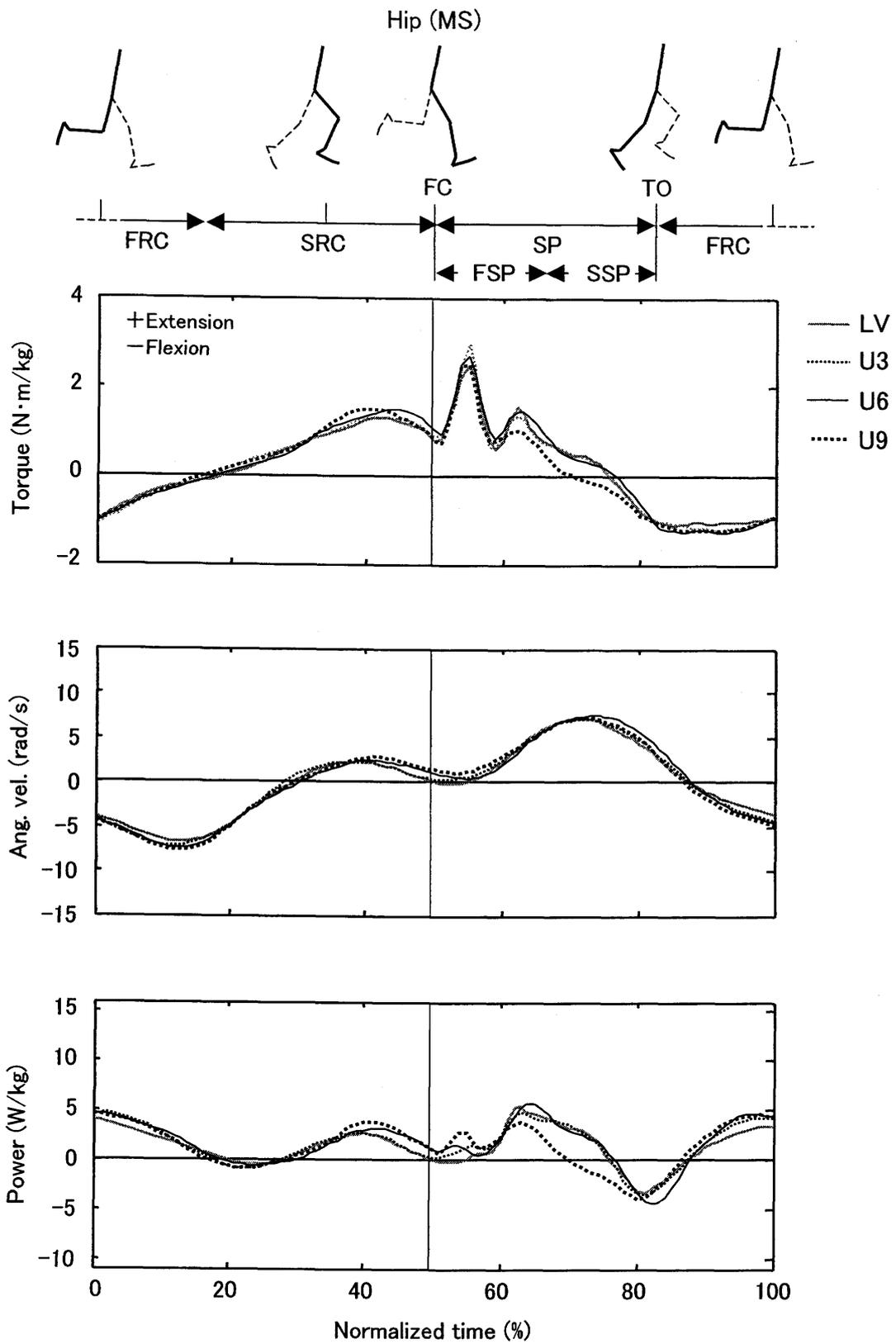


Figure 5-8 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the hip during one running cycle for level and three uphill grades in the medium speed (MS).

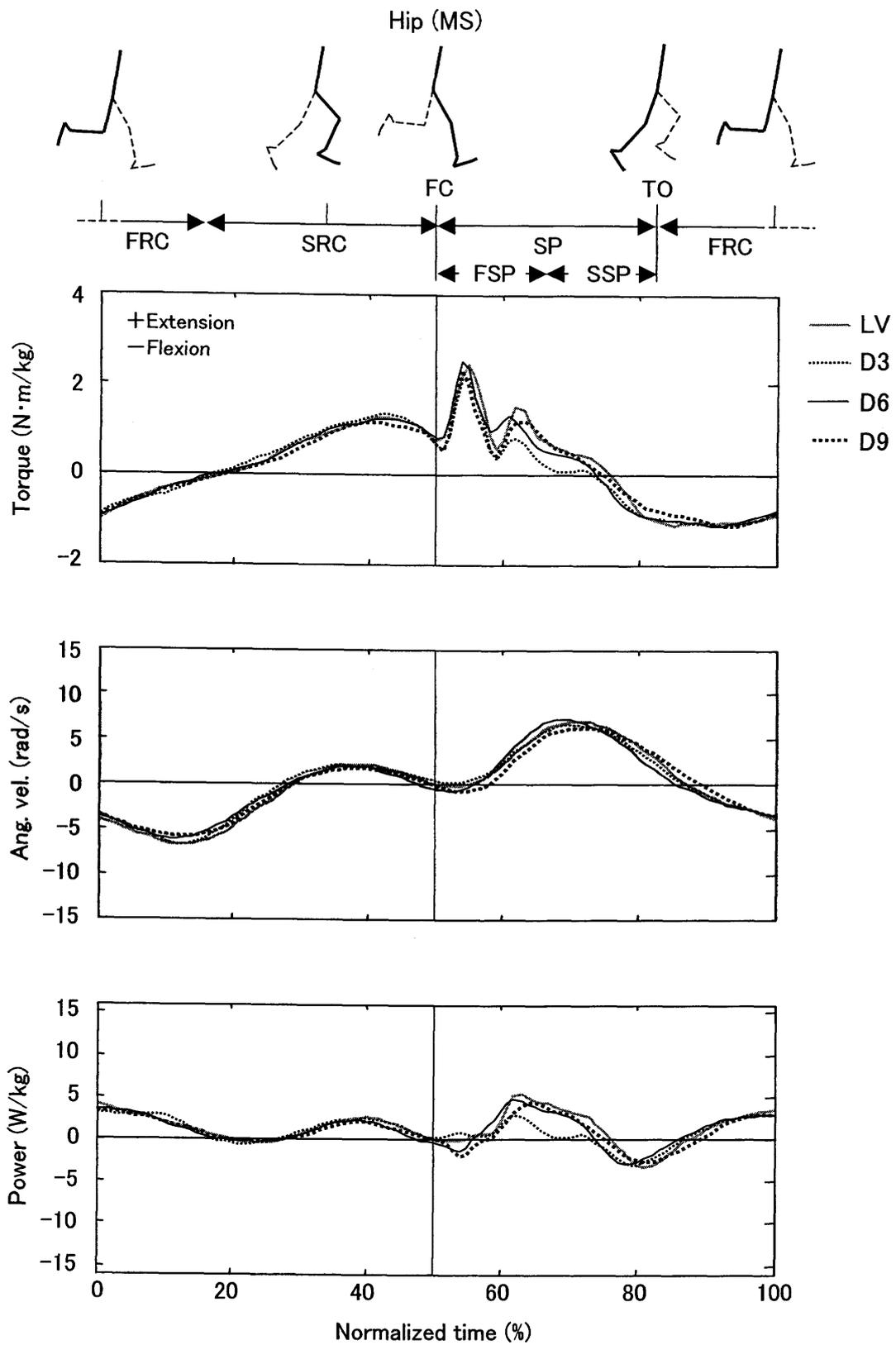


Figure 5-9 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the hip during one running cycle for level and three downhill grades in the medium speed (MS).

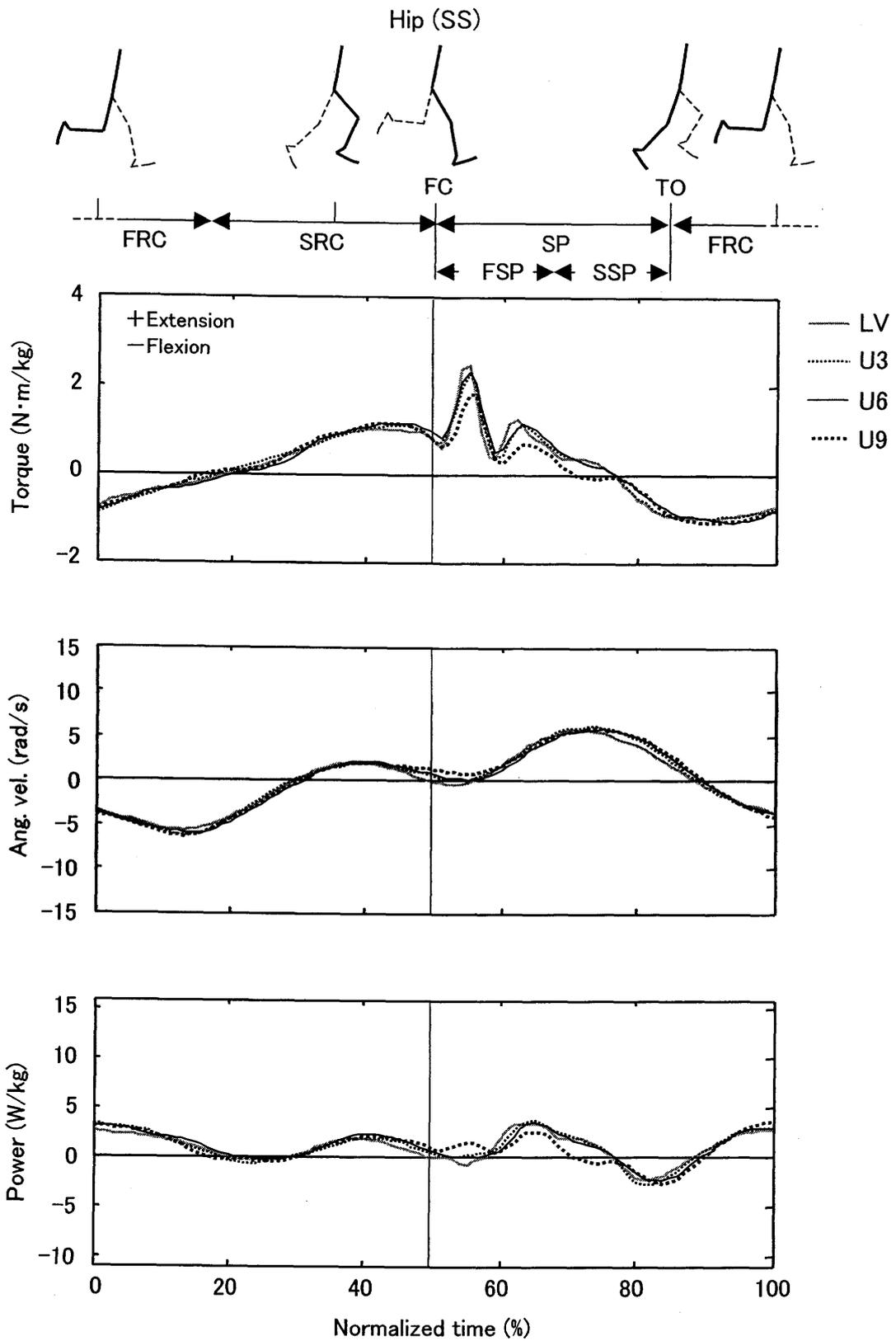


Figure 5-10 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the hip during one running cycle for level and three uphill grades in the slow speed (SS).

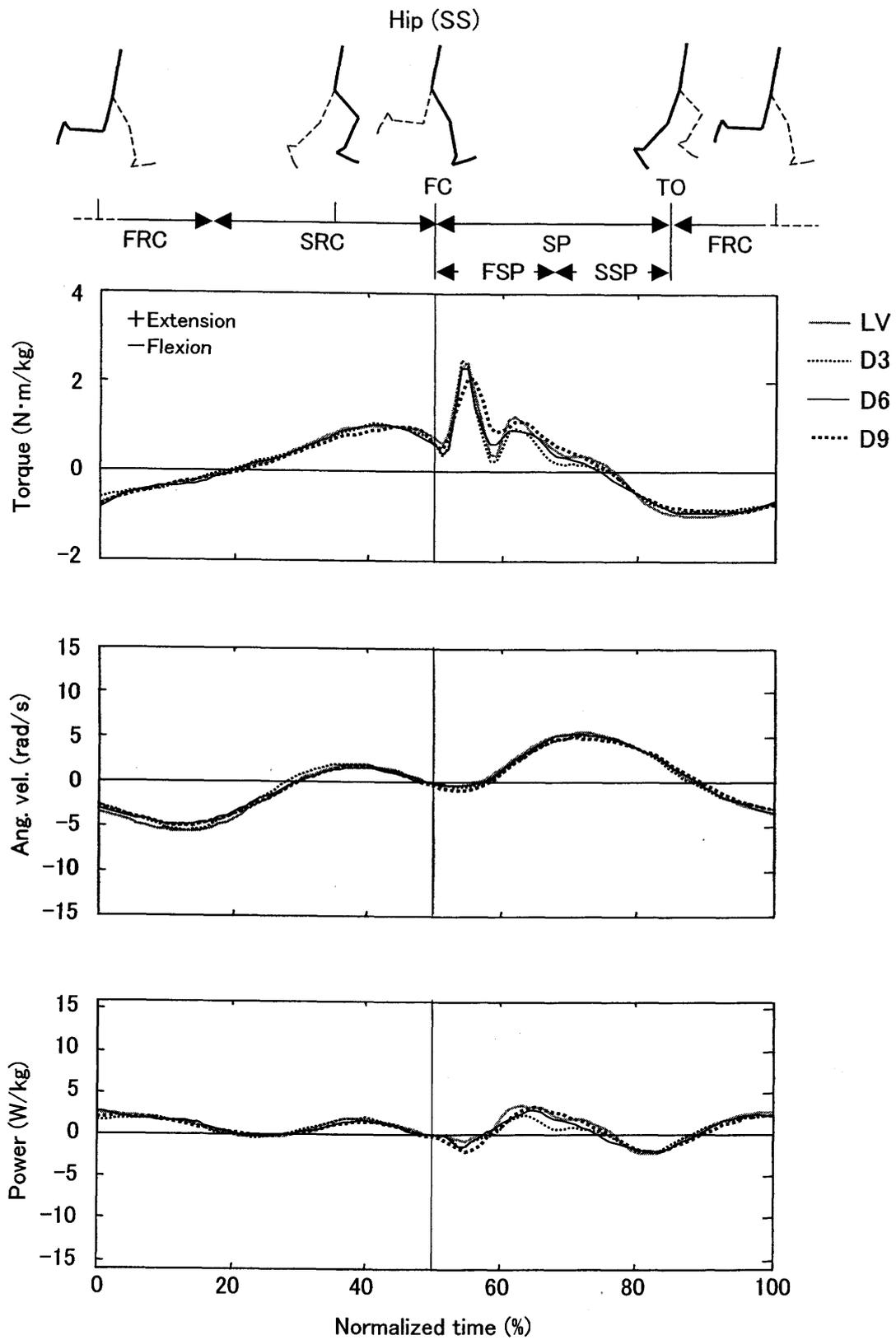


Figure 5-11 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the hip during one running cycle for level and three downhill grades in the slow speed (SS).

においても LV では伸展もしくは 0 に近い値であったのに対し，D6，D9 では屈曲の値を示した。

高速試技の股関節トルクパワーは，上り坂斜度が大きくなるほど反対脚接地前後および分析脚接地前後において大きかった。しかし，走速度が小さくなるとこの傾向はあまり顕著ではなくなった。また，いずれの走速度においても支持期中盤から後半にかけて U9 の股関節トルクパワーが他の斜度よりも小さい傾向がみられた。回復期前半における股関節トルクパワーのピーク値は，いずれの走速度においても U9，U6，U3 が LV よりも有意に大きかった ( $p<0.05$ )。回復期後半におけるピーク値は，高速試技の U9，U6，U3 および中速試技の U9 が同速度の LV よりも有意に大きかった ( $p<0.05$ )。下り坂斜度については，高速試技の股関節トルクパワーは回復期後半において D3 が LV よりも大きかったが（ピーク値では  $p<0.05$ ），急な下り坂斜度では回復期にわたり LV との間に顕著な相違はみられなかった。接地直後における股関節トルクパワーは，いずれの走速度においても LV では正もしくは 0 に近い値であったのに対し，D6，D9 では負の値を示した。また，支持期中盤における股関節トルクパワーはいずれの走速度においても D3 が LV よりも小さい傾向がみられた。

図 5-12 および 5-13 は，高速試技の 1 サイクルにおける膝関節の関節トルク，関節角速度，および関節トルクパワーの平均変化パターンを，図 5-6，5-7 と同様に示したものである。図 5-14 および 5-15 は中速試技について，図 5-16 および 5-17 は低速試技について同様に示したものである。

膝関節屈曲トルクは，回復期後半において高速試技の U9，U6 が LV よりも大きい傾向がみられたがピーク値に有意差はなかった。支持期中盤の伸展トルクは，いずれの走速度においても U3 が LV よりも小さい傾向がみられ，支持期（SP）におけるピーク値では高速試技の U9 および U3 が同速度の LV よりも小さかった ( $p<0.05$ )。また，いずれの走速度においても D6，D9 では接地直後の伸展トルクの立ち上がりが早い傾向がみられ，支持期におけるピーク値は下り坂斜度と LV との間に有意差はなかった。

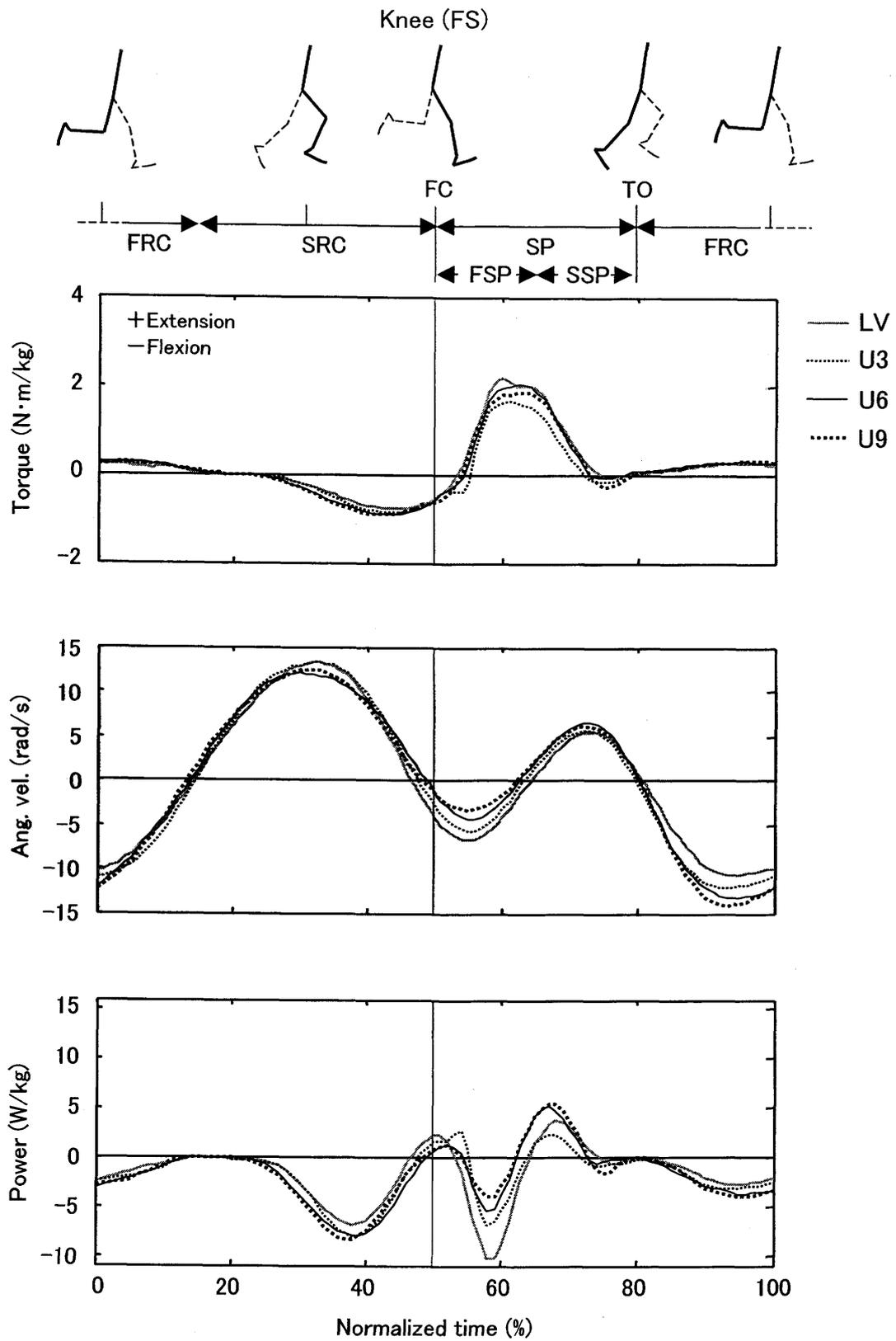


Figure 5-12 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the knee during one running cycle for level and three uphill grades in the fast speed (FS).

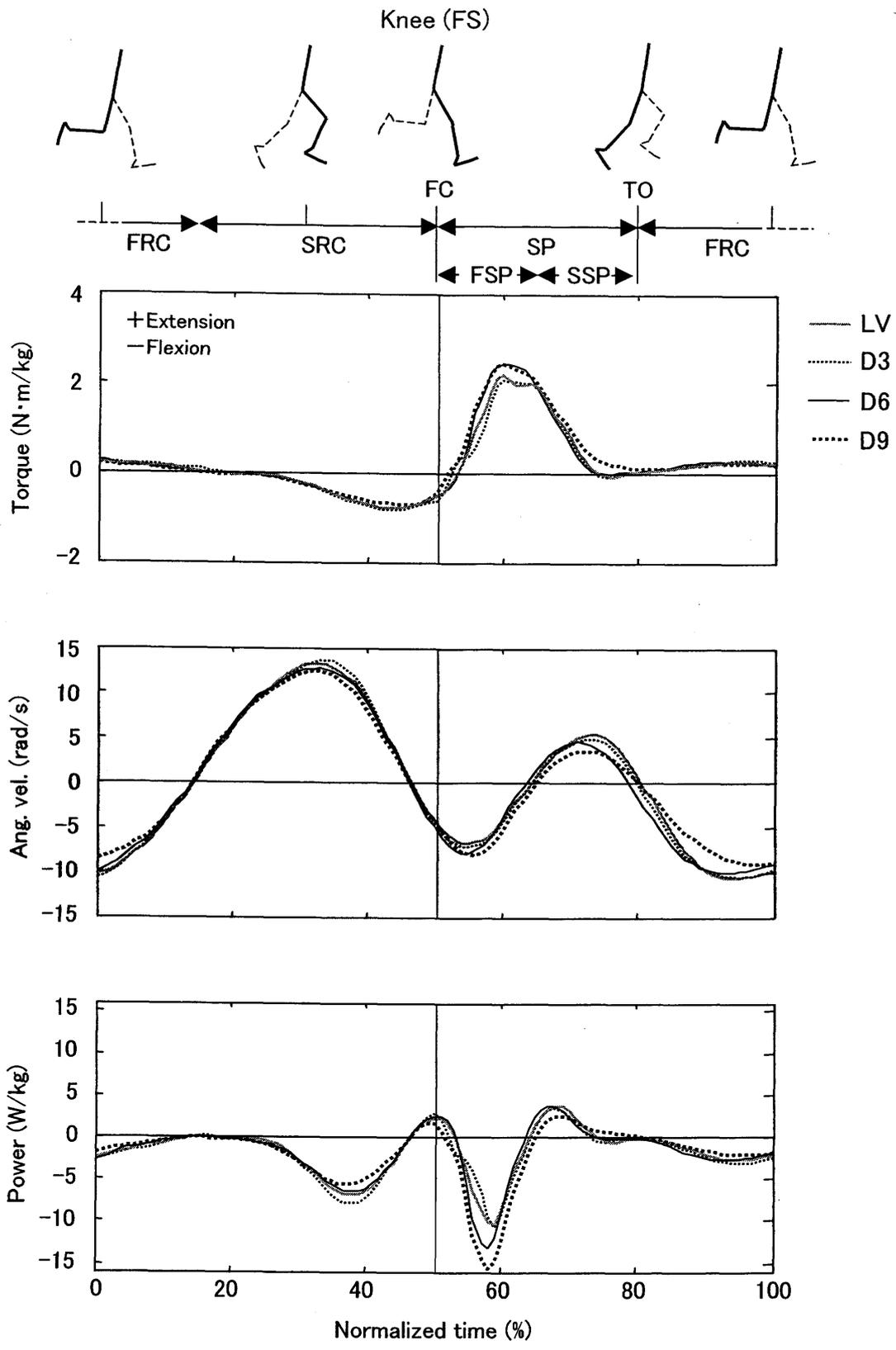


Figure 5-13 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the knee during one running cycle for level and three downhill grades in the fast speed (FS).

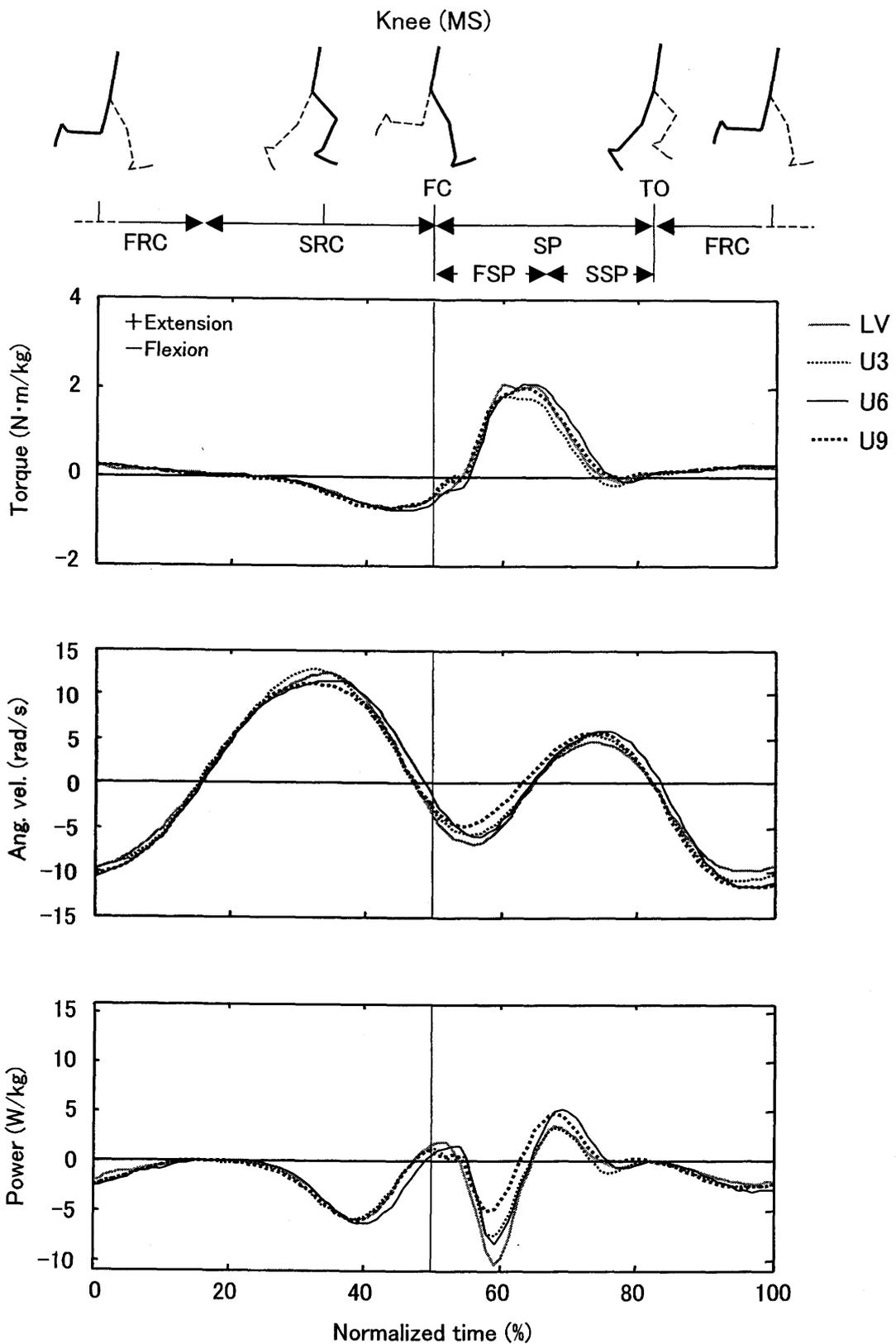


Figure 5-14 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the knee during one running cycle for level and three uphill grades in the medium speed (MS).

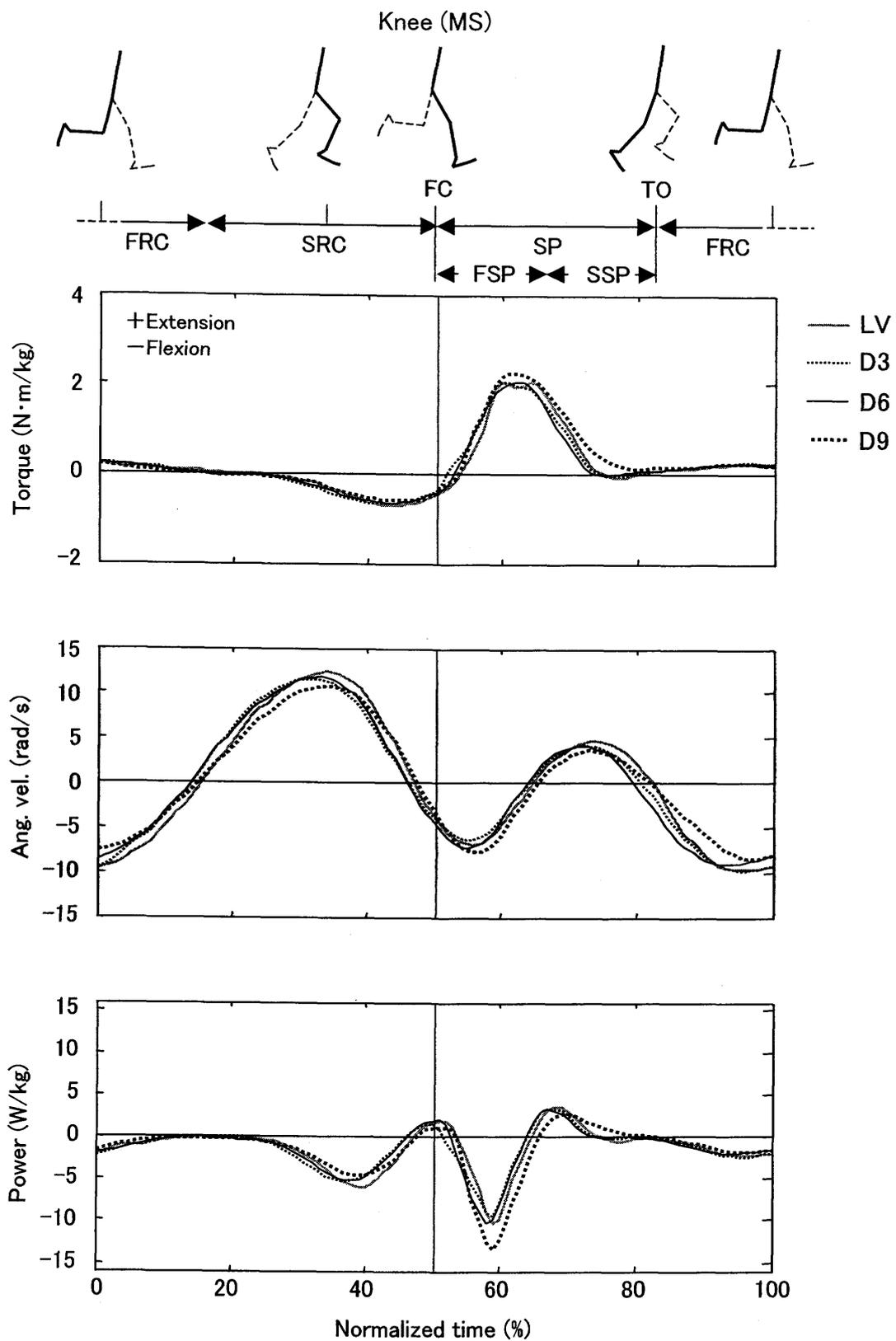


Figure 5-15 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the knee during one running cycle for level and three downhill grades in the medium speed (MS).

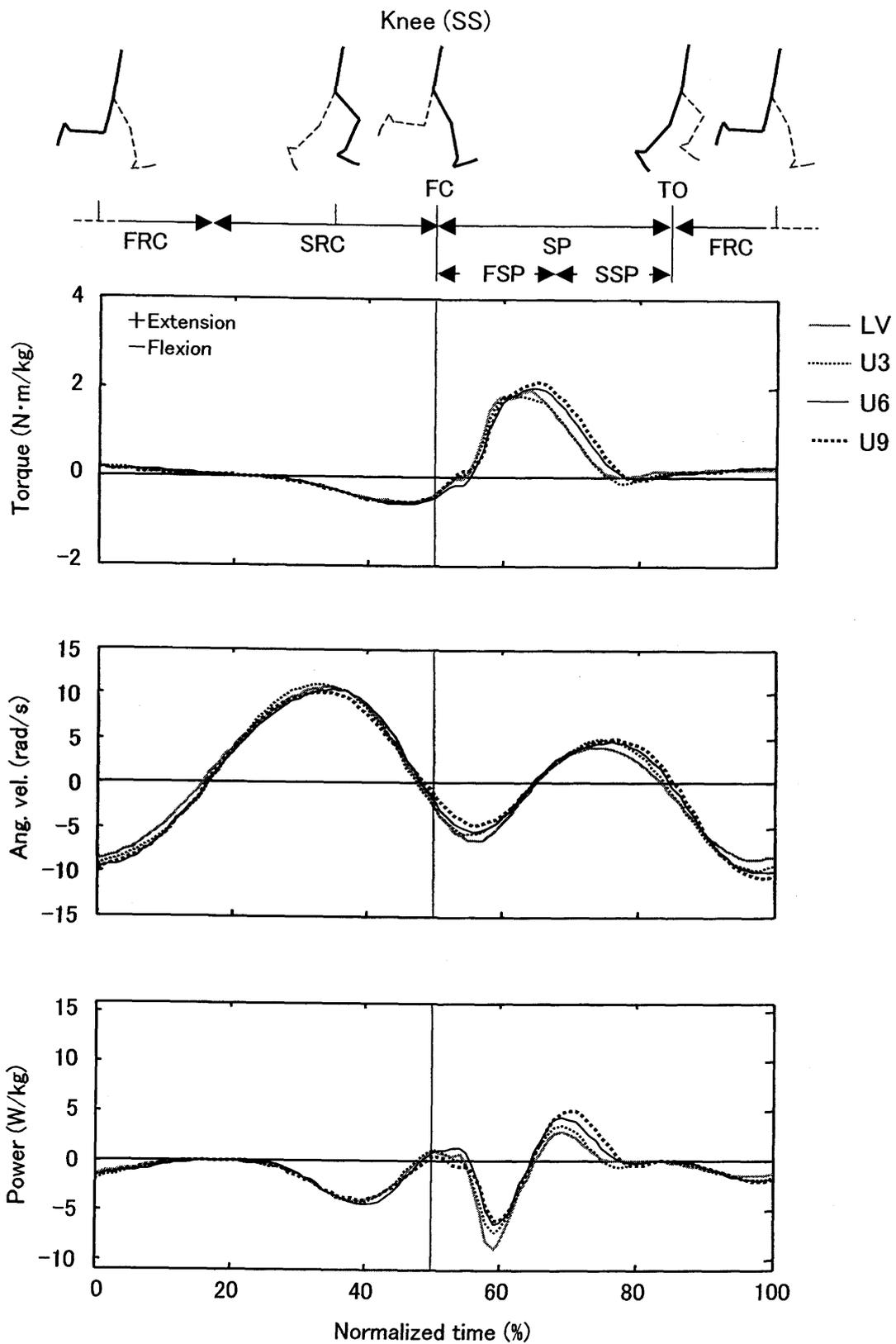


Figure 5-16 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the knee during one running cycle for level and three uphill grades in the slow speed (SS).



支持期前半における膝関節屈曲角速度は、いずれの走速度においても上り坂斜度が大きくなるほど小さい傾向がみられ、ピーク値では高速試技の U9, U6, 中速試技の U9, U3, 低速試技の U9, U6 と同速度の LV との間に有意差があった ( $p<0.05$ )。支持期後半 (SSP) の膝関節伸展角速度は、いずれの走速度においても上り坂斜度が大きくなるほど大きい傾向がみられ、ピーク値では U9, U6 と LV との間に有意差があった ( $p<0.05$ )。下り坂斜度については、支持期前半における膝関節屈曲角速度は、下り坂斜度が大きくなるほど大きい傾向がみられ、この傾向は走速度が大きい試技ほど顕著であった。このピーク値は高速試技の D6, D9, 中速試技の D9 と同速度の LV との間に有意差があった ( $p<0.05$ )。支持期後半における膝関節伸展角速度は、いずれの走速度においても下り斜度が大きくなるほど小さい傾向がみられ、ピーク値では D6, D9 と LV との間に有意差があった ( $p<0.05$ )。

膝関節トルクパワーについては、上り坂斜度が大きくなるほど支持期前半における負パワーは小さく、支持期後半における正パワーは大きい傾向がみられた。支持期前半における膝関節負パワーのピーク値は、高速試技の U9, U6, 中速試技の U9, U3, 低速試技の U9, U6 が同速度の LV よりも有意に小さかった ( $p<0.05$ )。また、支持期後半における正パワーのピーク値は、いずれの走速度においても U9, U6 が LV よりも有意に大きかった ( $p<0.05$ )。下り坂斜度については、高速試技の D6, D9 は支持期前半における負パワーが LV よりも大きい傾向がみられた。しかし、走速度が小さくなるとこの傾向はあまりみられなくなった。支持期前半における膝関節負パワーのピーク値は、高速試技の D6, D9, 中速試技の D9 が同速度の LV よりも有意に大きかった ( $p<0.05$ )。

図 5-18 および 5-19 は、高速試技の 1 サイクルにおける足関節の関節トルク、関節角速度、および関節トルクパワーの平均変化パターンを、図 5-6, 5-7 と同様に示したものである。図 5-20 および 5-21 は中速試技について、図 5-22 および 5-23 は低速試技について同様に示したものである。

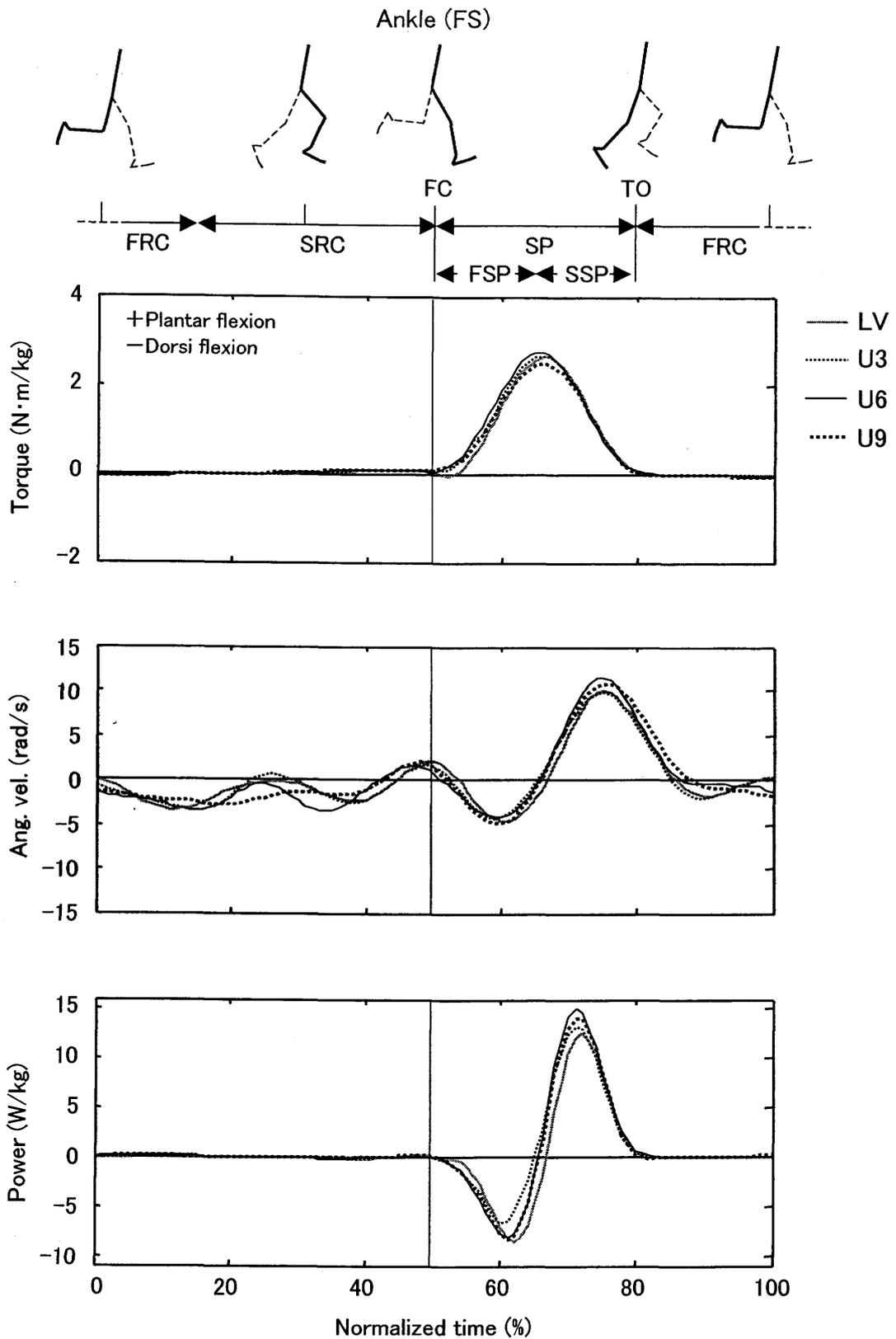


Figure 5-18 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the ankle during one running cycle for level and three uphill grades in the fast speed (FS).

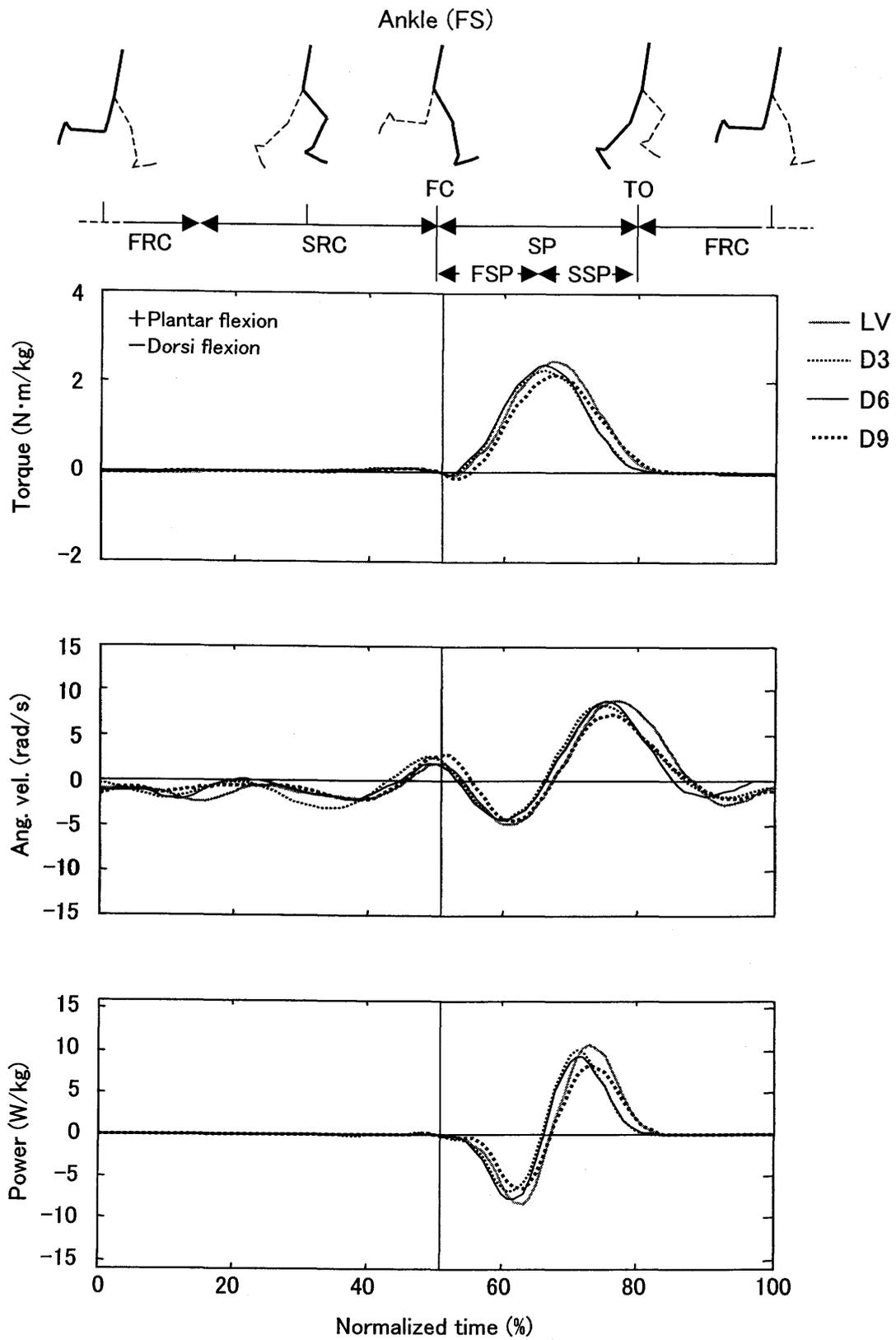


Figure 5-19 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the ankle during one running cycle for level and three downhill grades in the fast speed (FS).

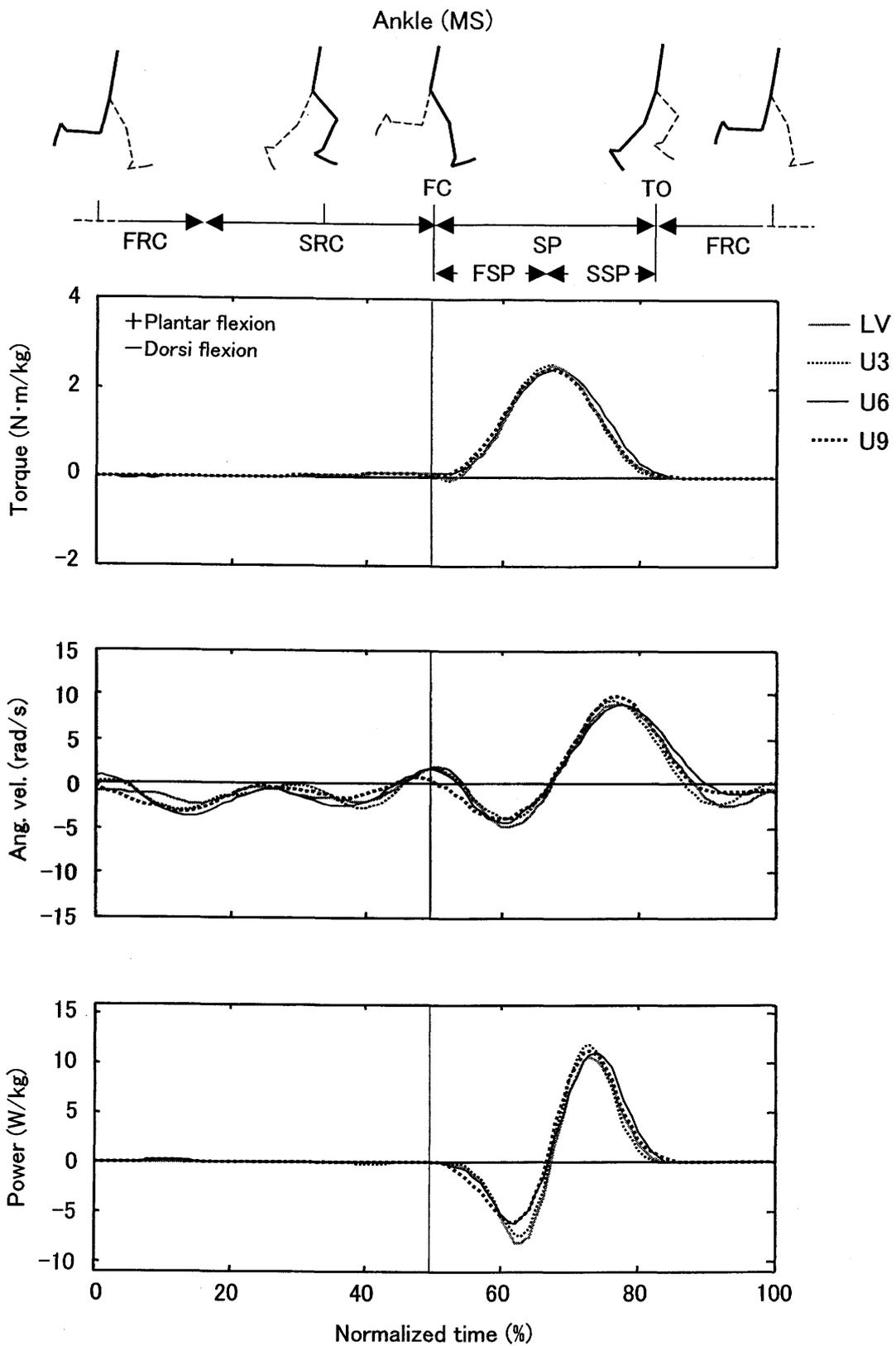


Figure 5-20 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the ankle during one running cycle for level and three uphill grades in the medium speed (MS).

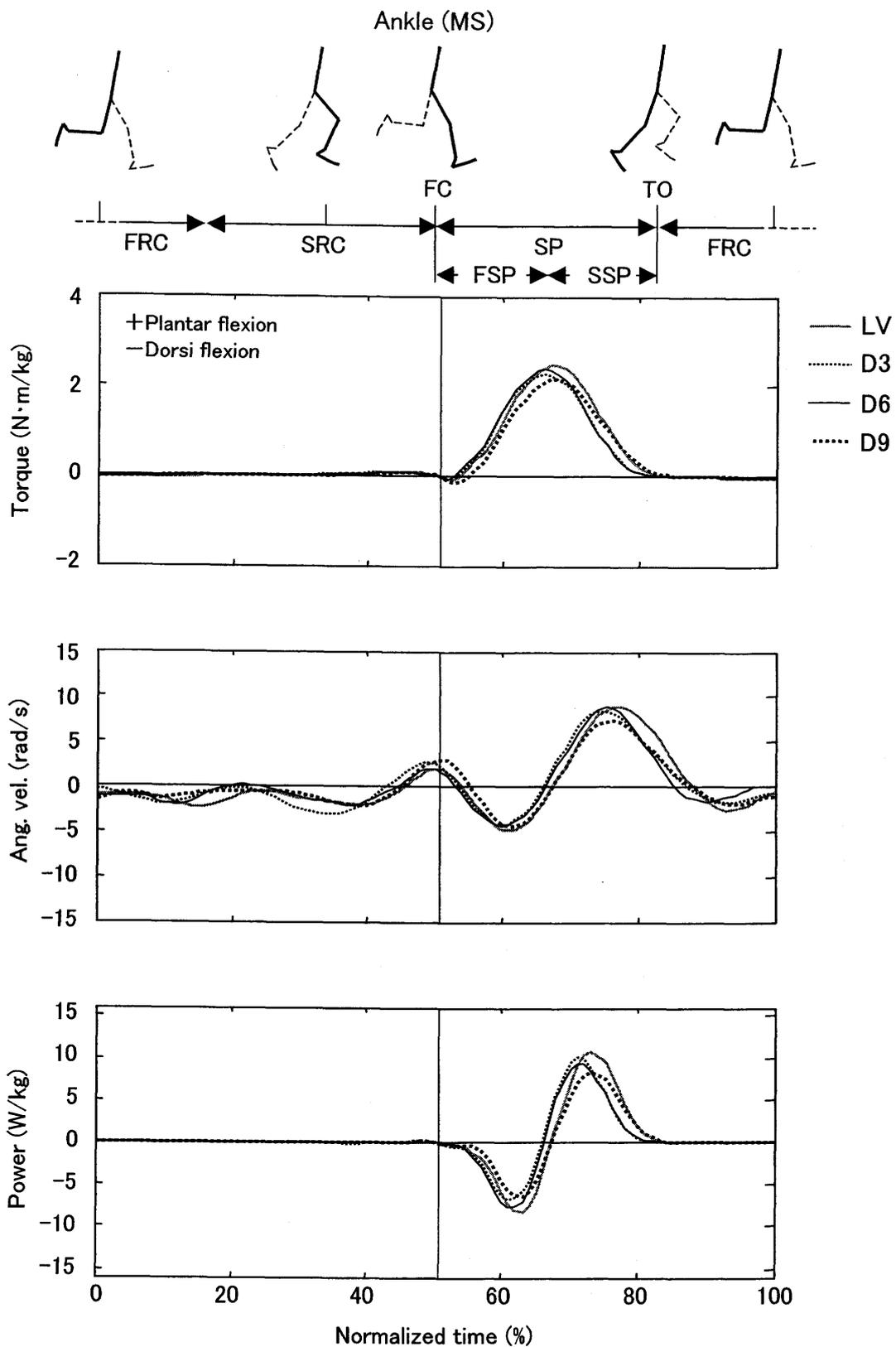


Figure 5-21 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the ankle during one running cycle for level and three downhill grades in the medium speed (MS).

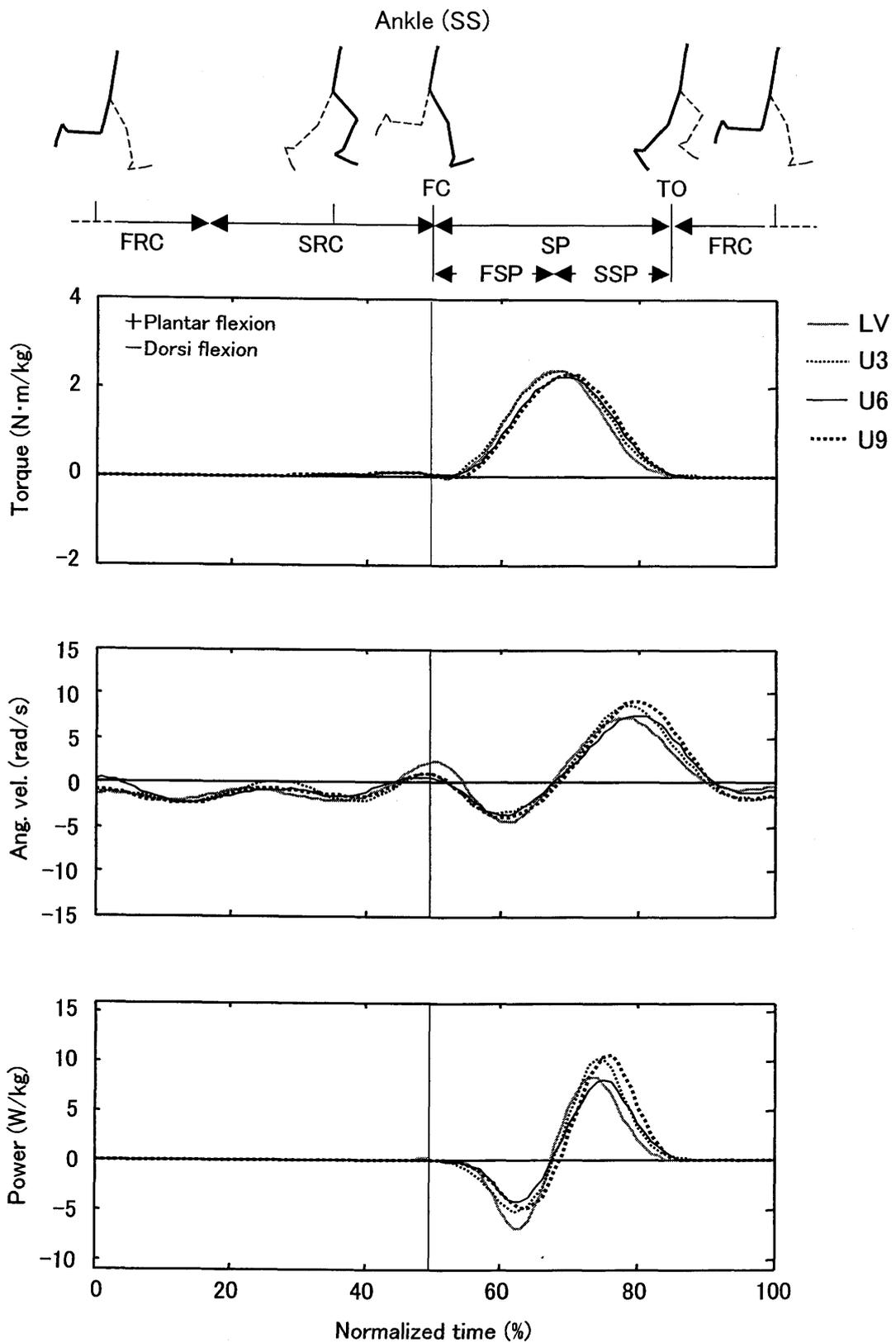


Figure 5-22 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the ankle during one running cycle for level and three uphill grades in the slow speed (SS).

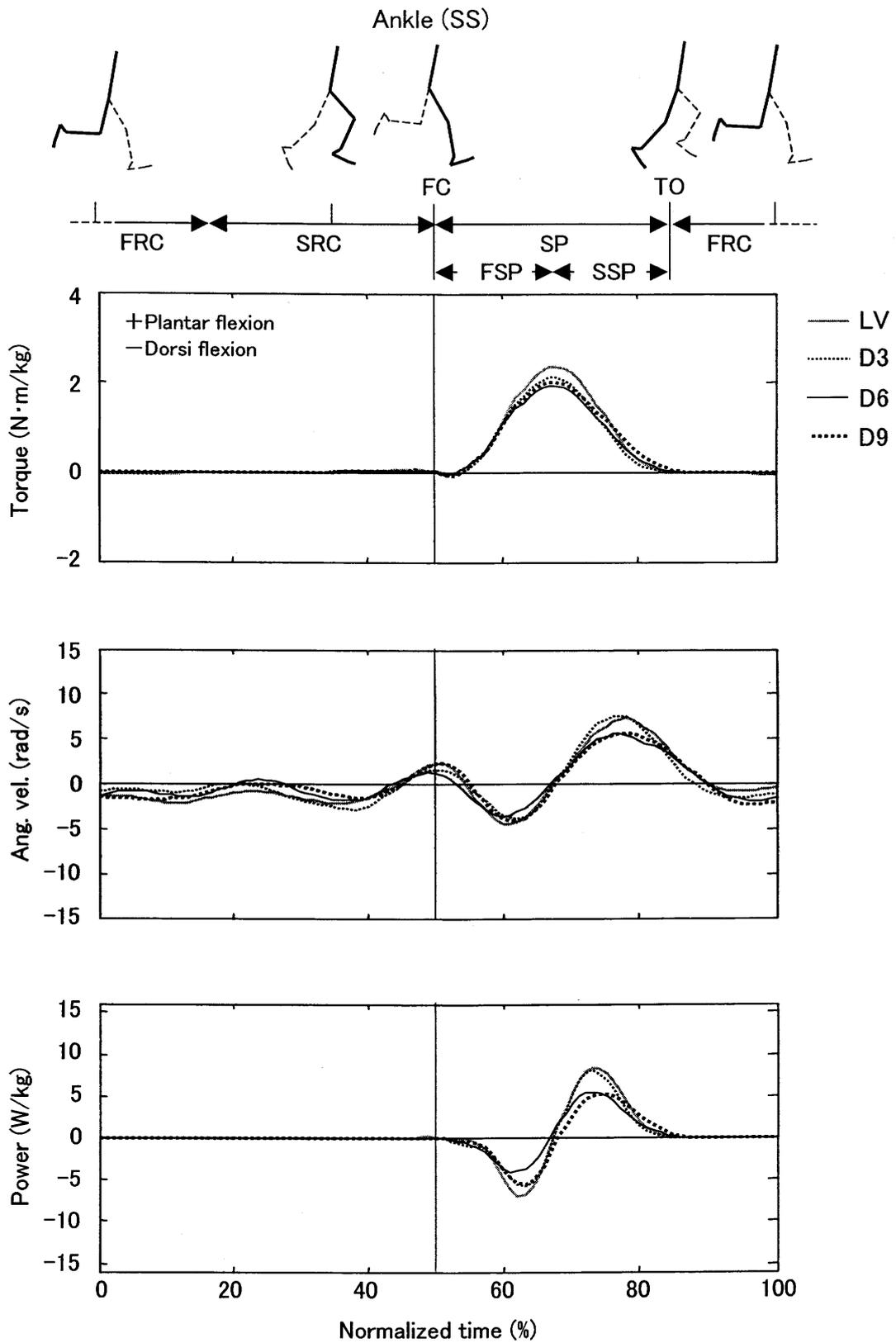


Figure 5-23 Averaged patterns of joint torque, joint angular velocity, and joint torque power of the ankle during one running cycle for level and three downhill grades in the slow speed (SS).

足関節トルクは、いずれの走速度においても上り坂斜度と LV との間に顕著な相違はみられなかった。支持期中盤における底屈トルクはいずれの走速度においても下り坂斜度が LV よりも小さい傾向がみられ、支持期におけるピーク値では D3, D6, D9 が LV よりも有意に小さかった ( $p<0.05$ )。

足関節の角速度は、膝関節に比べて斜度間の差はわずかであったが、上り坂斜度が大きくなるほど支持期後半における底屈角速度がわずかに大きくなる傾向がみられ、ピーク値では高速試技の U6, 低速試技の U9, U3 と同速度の LV との間に有意差があった ( $p<0.05$ )。また、下り坂斜度が大きくなるほど支持期後半における底屈角速度がわずかに小さくなる傾向がみられ、ピーク値では高速試技の D6, 中速試技の D9, 低速試技の D6 と同速度の LV との間に有意差があった ( $p<0.05$ )。

足関節トルクパワーについては、支持期後半における正パワーはいずれの走速度においても、U9 は LV よりも大きく、D6, D9 は LV よりも小さい傾向がみられた (ピーク値では  $p<0.10$ )。

## 5.4 考察

### 5.4.1 上り坂における走動作のキネティクスの特性

#### 5.4.1.1 上り坂における走動作の地面反力の特性

接地直後における地面反力の鉛直成分は、U9 および U6 においては明確な衝撃的なピーク (以下、衝撃力) がみられず (図 5-2), 接地直後の最大鉛直荷重率が LV よりも小さかった (図 5-5)。このことには、上り坂斜度が大きくなるほど接地時における身体重心の下向き速度 ( $V_{on}$ ) が小さかったことが関係していると考えられる (図 4-4)。走動作における接地直後の鉛直荷重率が大きいものほど走動作に関連した障害発生の頻度が大きいという報告 (Bahlsen, 1989) を考慮すると、これらのことは、上り坂走では下肢の障害に関わる着地衝撃が小さくなる可能性があることを示している。

第 4 章の結果から、上り坂斜度が大きくなるほど身体重心の鉛直変位の下降 (H1

および H4) は小さく、上昇 (H2 および H3) は大きく、接地時の下向き速度 ( $V_{on}$ ) は小さく、離地時の上向き速度 ( $V_{off}$ ) は大きくなる (図 4-3, 4-4)。一方、上り坂斜度の鉛直力積は LV よりも大きくはなかった (図 5-4)。これらの結果は、上り坂斜度が大きくなるほど接地時における身体重心の下向き速度が小さくなるため、力積が LV よりも大きくなっても離地時に大きな上向き速度が得られ、身体重心が上昇したことを示している。また、支持期中盤における鉛直地面反力のピーク値は上り坂斜度と LV との間に有意差はなく、接地直後を除いては変化パターンも斜度間で類似していた。このことから、接地直後以外は、上り坂であっても支持期において LV と同様の力で地面を押し、身体重心を上昇させていたと考えられる。一方、水平方向については、力積はいずれの斜度も 0 に近い値であり、変化パターンについても上り坂斜度と LV との間に顕著な相違はみられなかった。

以上のことから、上り坂走における地面反力は、接地直後以外の変化パターンおよび大きさは LV と類似しているが、急斜度になると衝撃力のピークがあまりみられなくなり、最大鉛直荷重率が小さくなるという特性をもつことが分かる。このことは、上り坂走では下肢の障害に関わる着地衝撃が小さくなる可能性があることを示唆すると考えられる。

#### 5.4.1.2 上り坂における走動作の関節トルクおよび関節トルクパワーの特性

上り坂斜度が大きくなるほど、接地前における股関節伸展トルクおよび接地前後における正の股関節トルクパワーが大きく、この傾向は走速度が大きい試技ほど顕著であった (表 5-1, 5-2, 図 5-6, 5-8, 5-10)。この大きな股関節パワーは、接地後に股関節を素早く伸展させ身体重心の下降量を小さくすることに役立ったと考えられる。また、離地後の股関節屈曲トルクおよび正の股関節トルクパワーは上り坂斜度が大きくなるほど大きく、この傾向も走速度が大きい試技ほど顕著であった。低速試技では回復期の股関節トルクパワーが上り坂斜度において大きくならなかった原因としては、

同じ上り坂斜度でも走速度が小さい場合には単位時間あたりの身体重心上昇高が高速試技に比べて小さいため、キネティクスの変量の斜度間の差が小さくなりやすいことが挙げられよう。また一般に同速度における走動作では、ステップ頻度が大きい者ほど回復期に大きな股関節パワーを発揮し脚を素早くスウィングさせるので（竹田ら，2004），高速試技では上り坂斜度のステップ頻度が LV よりも大きくなったのに対し，低速試技では大きくならなかったことも原因と考えられよう。また，回復期の股関節パワーが大きいことは，長距離走技術に関する研究において一流走者のキネティクスの特徴として挙げられている（榎本，2003）。これらのことから，高い走速度でステップ頻度を強調した上り坂走では，回復脚の股関節パワーを大きく発揮できると考えられる。

上り坂斜度が大きくなるほど，支持期において身体重心が上昇していたことや，接地時の下向き速度 ( $V_{on}$ ) が小さく離地時の上向き速度 ( $V_{off}$ ) が大きかったことから，上り坂走では支持期において身体の力学的エネルギーの吸収より発生を大きくする必要がある。上り坂斜度増加にともない，支持期の下肢関節トルクは大きくならなかったが，関節角速度の影響で支持期前半における負の膝関節トルクパワーの減少（図 5-12, 5-14, 5-16），支持期前半における股関節および支持期後半における膝関節の正トルクパワーの増加，支持期後半における正の足関節トルクパワーの増加傾向（図 5-18, 5-20, 5-22）がみられ，これらは身体の力学的エネルギーの増加に寄与したと考えられる。

支持期中盤において膝関節伸展トルクは，いずれの走速度においても U3 が LV よりも小さい傾向がみられた。第 4 章で述べたように，支持期前半における下腿の前傾角速度が U3 では LV よりも小さく，支持期中間点の前傾角度は上り坂斜度のうち U3（高速試技では  $-25.2 \pm 2.4$  deg）のみが LV（ $-28.3 \pm 2.2$  deg）よりも有意に小さかった ( $p < 0.05$ )。下肢と地面反力ベクトルとの関係から，地面反力の方向および大きさが同じ場合，支持期中盤に下腿の前傾角度が小さければ膝関節近くを地面反力ベクトルが通過することになるので膝関節まわりのモーメントは小さくなると考えられる。このことが，U3

の膝関節伸展トルクが小さかった原因の1つと考えられる。これらのことから、緩やかな上り坂斜度において支持期に下腿の前傾を抑えることで、膝関節への負担を軽減できる可能性がある。

以上のことから、上り坂斜度増加にともない、走速度が大きい場合には回復期における股関節の伸展および屈曲トルクと正の股関節トルクパワーが大きくなること、支持期では下肢関節トルクは大きくならないが下肢関節の正のトルクパワーが大きくなること、緩やかな斜度では支持期中盤の膝関節伸展トルクが小さくなることが明らかになった。そして、上り坂を用いた走トレーニングは、下肢の障害に関わる着地衝撃が小さく、高い走速度では、長距離走に重要な回復脚の股関節パワーの発揮を大きくできるという利点があると考えられる。

#### 5.4.2 下り坂における走動作のキネティクスの特性

##### 5.4.2.1 下り坂における走動作の地面反力の特性

これまでの下り坂走に関する研究の多くが着地衝撃に着目してきた (Hamill et al., 1984; Dick and Cavanagh, 1987; Mizrahi et al., 2000, 2001)。下り坂走ではより高い位置から地面に接地するため衝撃力や鉛直荷重率が大きく、下り坂斜度増加にともなってさらに大きくなると予想された。Dick and Cavanagh (1987) は、鉛直地面反力の第一ピークは走速度 4.5 m/s, 斜度-8.3%の下り坂走が同速度の平地走よりも 14%高かったことを報告した。本研究においても、下り坂斜度は LV よりも衝撃力が大きい傾向がみられた (図 5-3)。しかし、衝撃力および最大鉛直荷重率 (図 5-5) の増加は、下り坂斜度増加に比例しなかった。また、衝撃増加の要因と考えられる接地時の身体重心下向き速度 ( $V_{on}$ ) 自体は下り坂斜度に比例して増加していたことから、急な下り坂斜度では衝撃を抑えるために接地前後に対応動作をしていたと考えられる。したがって以降では、着地衝撃を下り坂斜度のキネマティクスの特性と照合することによって、衝撃力や鉛直荷重率が下り坂斜度に比例して増加しなかったバイオメカニクスの

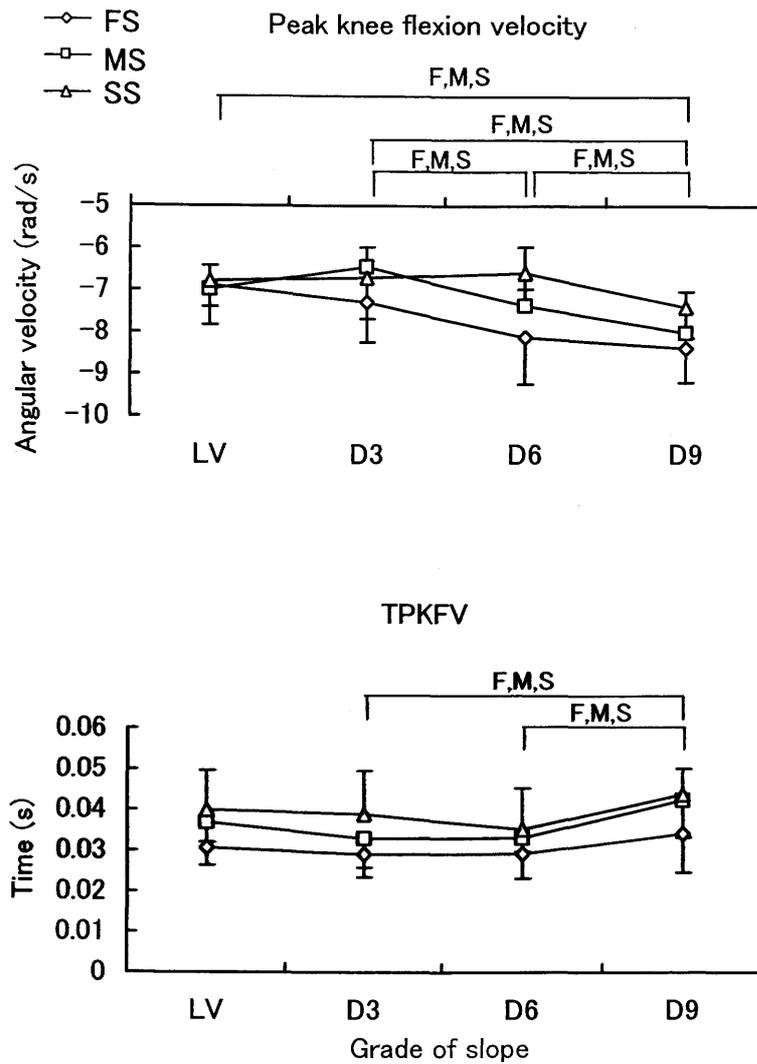
要因について検討した。

衝撃力および鉛直荷重率には、接地時における身体の運動エネルギーおよび接地直後における膝関節の屈曲が影響すると報告されている (Nigg et al., 1995a; Gerritsen et al., 1995; Derrick et al., 1998)。 $V_{on}$  は下り坂斜度増加に比例して増加した。しかし、下り坂斜度に見られた大腿の後傾が小さい接地姿勢 (図 4-8) は、身体重心に対して足部をより下方に置くことになるので、 $V_{on}$  がさらに大きくなる前に接地させていたとも考えられる。図 5-24 は、LV および下り坂斜度における膝関節屈曲角速度のピーク値、および接地からの膝関節屈曲角速度ピーク出現時間 (TPKFV) を平均値と標準偏差で示したものである。D9 の膝関節屈曲角速度のピーク値は、いずれの走速度においても LV よりも有意に大きく ( $p < 0.05$ )、衝撃吸収を助けたと考えられる。また、D9 の TPKFV は D3 および D6 よりも有意に大きく ( $p < 0.05$ )、LV よりも大きい傾向がみられた ( $p < 0.10$ )。D9 が膝関節屈曲角速度を長く増加させたことは、D6 では鉛直荷重率が大きかったが D9 では大きくなかった一要因と推察される。したがって、急な下り坂斜度では、大腿の後傾が小さい状態で接地することや、接地後の膝関節屈曲角速度の増加によって着地衝撃の増加を抑えることができると考えられる。

以上のことから、下り坂斜度では衝撃力が LV よりも大きくなるが、衝撃力や最大鉛直荷重率は必ずしも下り坂斜度増加に比例して増加しないことが示された。また、急な下り坂において着地衝撃の増加を防ぐためには、股関節をより伸展した状態で接地し、その後膝関節を素早く屈曲させることが重要であると考えられる。したがって、下り坂走は長距離走における衝撃吸収能力の強化のためのトレーニング手段となる可能性が示唆されよう。

#### 5.4.2.2 下り坂における走動作の関節トルクおよび関節トルクパワーの特性

回復期における関節トルクおよび関節トルクパワーに関しては、D9 の股関節屈曲および伸展トルクが LV よりもわずかに小さい傾向がみられ、接地前の伸展トルクによ



F: Significant difference in the fast speed at  $p < 0.05$ .  
M: Significant difference in the medium speed at  $p < 0.05$ .  
S: Significant difference in the slow speed at  $p < 0.05$ .

Figure 5-24 Peak knee flexion velocity (Top) and time from foot contact to peak knee flexion velocity (TPKFV; Bottom) for level and three downhill grades in three running speeds.

るパワーが D3 において大きかったが (図 5-7, 5-9, 5-11), LV との差は上り坂斜度に比べてわずかであった。そこで支持期の関節キネティクスに関する下り坂斜度と LV との比較を中心に考察を進める。

下り坂走では支持期において全身の力学的エネルギーを吸収する必要がある。支持期前半における負の膝関節トルクパワーは高速試技の D6, D9, 中速試技の D9 が同速度の LV よりも大きかった (図 5-13, 5-15, 5-17)。この大きな負パワーは, D6, D9 における膝関節伸展トルクの接地後の素早い立ち上がりと大きな屈曲角速度によるものであった。したがって, 走速度が大きい場合, 急な下り坂斜度では接地後の膝関節伸展筋群への伸張性負荷が増加すると予想される。一方, 接地直後の股関節トルクパワーは, LV ではその角速度が非常に小さくほぼ 0 であったのに対し, D6, D9 では屈曲角速度のため負の値を示した。D6, D9 では股関節伸筋群が力学的エネルギーを吸収することによって, 膝関節もしくは足関節の伸筋群がさらに大きな力学的エネルギーを吸収することを防いだ可能性がある。言い換えると, 急な下り坂斜度では接地直後に股関節を伸展位から屈曲させることによって, 特定の筋群への過度の伸張性負荷を抑制したと考えられる。

支持期中盤における股関節伸展トルクおよび正の股関節トルクパワーは, いずれの走速度においても D3 が LV よりも小さい傾向がみられた。全身の力学的エネルギーを支持期に減少させるには, 負の関節トルクパワーの増加だけでなく正の関節トルクパワーを LV より小さくすることも役立つと考えられる。第 4 章で述べたように, いずれの走速度においても接地時から支持期中盤にかけて D3 の大腿の後傾角度は LV よりも小さかった。この局面において地面反力の方向および大きさが同じであれば大腿の後傾が小さければ股関節近くを地面反力ベクトルが通過することになるので, D3 の股関節伸展トルクが小さかったことには大腿の後傾が小さかったことが関係していると考えられる。

支持期中盤における足関節底屈トルクおよび支持期後半における正の足関節トルク

パワーは、D6, D9 が LV よりも小さい傾向がみられ (図 5-19, 5-21, 5-23), これも全身の力学的エネルギーを減少させるのに貢献したと考えられる。支持期中盤の足関節底屈トルクは下腿を起こすモーメントを生む。したがって、下り坂斜度においてこのトルクが小さかったことは、離地時に下腿が大きく前傾していたこと (図 4-12) に関係したと考えられる。そして、下腿の前傾は身体重心の上昇 (H2) の減少に寄与したであろう (第 4 章)。

Buczek and Cavanagh (1990) は、走速度 4.5 m/s, 斜度-8.3%の下り坂走は、同速度の平地走と比べて支持期における負の膝関節トルクパワーのピーク値が大きい傾向であったと報告しており、この結果は本研究と類似したものであった。しかし、足関節のキネティクスに関して彼らの結果と本研究との間に相違がみられた。彼らは、下り坂走では足関節背屈角速度が長く増加するため、負の足関節トルクパワーのピーク値が有意に大きかったと述べている。本研究では、負の足関節トルクパワーおよび背屈角速度には下り坂斜度と LV との間に差はみられなかった。本研究では、先述のように D6, D9 において股関節伸展筋群によっても力学的エネルギーを吸収することによって、負の足関節トルクパワーが LV よりもさらに大きくなることを防いでいたと考えられる。

以上のことから、緩やかな下り坂斜度では、支持期中盤における股関節伸展トルクおよび正の股関節トルクパワーが小さい傾向がみられ、全身の力学的エネルギー減少に寄与していた。そして、下り坂斜度が急になると膝関節伸展トルクによる負の関節トルクパワー増加にともない伸張性負荷が大きくなると考えられる。急な下り坂斜度では、接地直後に股関節を伸展位から屈曲させることによって、股関節伸展筋群が力学的エネルギーを吸収し、膝関節や足関節まわりの筋群への過度な伸張性負荷を防ぐ重要な役割を果たすと考えられる。

## 5.5 要約

本章の目的は、傾斜地における走動作の地面反力、関節トルクなどを計測し、同速度の平地走と比較することによって傾斜地における長距離走動作のキネティクスの特性を検討することであった。

その結果、以下のことが明らかになった。

### (1) 上り坂における走動作のキネティクスの特性

- ①地面反力の変化パターンおよび大きさは、接地直後を除いては平地走と類似しており、急な上り坂斜度（U6 および U9）では衝撃力の明確なピークが認められなくなった。
- ②急な上り坂斜度（U6 および U9）では最大鉛直荷重率が小さかった。
- ③走速度が大きい場合には、回復期における股関節の伸展および屈曲トルクと正の股関節トルクパワーが平地走よりも大きかった。
- ④支持期前半における股関節、支持期後半における膝関節および足関節の正の関節トルクパワーが大きかった。
- ⑤緩やかな上り坂斜度（U3）では支持期中盤の膝関節伸展トルクが小さかった。

以上のことから、上り坂走は、下肢の障害に関わる着地衝撃が小さく、高い走速度では回復脚の股関節パワー発揮が大きいことが明らかになった。ヒルトレーニングにおいて回復脚の股関節パワーを強化したい場合は、急な上り坂斜度でステップ頻度を高める必要があると考えられる。一方、緩やかな上り坂斜度（U3）において支持期に下腿の前傾を抑え、膝関節伸展トルクを小さくすることで、膝関節への負担を軽減できる可能性があるだろう。

### (2) 下り坂における走動作のキネティクスの特性

- ①衝撃力は平地走よりも大きい傾向はあるが、下り坂斜度増加に比例した増加は示さなかった。

- ②鉛直荷重率の最大値は中程度の下り坂斜度（D6）では大きかったが，最も急な斜度（D9）では平地走と同程度であった．
- ③緩やかな下り坂斜度（D3）では，支持期中盤における股関節伸展トルクおよび正の股関節トルクパワーが小さかった．
- ④急な下り坂斜度（D6 および D9）では膝関節伸展トルクによる負の膝関節トルクパワーが大きかった．
- ⑤急な下り坂斜度（D6 および D9）では接地直後の股関節トルクパワーはわずかに負の値を示した．

下り坂斜度が非常に大きくなると（D9），平地走に比べて股関節を伸展した状態で接地し，その後膝関節を素早く屈曲させることにより着地衝撃の増加を防いでいたと考えられ，下り坂走においてこのような動作を行うことで長距離走における衝撃吸収能力の強化のためのトレーニング手段となる可能性がある．そして，急な下り坂斜度（D6 および D9）では，接地直後に股関節を伸展位から屈曲させることによって，股関節伸展筋群が力学的エネルギーを吸収し，膝関節や足関節まわりの筋群への過度な伸張性負荷を防ぐと考えられる．

## 6. 傾斜地における走動作の筋活動

### 6.1 目的

第5章における関節トルクおよび関節トルクパワーの分析によって、下肢関節まわりの筋群の活動に関する情報を得るとともに、動作や外力との関係を検討することができた。しかし、この手法には主働筋と拮抗筋や単関節筋と二関節筋の活動のバランスを見積もることができないという限界がある。またトレーニングへの応用を考えた場合、発揮した筋張力が同じでも短縮性収縮と伸張性収縮の違いや活性度 (activation) の大小によって筋への負荷の解釈が異なると考えられる。

下肢筋の数は下肢関節の自由度よりも多いため、筋張力を計算するためには関節トルクを筋張力のモーメントに分配する問題 (Distribution problem) を最適化手法などにより解決する必要がある。これまで歩行 (Brand et al., 1986; 長谷と山崎, 1995; Pedersen et al., 1997; Neptune et al., 2001; 横井ら, 2002) や自転車ペダリング (Raasch et al., 1997; Neptune and Hull, 1998, 1999) などで筋張力の推定が行われてきたが、走動作における筋張力に関する研究はほとんどない。この要因のひとつとして、走動作では接地直後などの急激な関節トルク発揮や筋収縮が計算を困難にしている可能性が挙げられる。そこで、走動作についても筋張力を推定できる手法を提案し、傾斜地走行時における個々の筋張力や活動状態が明らかになれば、目的に応じたヒルトレーニンング実施の手がかりになると考えられる。

本章の目的は、筋骨格モデルにより推定した傾斜地と平地走行時における下肢筋群の張力を比較することによって、傾斜地における長距離走の下肢筋活動の特性を検討することである。

### 6.2 方法

#### 6.2.1 データ収集とデータ処理

本章における筋張力推定のための入力データは、地面反力を計測した実験 2 より収集したものである。また、モデルおよび推定方法の妥当性を評価するため筋電図を計測した(実験 3)。これらのデータ収集法は第 3 章および第 4 章で述べたとおりである。また、時系列データの規格化、平均化、および統計処理については第 5 章で用いた方法と同様である。

## 6.2.2 筋張力算出のためのモデリング

### 6.2.2.1 筋骨格モデル

筋骨格モデリングソフトウェア SIMM (Software for Interactive Musculoskeletal Modeling, MusculoGraphics 社製) を用いて、33 の筋を有する分析脚の筋骨格モデルを構築した(図 6-1, Delp et al., 1990 ; Delp and Loan, 1995)。表 6-1 には、個々の筋の最大等尺性張力 ( $F_{max}$ )、筋線維の至適長 ( $l_{opt}$ )、腱の自然長 ( $l_{slack}$ )、羽状角 ( $\alpha$ ) を示した。なお、大腿二頭筋長短頭、半腱様筋、半膜様筋を合わせてハムストリングス、腸骨筋と大腰筋を合わせて腸腰筋、長内転筋、短内転筋、大内転筋を合わせて内転筋群、外側広筋、内側広筋、中間広筋を合わせて広筋群と定義した。

### 6.2.2.2 筋モデル

筋モデルには、張力-長さ関係および張力-速度関係を考慮した Hill-type モデルを用いた (Zajac, 1989)。図 6-2 は、本研究で用いた筋モデルを示したものである。本モデルは、収縮要素 (筋線維 ; CE)、並列弾性要素 (PE)、および腱要素 (T) からなる筋腱複合体 (MTC) であり、筋線維には羽状角 ( $\alpha$ ) を考慮した。また図 6-3 は、自然長で規格化した腱の応力-歪み関係式  $f(l_T)$ 、至適長で規格化した収縮要素の張力-長さ関係式  $g(l_{CE})$  および張力-速度関係式  $h(\dot{l}_{CE})$ 、至適長で規格化した並列弾性要素の力-長さ関係式  $k(l_{CE})$  を図示したものであり (Zajac, 1989 ; 長谷と山崎, 1995)、これらの関係式は全筋で共通に用いた。本研究で用いた筋モデルでは以下の式 6.1~6.5

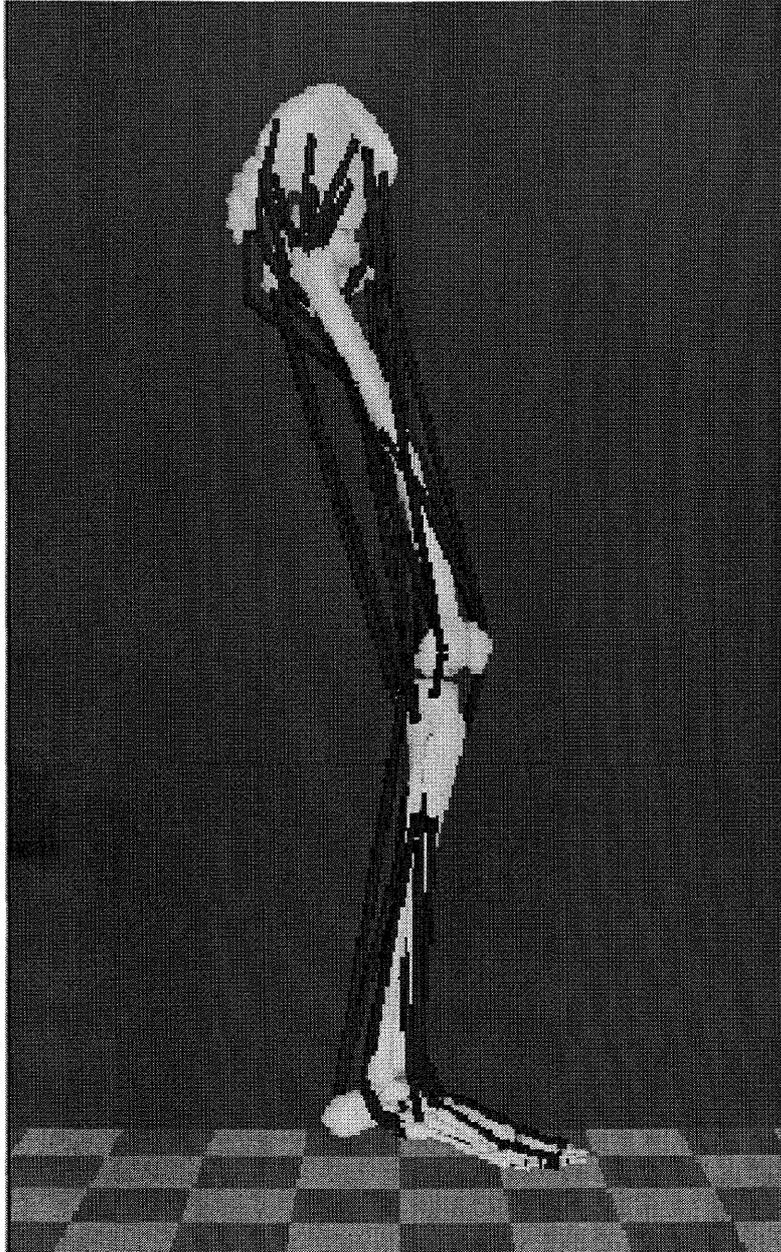


Figure 6-1 A musculoskeletal model of SIMM®.

Table 6-1 Maximum isometric force, optimal fiber length, tendon slack length, and pennation angle of lower leg muscles.

	Maximum force (N)	Optimal fiber length (m)	Tendon slack length (m)	Pennation angle (deg)
biceps femoris (long head)	3201	0.144	0.132	3.3
biceps femoris (short head)	3340	0.068	0.061	9.0
gastrocnemius medialis	1441	0.054	0.031	3.7
gastrocnemius lateralis	4295	0.080	0.359	15.0
soleus	1210	0.201	0.262	5.0
tibialis anterior	2536	0.109	0.341	0.0
tibialis posterior	756	0.173	0.100	23.0
peroneus longus	269	0.579	0.040	0.0
peroneus brevis	1216	0.138	0.110	6.0
peroneus tertius	902	0.133	0.020	0.0
extensor digitorum longus	3255	0.113	0.150	4.3
extensor hallucis longus	407	0.095	0.425	3.0
adductor longus	483	0.133	0.001	0.0
adductor brevis	348	0.352	0.140	3.0
adductor magnus	1136	0.100	0.090	7.0
rectus femoris	1252	0.104	0.130	8.0
vastus medialis	1124	0.054	0.024	0.0
vastus intermedius	345	0.024	0.039	0.0
vastus lateralis	1100	0.026	0.115	10.0
tensor fasciae latae	2185	0.084	0.346	5.0
gluteus medius	3402	0.089	0.126	5.0
gluteus minimus	4171	0.087	0.136	3.0
gluteus maximus	3276	0.084	0.157	5.0
hamstrings (medial)	4692	0.045	0.408	17.0
hamstrings (lateral)	1326	0.064	0.385	8.0
hamstrings (posterior)	7936	0.030	0.268	25.0
tibialis posterior	1117	0.031	0.310	12.0
extensor digitorum longus	272	0.034	0.400	7.0
extensor hallucis longus	787	0.043	0.380	10.0
tibialis anterior	675	0.098	0.223	5.0
peroneus	2047	0.059	0.202	9.3
extensor digitorum longus	298	0.102	0.345	8.0
extensor hallucis longus	260	0.111	0.305	6.0

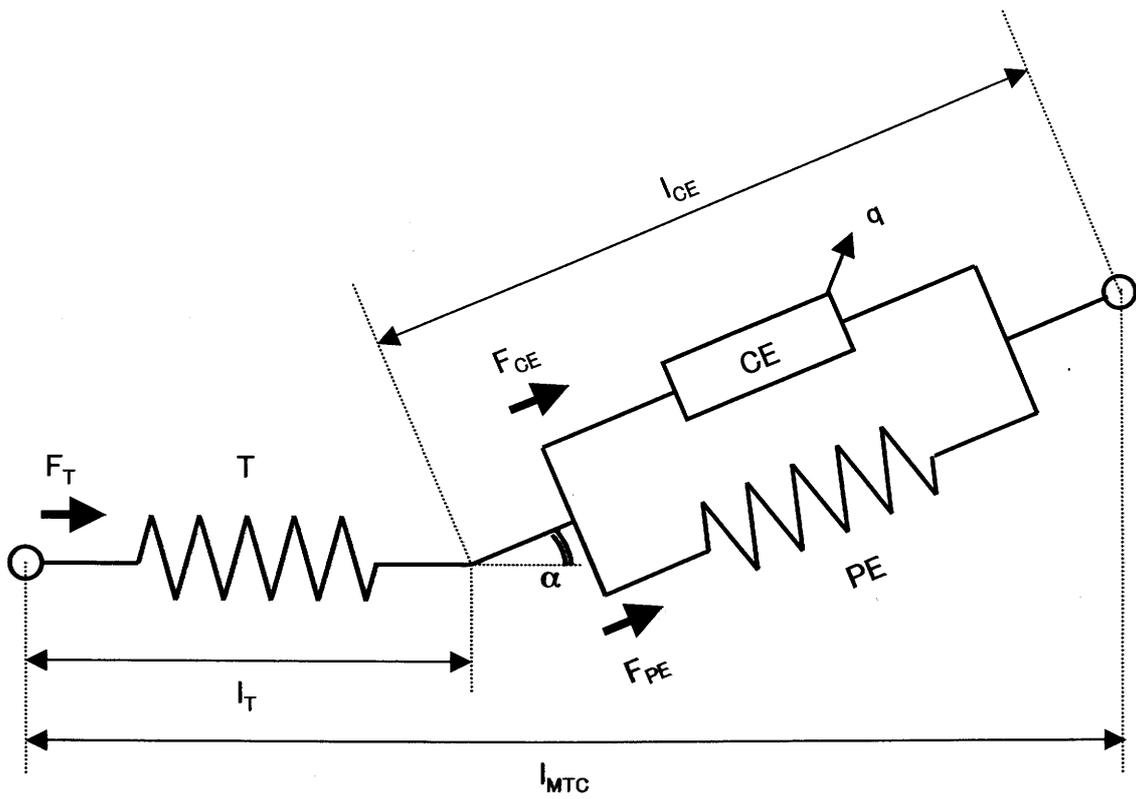


Figure 6-2 Hill-type muscle model.

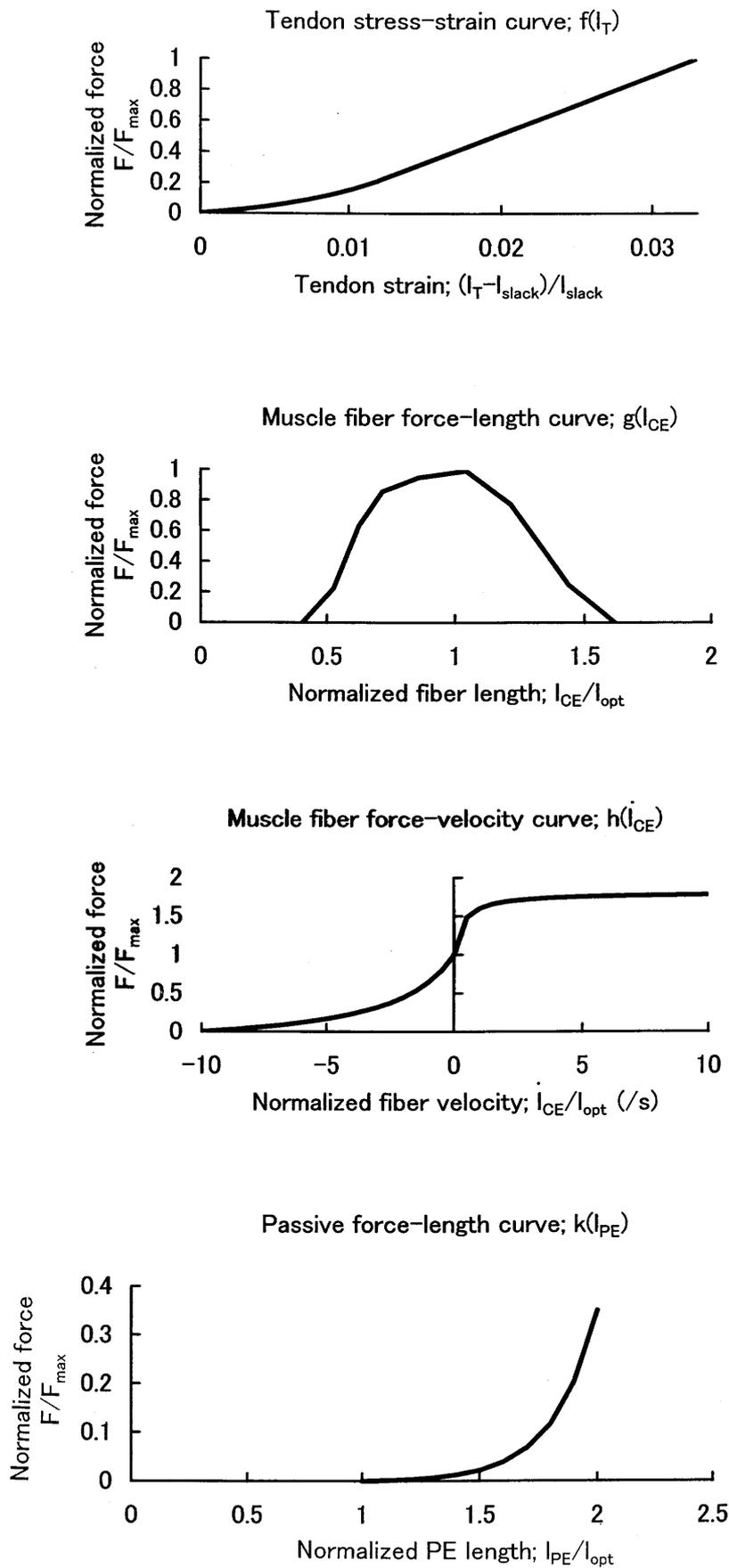


Figure 6-3 Normalized tendon stress-strain curve, muscle fiber force-length curve, muscle fiber force-velocity curve, and passive force-length curve.

が成り立つ。

$$l_{MTC} = l_T + l_{CE} \cdot \cos \alpha \quad (6.1)$$

$$F_T = F_{max} \cdot f(l_T) \quad (6.2)$$

$$F_{CE} = F_{max} \cdot g(l_{CE}) \cdot h(\dot{l}_{CE}) \cdot q \quad (6.3)$$

$$F_{PE} = F_{max} \cdot k(l_{CE}) \quad (6.4)$$

$$F_T = (F_{CE} + F_{PE}) \cdot \cos \alpha \quad (6.5)$$

ここで、式 6.1 は腱要素と収縮要素の長さ関係式で、 $l_{MTC}$  は関節角度をもとに算出した筋腱複合体長、 $l_T$  は腱長、 $l_{CE}$  は収縮要素長（筋線維長）である。式 6.2 は腱の応力－歪み関係式で、 $F_T$  は腱の張力（これは筋全体としての張力に相当するので、以下では筋張力と呼ぶ）である。式 6.3 は収縮要素の張力－長さ－速度関係式で、 $F_{CE}$  は収縮要素の張力、 $\dot{l}_{CE}$  は収縮要素長の変化率（以下、筋収縮速度）、 $q$  は収縮要素の活性度である。式 6.4 は並列弾性要素の力－長さ関係式で、 $F_{PE}$  は並列弾性要素の力を示す。式 6.5 は腱要素、収縮要素、並列弾性要素の力のつりあい式である。

活性度  $q$  が既知であれば、これらの連立方程式を解くことにより筋線維長  $l_{CE}$ 、筋収縮速度  $\dot{l}_{CE}$ 、筋張力  $F_T$  を算出することができる。

### 6.2.2.3 活性ダイナミクス

収縮要素の活性度 ( $q$ ; 0~1) は、神経系からの刺激入力 ( $u$ ; 0~1) に対して時間遅れを持って徐々に立ち上がり、刺激入力の低下もしくは消失にともなって時間遅れをもって徐々に減衰する。式 6.6 は、刺激入力と活性度との関係を示す一次の微分方程式である (He et al., 1991)。

$$\dot{q}(t) = (u(t) - q(t)) \cdot ((1/t_a - 1/t_d) \cdot u(t) + 1/t_d) \quad (6.6)$$

ここで  $t_a=0.03s$  (興奮の時定数)、 $t_d=0.035s$  (脱興奮の時定数) である。式 6.6 から、1 コマ ( $\Delta t=0.016s$ ) 前の活性度が  $q_0$  の時にとり得る活性度の最小値 ( $q_{min}$ ) および最大値 ( $q_{max}$ ) をそれぞれ式 6.7, 6.8 のように算出できる。

$$q_{\min} = q_0 \cdot \exp(-\Delta t / t_d) \quad (6.7)$$

$$q_{\max} = (q_0 - 1) \cdot \exp(-\Delta t / t_a) + 1 \quad (6.8)$$

### 6.2.3 筋張力および筋トルクの算出

下肢関節の自由度（本研究では 3）に対して筋の数（33）が冗長的に存在するため、本研究では最適化手法を用いることにより筋張力を推定した。最適化計算の制御変数は、筋の活性度  $q$  ( $0 < q < 1$ ) とした。筋張力とモーメントアームとの積を筋トルクとし、各関節まわりの筋トルクの総和が正味の関節トルクと等しくなるという制約条件を設けた（式 6.9）。

$$JT_j = \sum_{i=1}^M MT_j^i \quad (6.9)$$

ここで  $JT_j$  は関節  $j$  の正味の関節トルク、 $M$  は筋の数 ( $M=33$ )、 $MT_j^i$  は筋  $i$  の関節  $j$  における筋トルクである。ただし衝撃をともなう運動では、実際に筋が発揮している内力による総モーメントは、逆動力学的に算出した関節トルク（第 5 章）よりも減衰する (Gruber et al., 1998)。そこで、式 6.9 の左辺には地面反力を 4 次の Butterworth digital filter を用いて 15Hz で平滑化した後に再計算した関節トルクを用いた。また、活性ダイナミクスに基づき、式 6.7 および 6.8 から求めた活性度の範囲を不等式制約として加えた（式 6.10）。

$$q_{\min} \leq q \leq q_{\max} \quad (6.10)$$

最適化の目的関数 (I) には、第 2 章で述べたように走動作に適切と考えられる筋の活性度の 3 乗和を用いた（式 6.11, Anderson and Pandy, 2001）。

$$I = \sum_{i=1}^M (q^i)^3 \quad (6.11)$$

制御変数  $q$  と筋張力との関係（式 6.1~6.5）および制約条件を満たし、かつ目的関数が最小となる制御変数の値をコマごとに探索した。なお、最適化計算には MATLAB

Optimization Toolbox (MathWorks 社製) を用いた。算出された制御変数 (活性度) から、式 6.1~6.5 により筋線維長、筋収縮速度、筋張力、筋トルクを再計算した。

また、筋腱複合体長の変化率と筋張力の積を筋パワーとした。

## 6.3 結果

### 6.3.1 活性度と筋放電量との比較

図 6-4 は、高速試技の 1 サイクルにおける大殿筋 (GMAX)、大腿二頭筋長頭 (BF1h)、大腿直筋 (RF)、外側広筋 (VL) の活性度と、筋電図から算出した同筋の筋放電量を U9, LV, D9 について示したものである。同様に、図 6-5 は腓腹筋内側頭 (medGAS)、ヒラメ筋 (SOL)、前脛骨筋 (TA) について示したものである。

活動のタイミングに関して活性度と筋放電を比較すると、いずれの斜度においても大腿直筋および前脛骨筋を除く 5 筋群では活性度の立ち上がりおよび消失が筋放電に比べて 1 サイクルの 10% (約 60ms) 前後遅れていた。大腿直筋については、活性度は反対脚接地後 20% 付近でほぼ 0 になったのに対し、筋電図では反対脚接地後 30% 前後まで放電していた。また前脛骨筋では、活性度は 1 サイクルの 20~40% 時点において 0 に近い値を示していたのに対し、筋電図では 1 サイクルを通して放電がみられた。

変化パターンに関して活性度と筋放電を比較すると、いずれの斜度においても大腿直筋を除く 6 筋群の活性度は、筋放電に比べて 1 サイクルの 10% 前後遅れて比較的類似した変化パターンを示した。大腿直筋については、活性度は反対脚接地前後の方が支持期よりも大きかったのに対し、筋放電では支持期前半にピークを示した。

斜度間の大小関係に関しては、大殿筋、大腿二頭筋長頭、大腿直筋、腓腹筋内側頭については、筋放電の変化パターンを 10% 程度遅らせて活性度と照合すると、斜度間の大小関係は活性度と筋放電でほぼ一致していた。例えば大殿筋の活性度と筋放電のピーク値を比較すると、活性度は  $U9 (0.388) > LV (0.328) > D9 (0.237)$ 、筋放電は  $U9 (70.8\%) > LV (50.3\%) > D9 (36.8\%)$  となり斜度間の大小関係は一致する。外側広

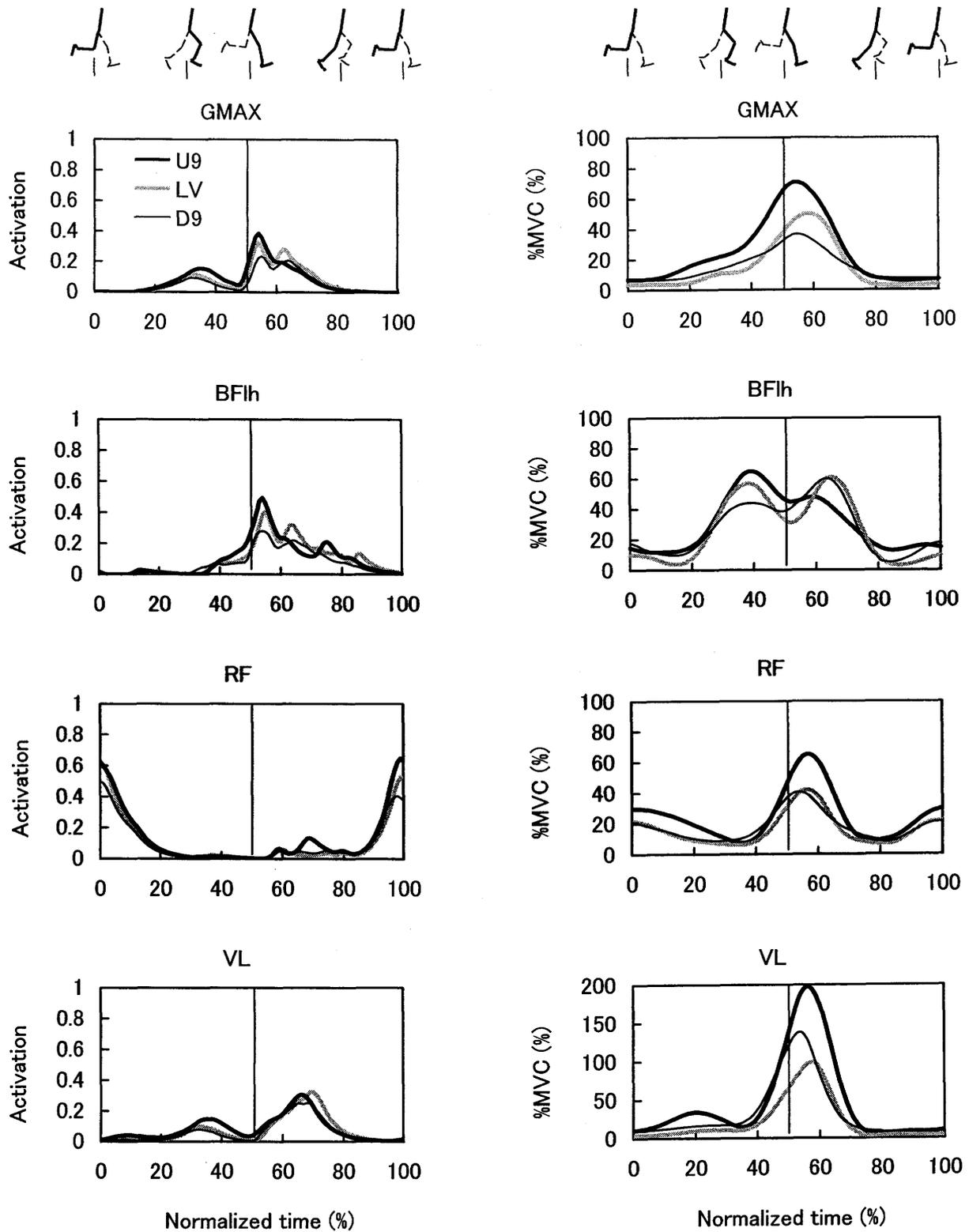


Figure 6-4 Comparisons of muscle activations (Left) with EMG envelopes normalized by MVC (Right) in glutues maximus (GMAX), long head of biceps femoris (BFih), rectus femoris (RF), and vastus lateralis (VL) for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions.

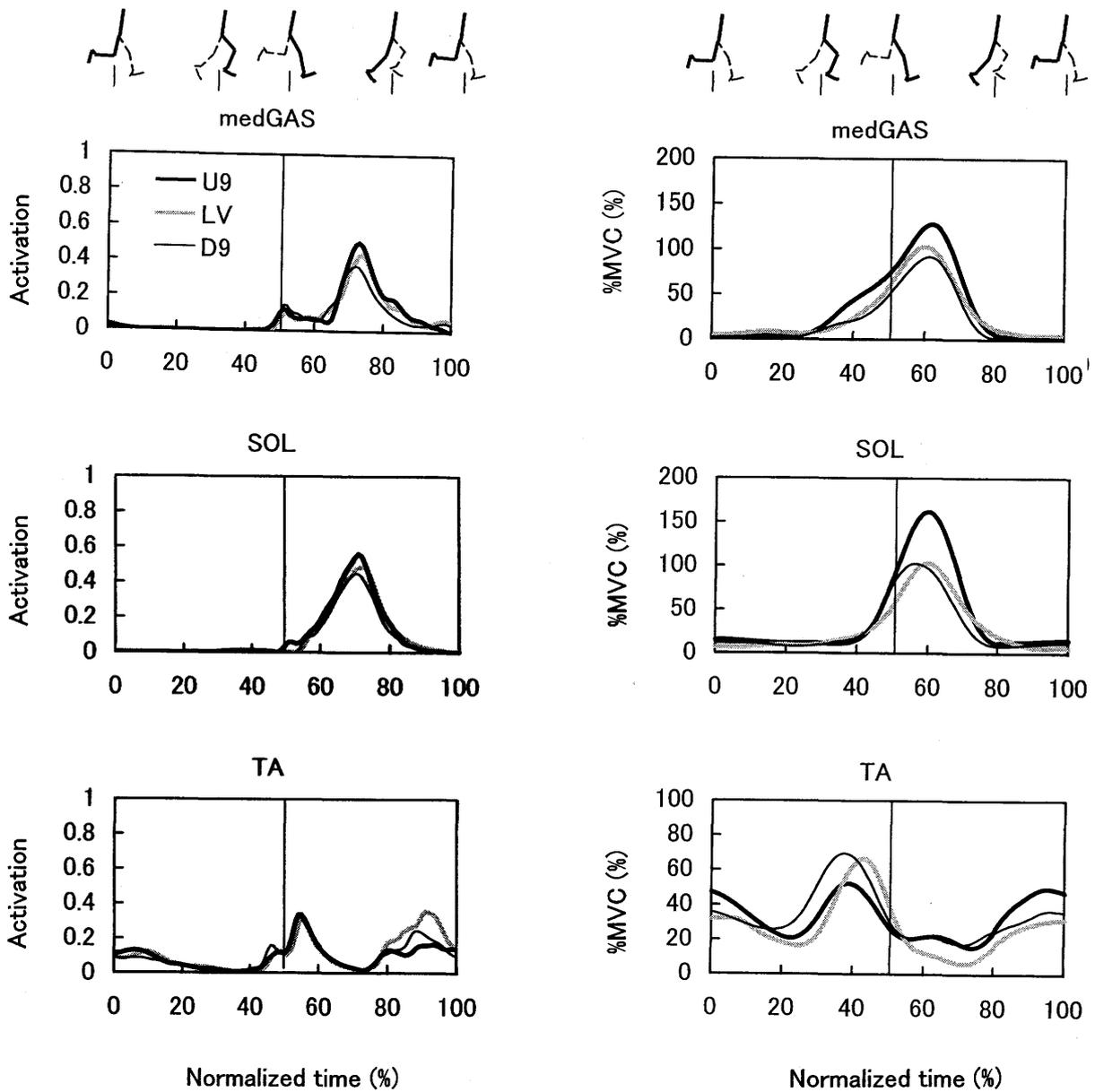


Figure 6-5 Comparisons of muscle activations (Left) with EMG envelopes normalized by MVC (Right) in Medial gastrocnemius (medGAS), soleus (SOL), and tibialis anterior (TA) for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions.

筋およびヒラメ筋については，活性度は支持期における斜度間の相違が小さかったのに対し，筋放電では U9 が他の斜度よりも大きく，MVC の値（%MVC=100%）を大きく上回っていた．また前脛骨筋では，斜度間の大小関係は活性度と筋放電で大きく異なっていた．

### 6.3.2 筋トルク

図 6-6 は，1 サイクルにおける正味の股関節トルク（JT）および大殿筋（GMAX），ハムストリングス（HAMS），腸腰筋（ILP），大腿直筋（RF），内転筋群（ADD）による股関節トルク（筋トルク）を高速試技の U9，LV，D9 について示したものである．いずれの斜度においても，股関節トルクが伸展優位な回復期後半（SRC）から支持期（SP）中盤にかけて，ハムストリングスの伸展トルクへの貢献が大きく，大殿筋および内転筋群も伸展トルクを発揮していた．回復期前半（FRC）では，腸腰筋，内転筋群，大腿直筋が股関節屈曲トルクを発揮していた．支持期後半（SSP，特に 1 サイクルの 70~75%）においては，U9 ではハムストリングスによる伸展トルクと大腿直筋による屈曲トルクが拮抗しており，正味のトルクは 0 に近い値であったのに対し，LV および D9 では大腿直筋による屈曲トルクが小さく，正味のトルクは伸展優位であった．

図 6-7 は正味の膝関節トルクおよびハムストリングス，大腿直筋，広筋群（VAS），腓腹筋（GAS）による膝関節トルクを図 6-6 と同様に示したものである．いずれの斜度においても，回復期後半の膝関節屈曲トルクは主にハムストリングスによるものであった．支持期においては，広筋群による膝関節伸展トルクが大きく，正味のトルクよりもわずかに大きな値を示していたのに対し，大腿直筋の貢献は小さかった．また，支持期においてハムストリングスおよび腓腹筋が膝関節屈曲トルクを発揮し，広筋群による伸展トルクに拮抗していた．

図 6-8 は正味の足関節トルクおよび腓腹筋，ヒラメ筋（SOL），前脛骨筋（TA）による足関節トルクを図 6-6 と同様に示したものである．いずれの斜度においても，支持

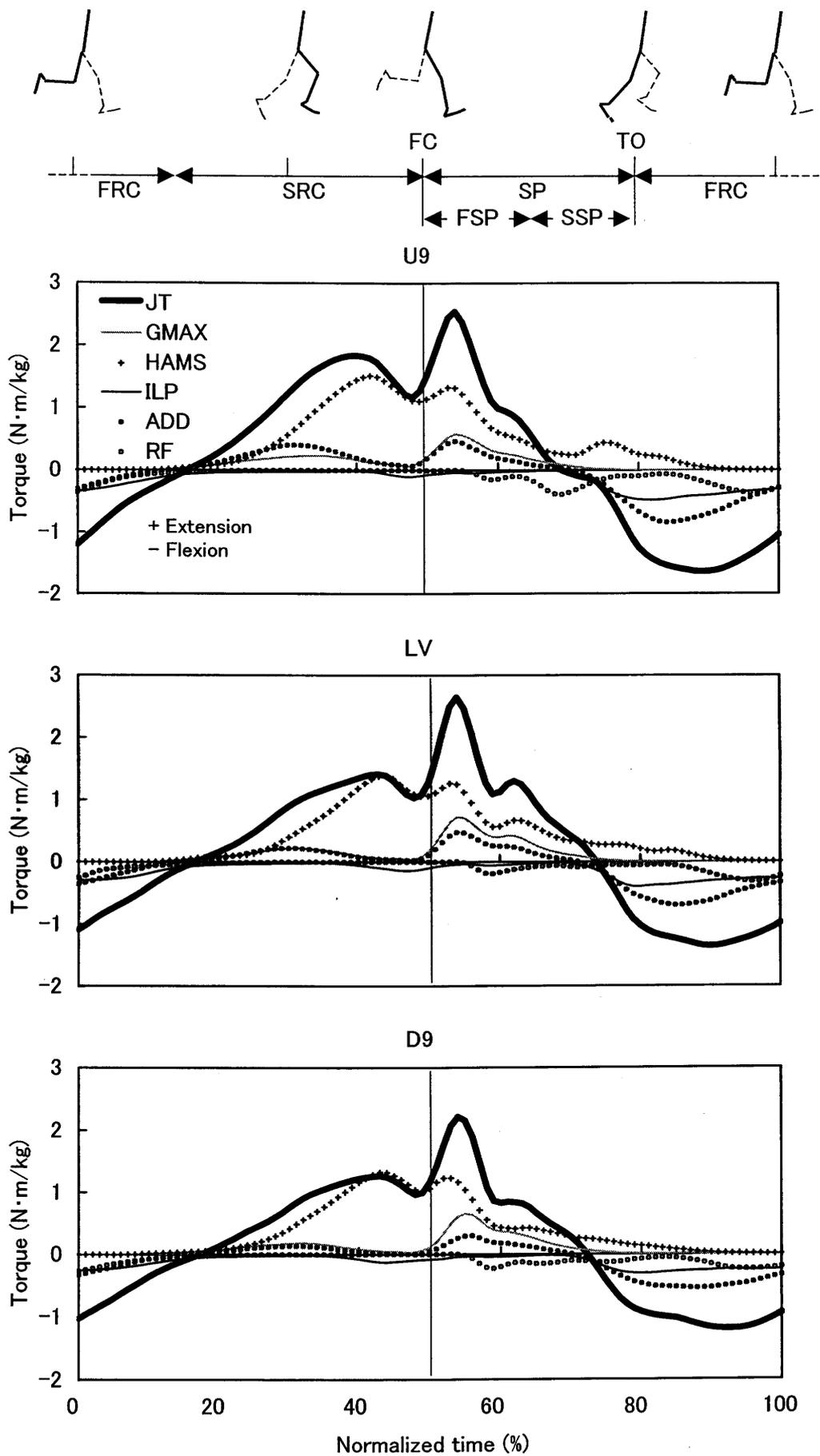


Figure 6-6 Averaged patterns of joint torque (JT) and muscle torques of the hip during one running cycle for uphill (U9; Top), level (LV; Middle), and downhill (D9; Bottom) conditions in the fast speed.

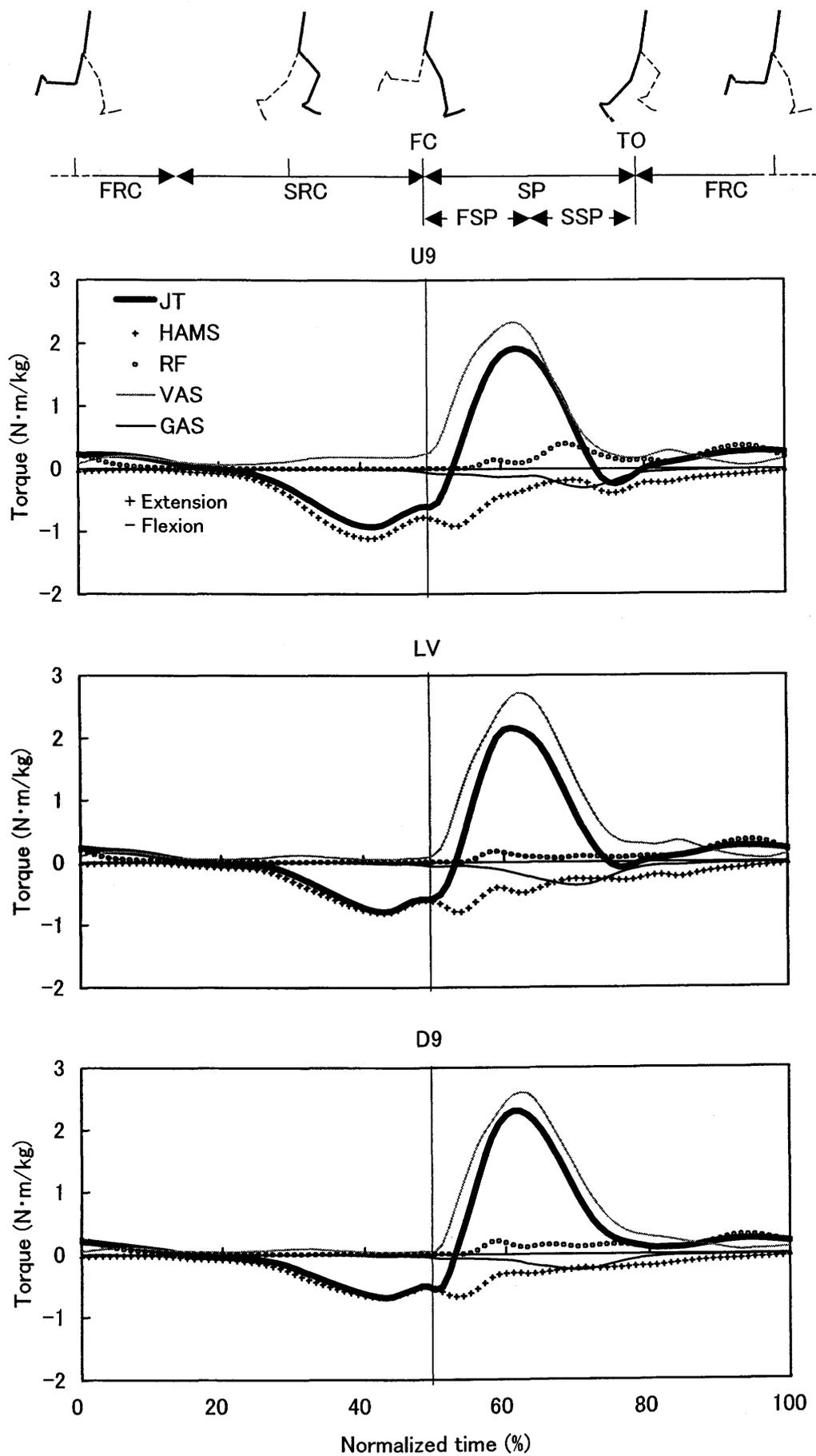


Figure 6-7 Averaged patterns of joint torque (JT) and muscle torques of the knee during one running cycle for uphill (U9; Top), level (LV; Middle), and downhill (D9; Bottom) conditions in the fast speed.

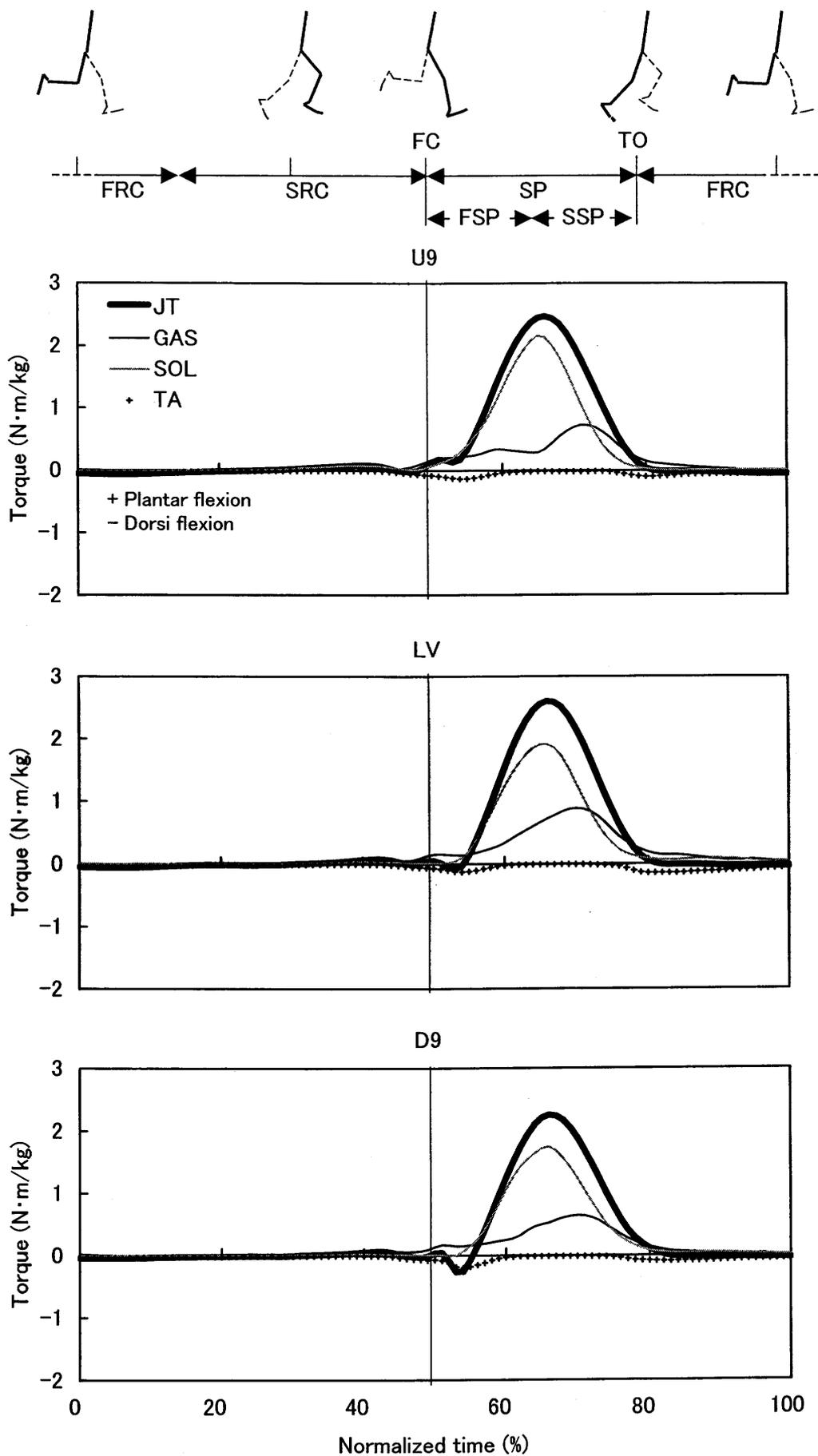
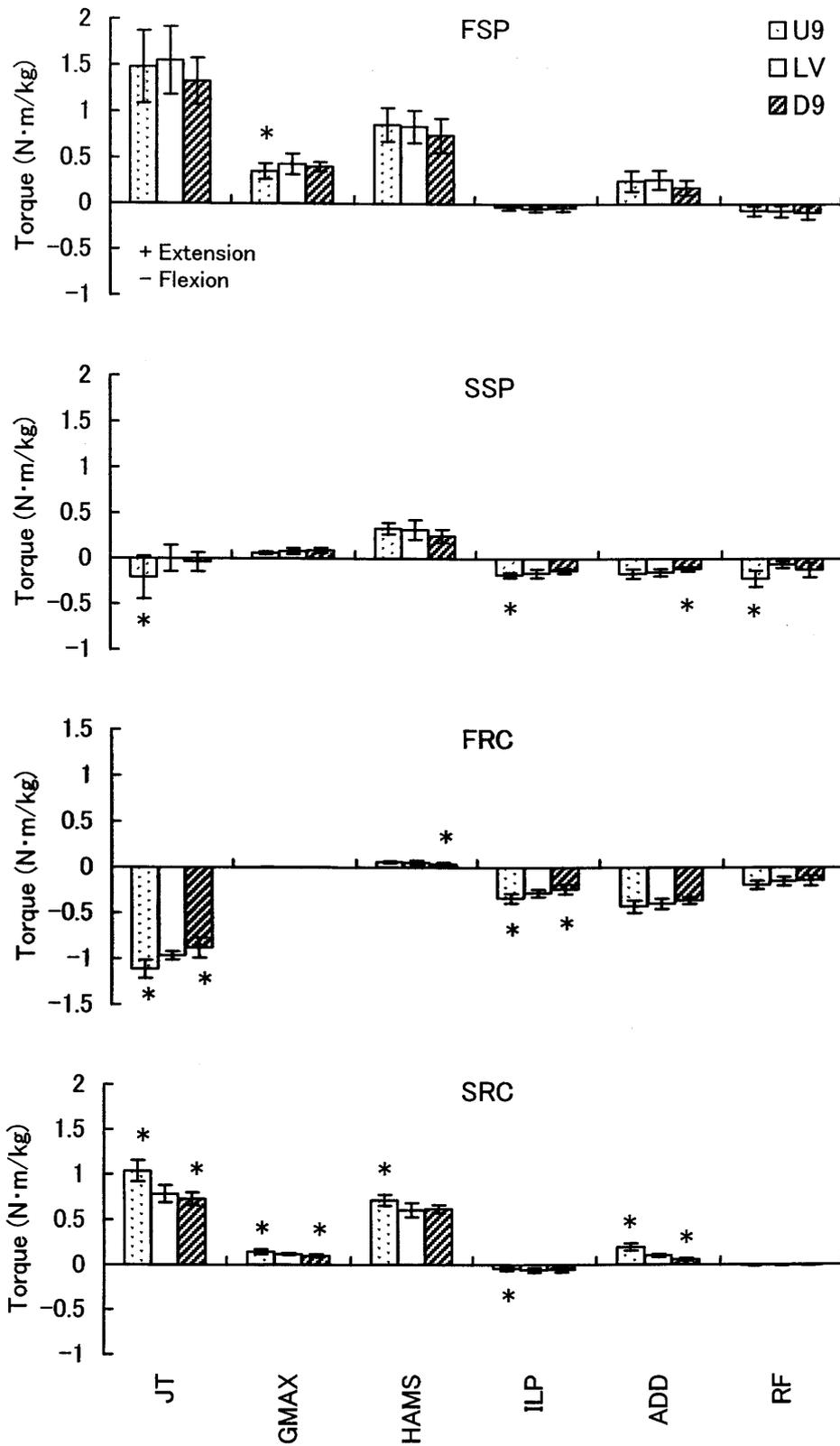


Figure 6-8 Averaged patterns of joint torque (JT) and muscle torques of the ankle during one running cycle for uphill (U9; Top), level (LV; Middle), and downhill (D9; Bottom) conditions in the fast speed.

期における足関節底屈トルクにはヒラメ筋の貢献が大きく，支持期後半では腓腹筋の底屈トルクも大きかった．また前脛骨筋による背屈トルクは1サイクルを通して小さかった．

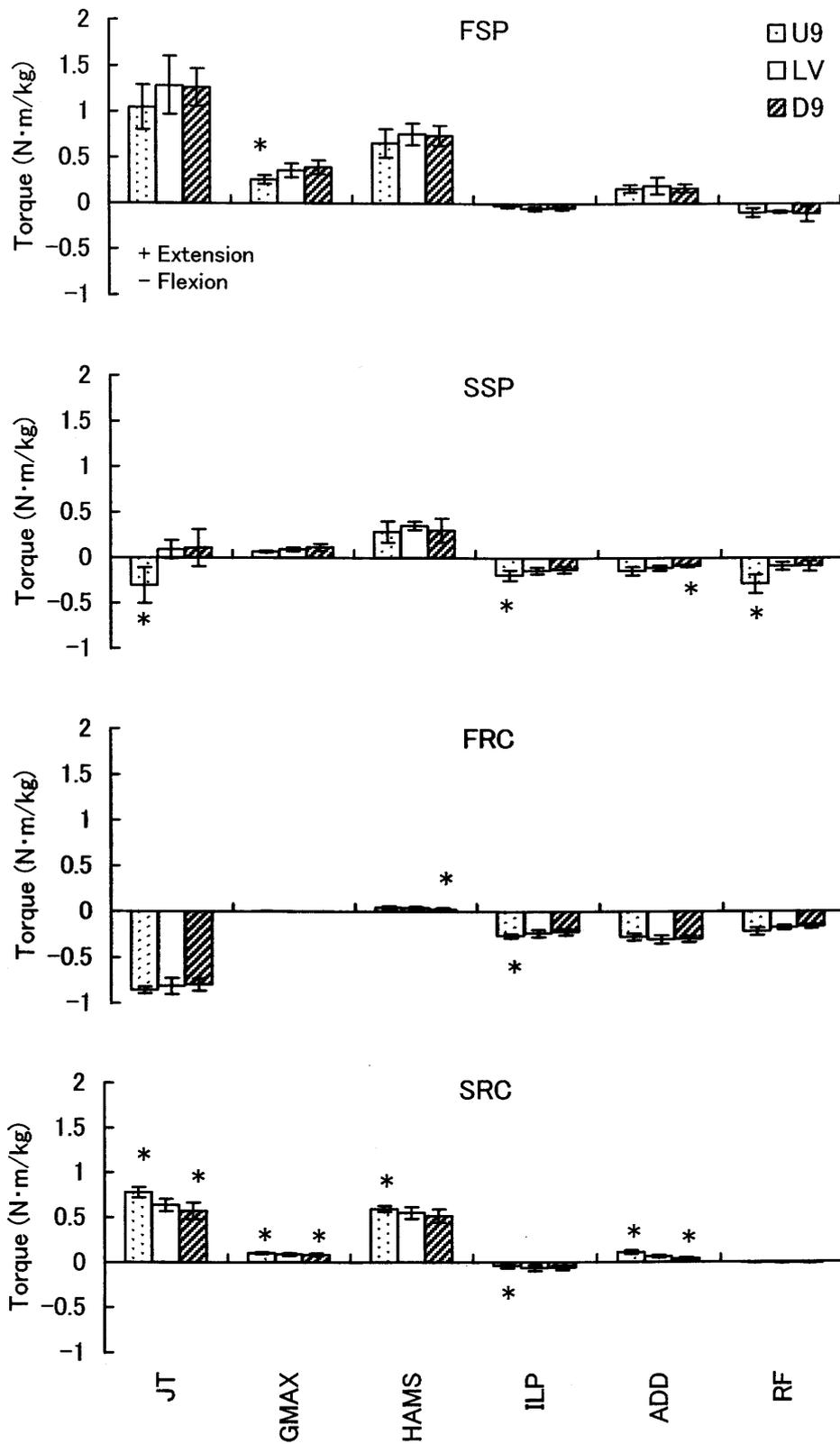
図 6-9 は，正味の股関節トルクおよび大殿筋，ハムストリングス，腸腰筋，内転筋群，大腿直筋による股関節トルクの局面平均値を高速試技の U9，LV，D9 について示したものである．同様に，図 6-10 および 6-11 はそれぞれ中速試技および低速試技について示したものである．U9 の支持期前半（FSP）における大殿筋の股関節伸展トルクは，いずれの走速度においても LV よりも有意に小さかった ( $p<0.05$ )．U9 の支持期後半（SSP）における正味の股関節屈曲トルク，腸腰筋および大腿直筋の屈曲トルクは，いずれの走速度においても LV よりも有意に大きかった ( $p<0.05$ )．また D9 では，支持期後半における内転筋群の屈曲トルクが LV よりも有意に小さかった ( $p<0.05$ )．回復期前半（FRC）では，U9 の高速試技における正味の股関節屈曲トルク，高速および中速試技における腸腰筋の屈曲トルクは，同速度の LV よりも有意に大きかった ( $p<0.05$ )．U9 の回復期前半における大腿直筋の屈曲トルクは，いずれの走速度においても有意ではないものの LV よりも大きい傾向がみられた ( $p<0.10$ )．また D9 では，回復期前半における高速試技の正味の股関節屈曲トルクおよび腸腰筋の屈曲トルク，すべての走速度のハムストリングスの伸展トルクが LV よりも有意に小さかった ( $p<0.05$ )．回復期後半（SRC）については，U9 の正味の股関節伸展トルク，大殿筋，ハムストリングス，および内転筋群の伸展トルクは，いずれの走速度においても LV よりも有意に大きく，腸腰筋の屈曲トルクは LV よりも有意に小さかった ( $p<0.05$ )．また D9 では，回復期後半における正味の股関節伸展トルク，大殿筋，および内転筋群の伸展トルクが LV よりも有意に小さかった ( $p<0.05$ )．

図 6-12 は，正味の膝関節トルクおよびハムストリングス，大腿直筋，広筋群，腓腹筋による膝関節トルクの局面平均値を高速試技の U9，LV，D9 について示したものである．同様に，図 6-13 および 6-14 はそれぞれ中速試技および低速試技について示し



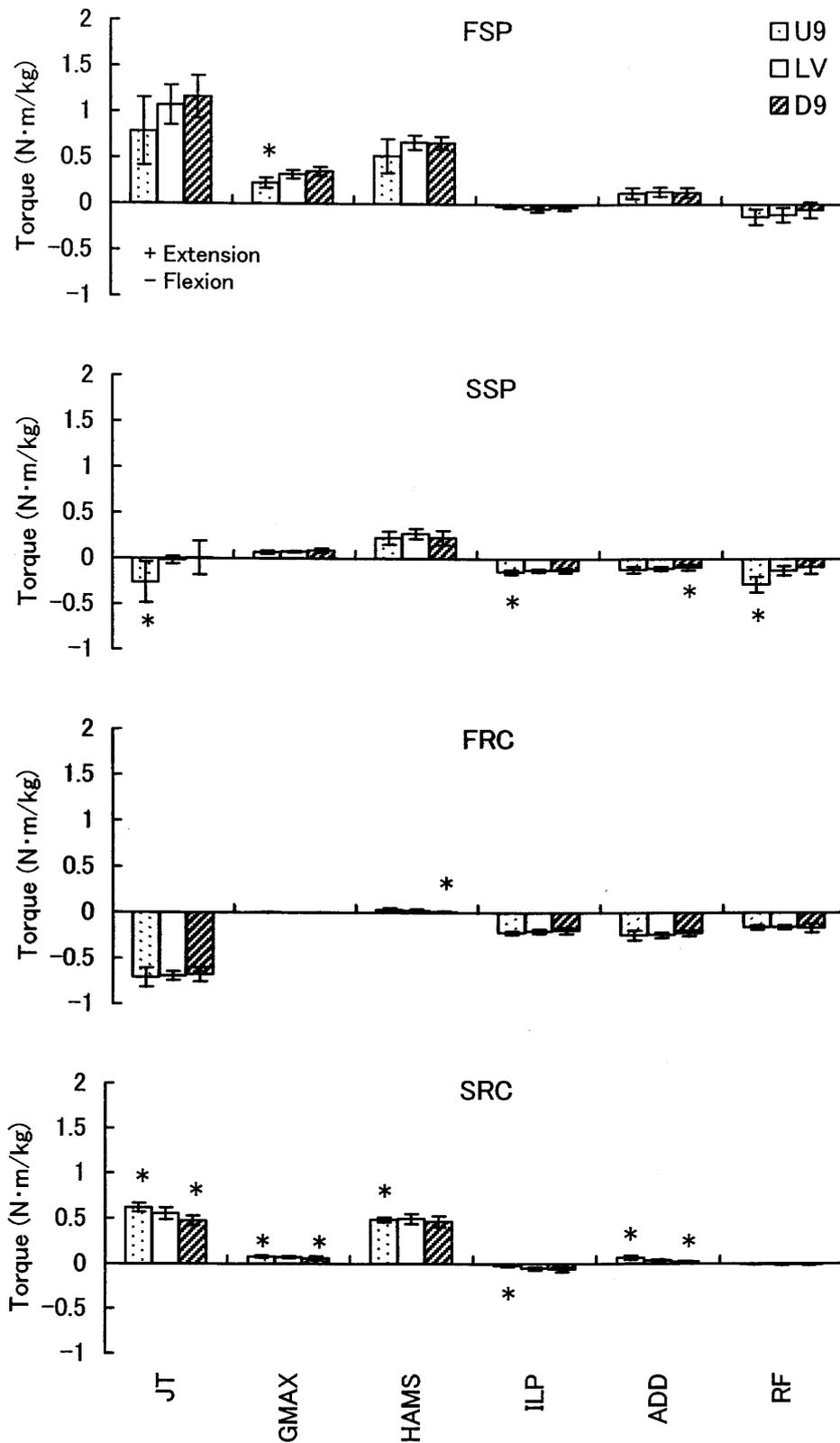
\* Significant difference from LV at p < 0.05.

Figure 6-9 Averaged joint torque (JT) and muscle torques of the hip in each phase for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the fast speed.



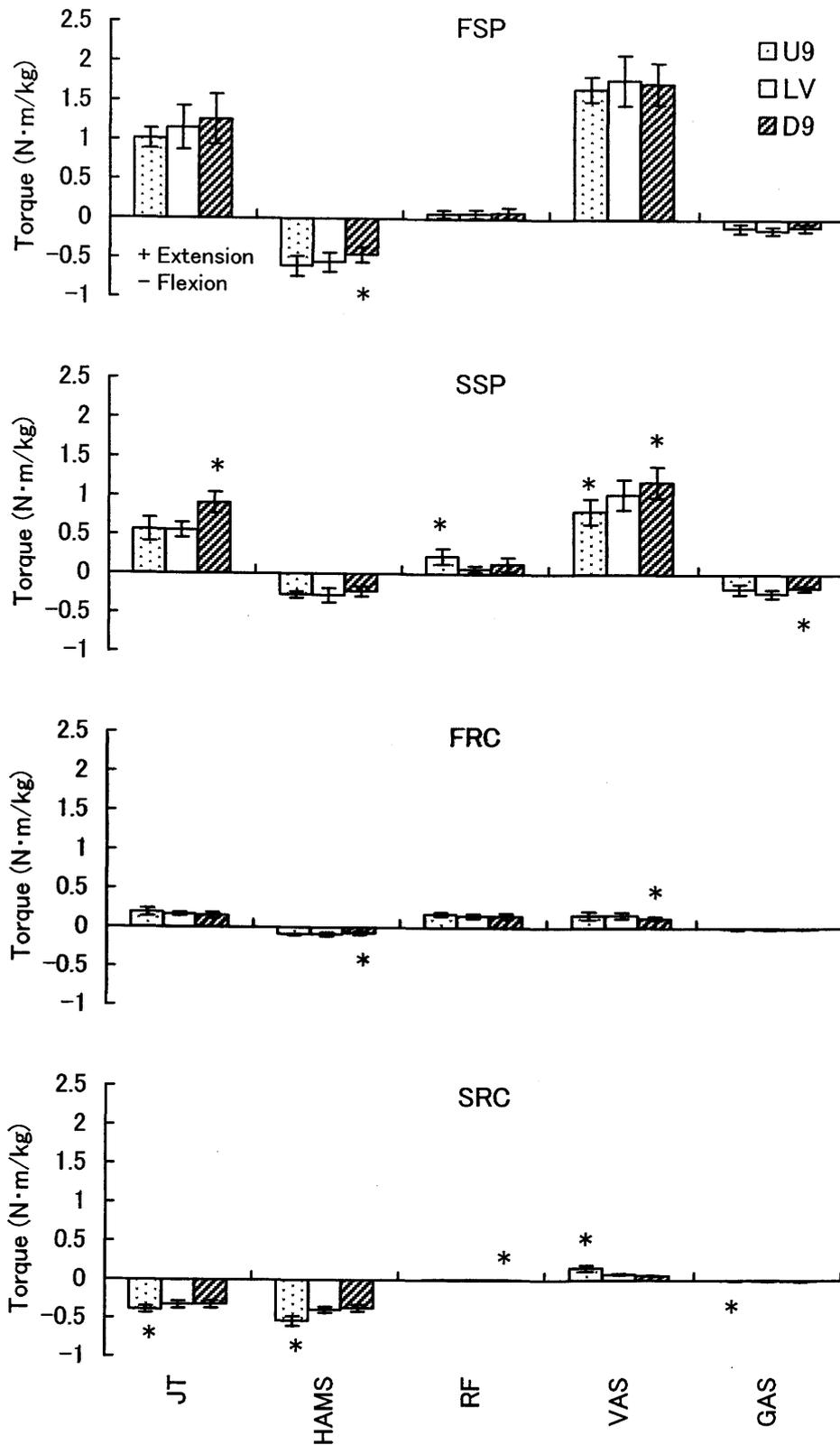
\* Significant difference from LV at p<0.05.

Figure 6-10 Averaged joint torque (JT) and muscle torques of the hip in each phase for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the medium speed.



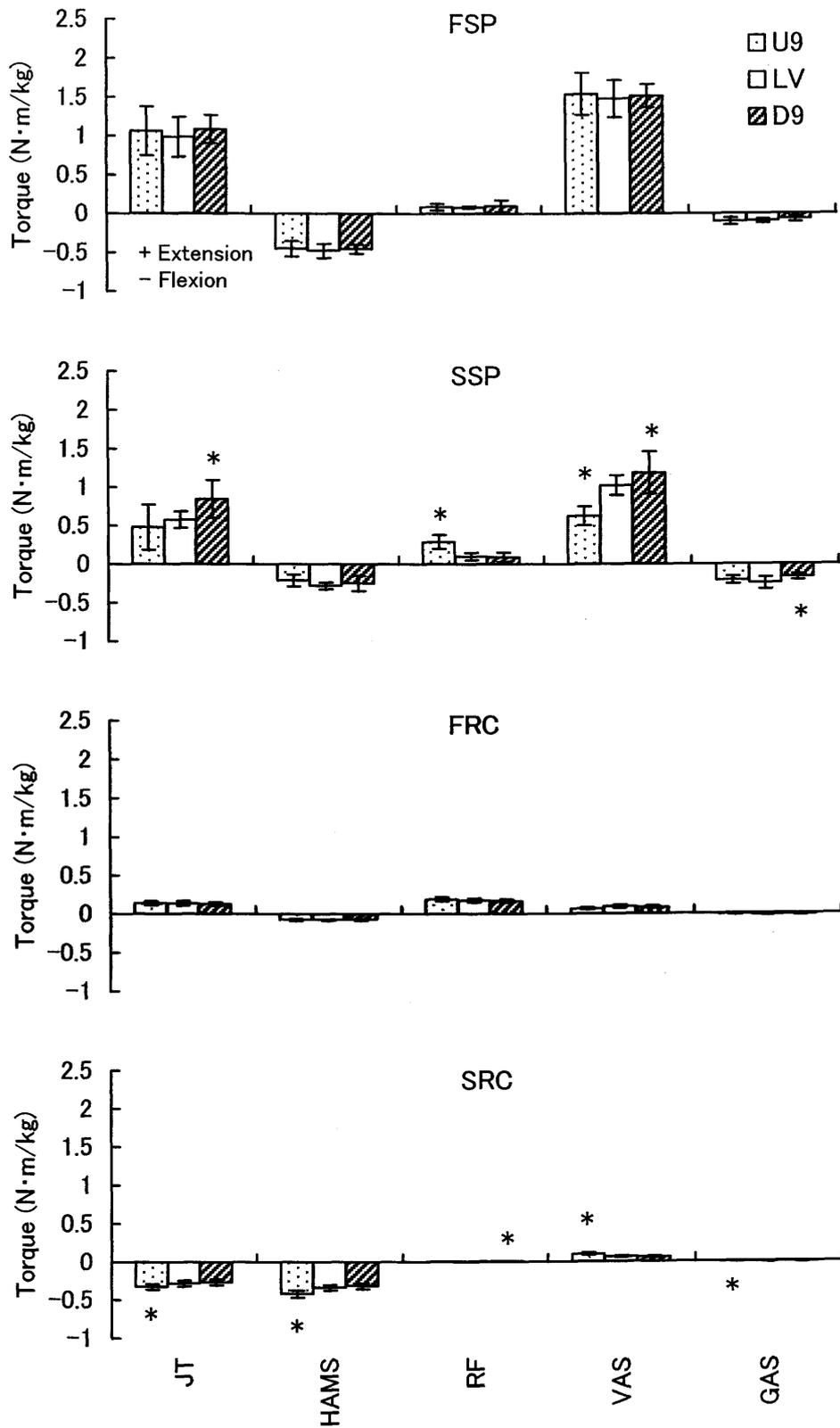
\* Significant difference from LV at p<0.05.

Figure 6-11 Averaged joint torque (JT) and muscle torques of the hip in each phase for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the slow speed.



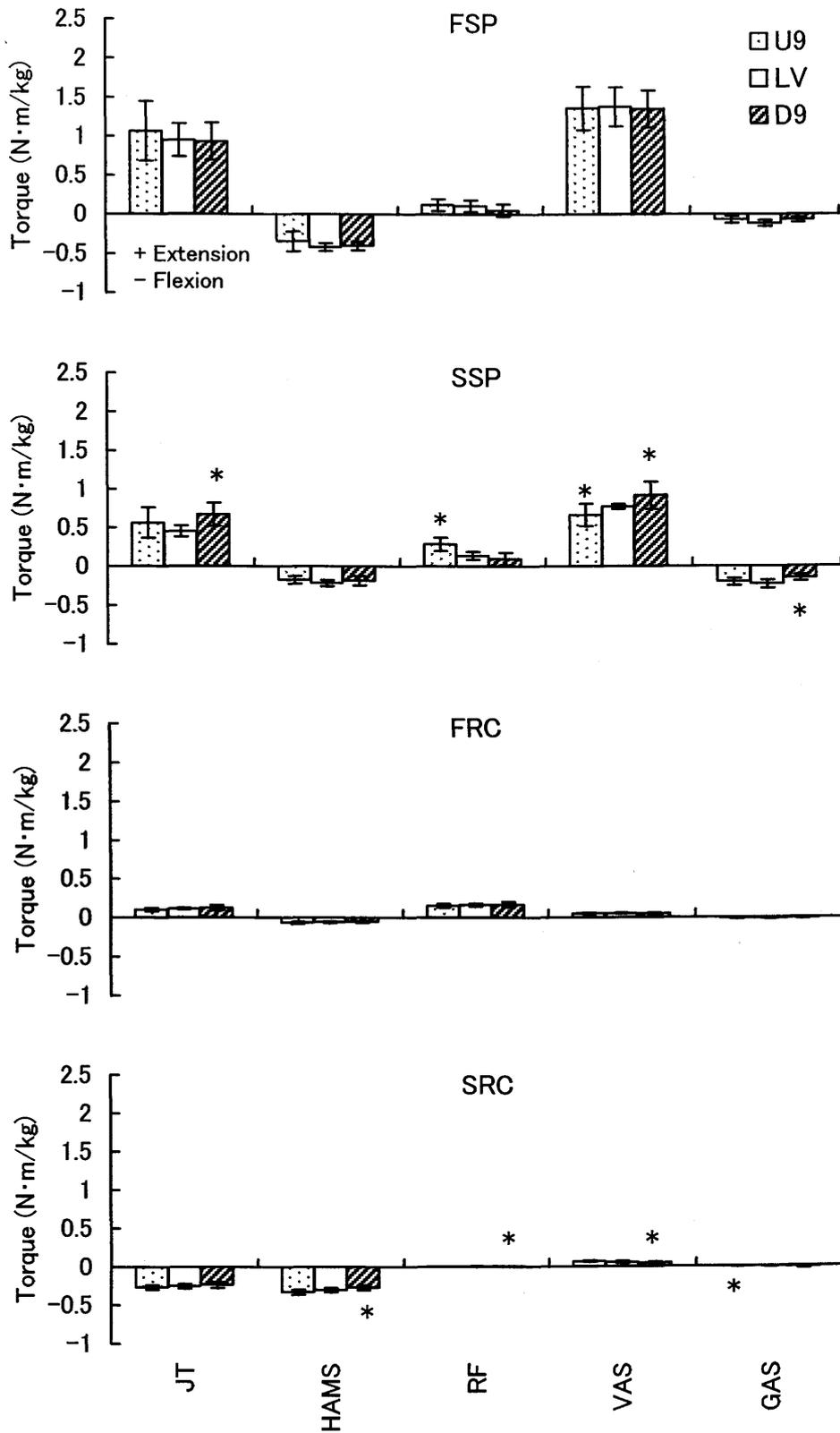
\* Significant difference from LV at p<0.05.

Figure 6-12 Averaged joint torque (JT) and muscle torques of the knee in each phase for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the fast speed.



\* Significant difference from LV at p<0.05.

Figure 6-13 Averaged joint torque (JT) and muscle torques of the knee in each phase for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the medium speed.

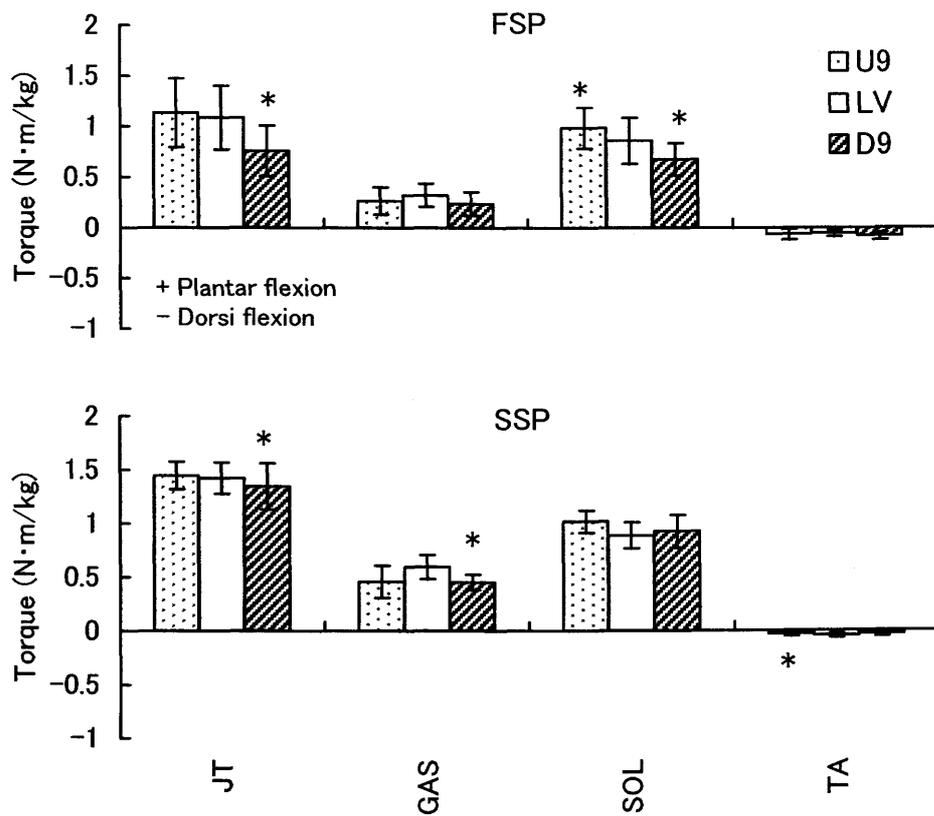


\* Significant difference from LV at p < 0.05.

Figure 6-14 Averaged joint torque (JT) and muscle torques of the knee in each phase for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the slow speed.

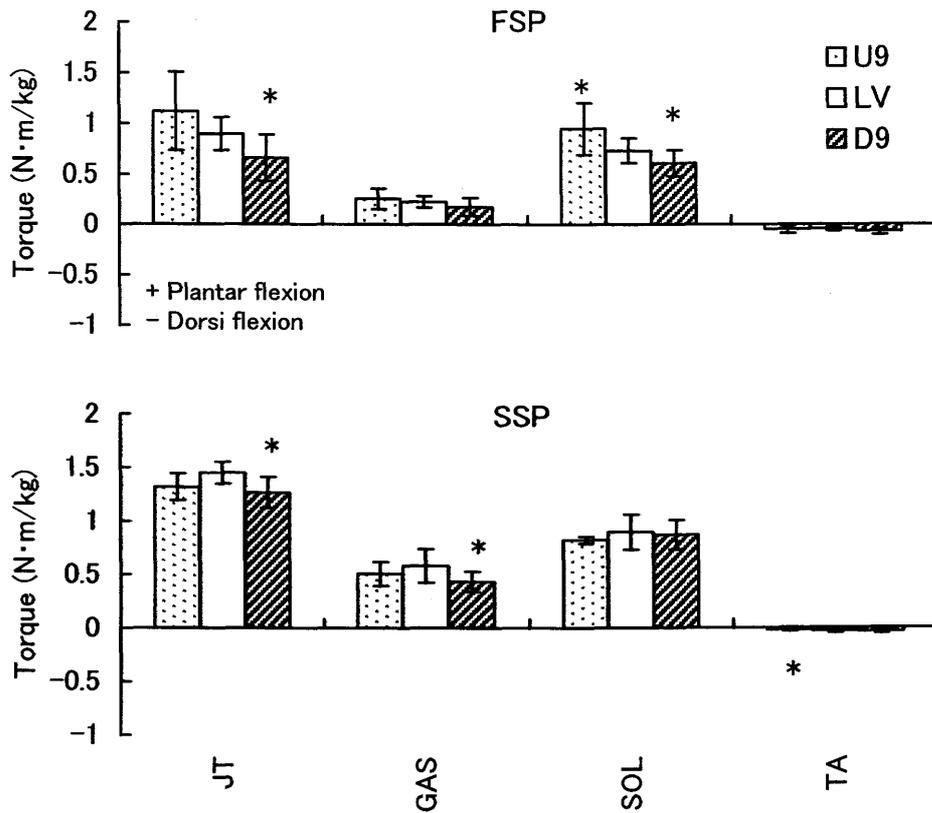
たものである。支持期前半における D9 のハムストリングスの膝関節屈曲トルクは、高速試技において LV よりも有意に小さかった ( $p<0.05$ )。支持期後半では、U9 の大腿直筋の膝関節伸展トルクはいずれの走速度においても LV よりも有意に大きく、広筋群の伸展トルクは LV よりも有意に小さく (いずれも  $p<0.05$ )、腓腹筋の屈曲トルクは有意ではないものの LV よりも小さい傾向がみられた ( $p<0.10$ )。また D9 では、支持期後半における正味の膝関節伸展トルクおよび広筋群の伸展トルクはいずれの走速度においても LV よりも有意に大きく、腓腹筋の屈曲トルクは LV よりも有意に小さかった ( $p<0.05$ )。回復期前半における D9 のハムストリングスの膝関節屈曲トルクおよび広筋群の伸展トルクは、高速試技において LV よりも有意に小さかった ( $p<0.05$ )。回復期後半における U9 の正味の膝関節屈曲トルク、ハムストリングスの屈曲トルク、広筋群の伸展トルクは、高速および中速試技において LV よりも有意に大きかった ( $p<0.05$ )。

図 6-15 は、正味の足関節トルクおよび腓腹筋、ヒラメ筋、前脛骨筋による足関節トルクの支持期前半および支持期後半平均値を高速試技の U9, LV, D9 について示したものである。同様に、図 6-16 および 6-17 はそれぞれ中速試技および低速試技について示したものである。支持期前半における U9 のヒラメ筋の底屈トルクは、高速および中速試技において LV よりも有意に大きかった ( $p<0.05$ )。また D9 では、支持期前半における正味の底屈トルクは、いずれの走速度においても LV よりも有意に小さく、ヒラメ筋の底屈トルクについても高速および中速試技では LV よりも有意に小さかった ( $p<0.05$ )。支持期後半における U9 の前脛骨筋の背屈トルクは、いずれの走速度においても LV よりも有意に小さかった ( $p<0.05$ )。支持期後半における U9 のヒラメ筋の底屈トルクはいずれの走速度においても LV よりも大きい傾向がみられ、高速試技における腓腹筋は LV よりも小さい傾向がみられた (いずれも  $p<0.10$ )。また D9 では、支持期後半における正味の底屈トルクおよび腓腹筋の底屈トルクが、いずれの走速度においても LV よりも有意に小さかった ( $p<0.05$ )。



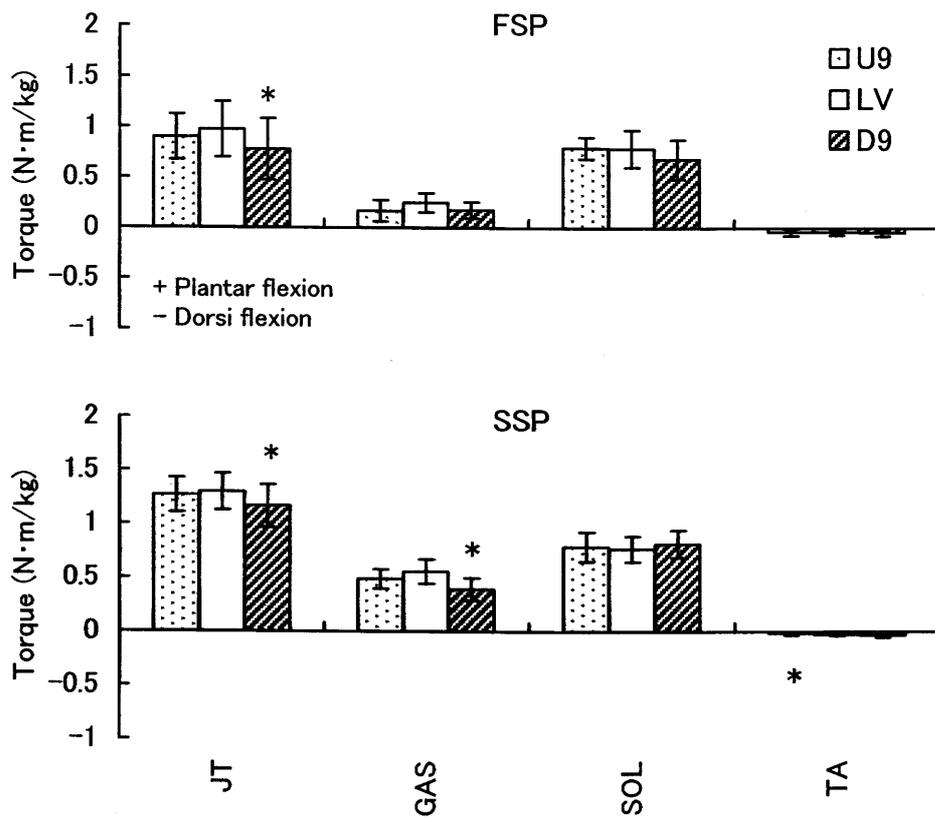
\* Significant difference from LV at p<0.05.

Figure 6-15 Averaged joint torque (JT) and muscle torques of the ankle in each phase for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the fast speed.



\* Significant difference from LV at p<0.05.

Figure 6-16 Averaged joint torque (JT) and muscle torques of the ankle in each phase for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the medium speed.



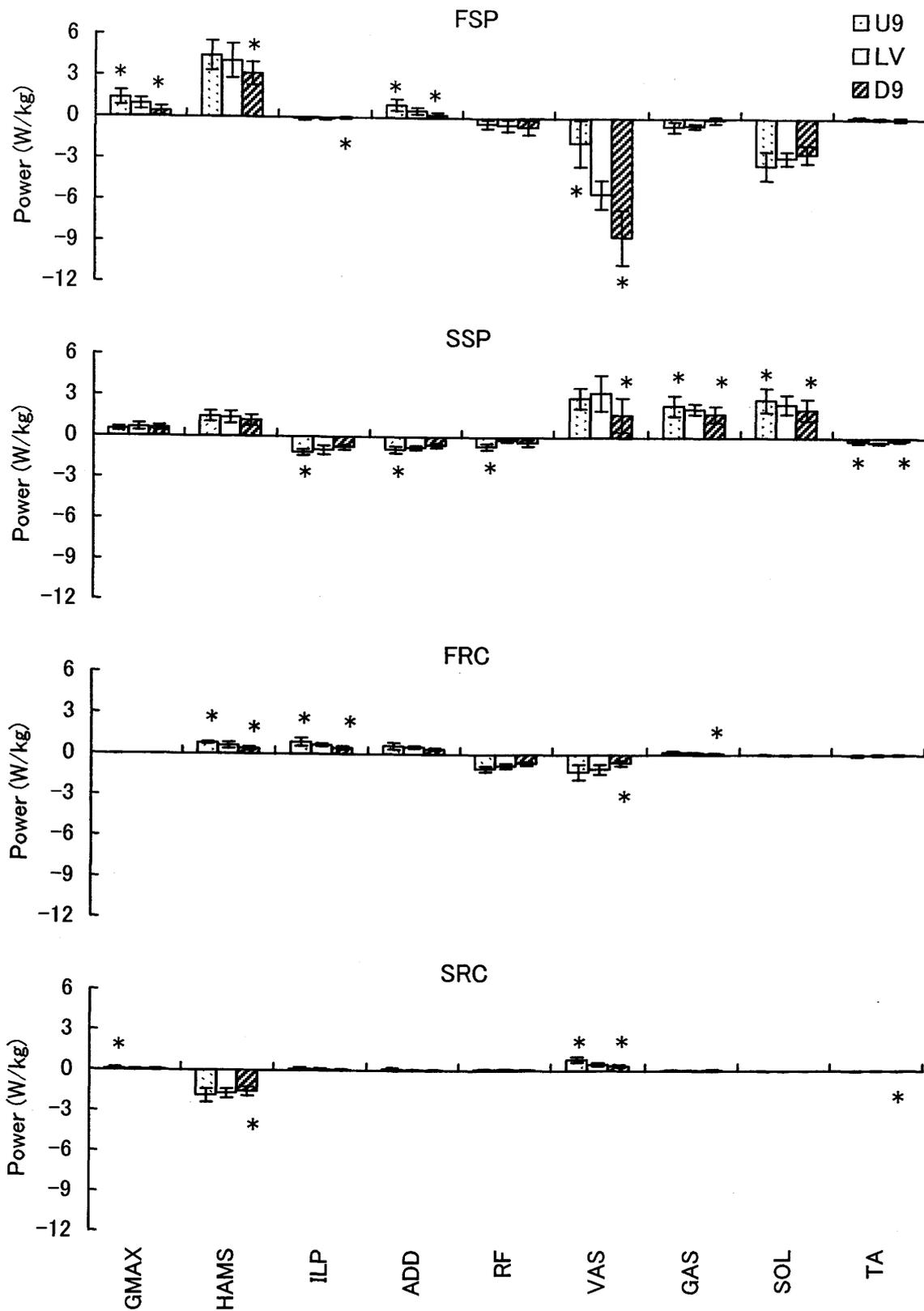
\* Significant difference from LV at  $p < 0.05$ .

Figure 6-17 Averaged joint torque (JT) and muscle torques of the ankle in each phase for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the slow speed.

### 6.3.3 筋パワー

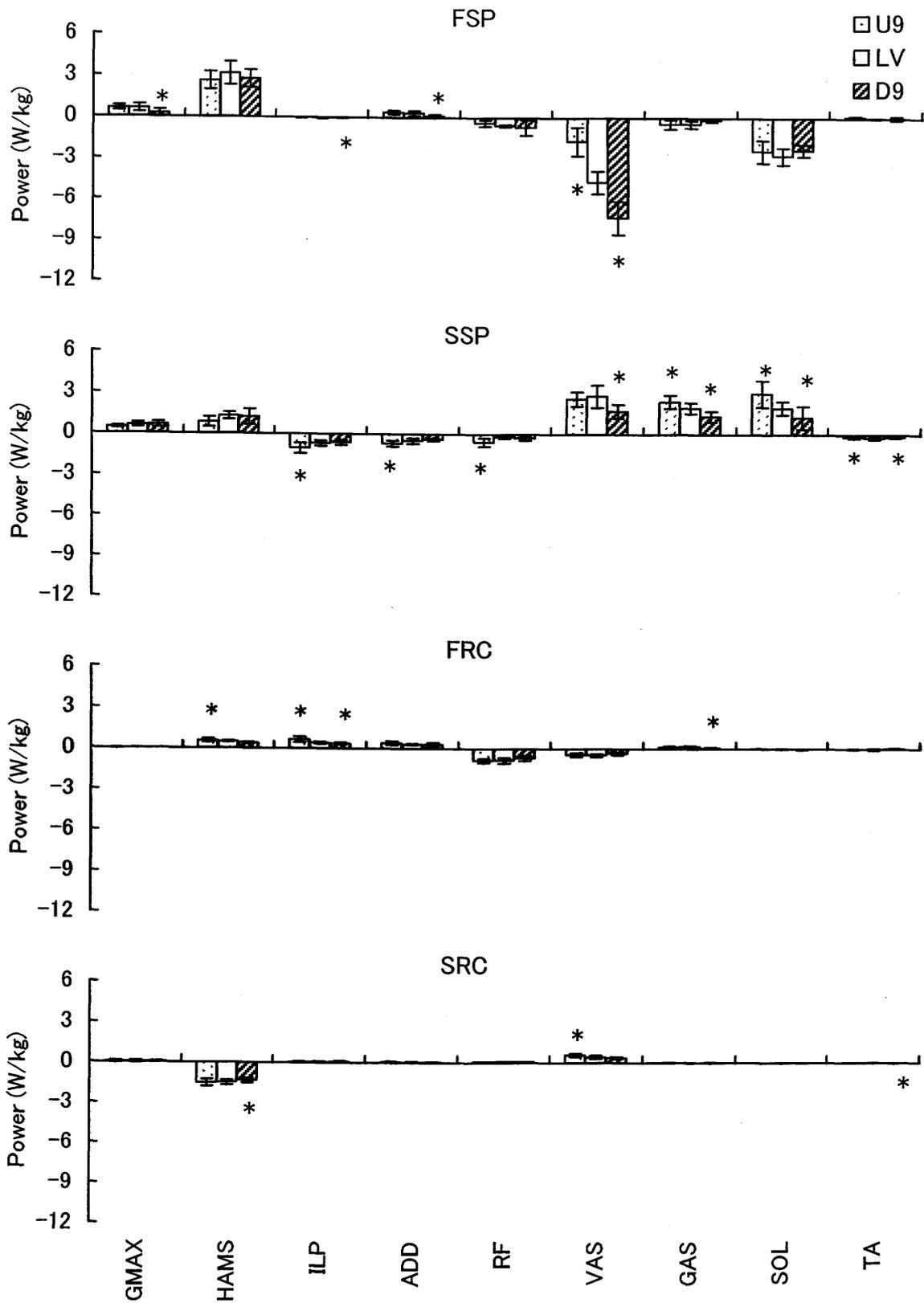
図 6-18 は、大殿筋、ハムストリングス、腸腰筋、内転筋群、大腿直筋、広筋群、腓腹筋、ヒラメ筋、前脛骨筋の筋パワーの局面平均値を高速試技の U9, LV, D9 について示したものである。同様に、図 6-19 および 6-20 はそれぞれ中速試技および低速試技について示したものである。

支持期前半 (FSP) における U9 の大殿筋および内転筋群の正パワーは、高速試技の同速度の LV よりも有意に大きく、広筋群の負パワーはいずれの走速度においても LV よりも有意に小さかった ( $p<0.05$ )。また D9 では、支持期前半における大殿筋の正パワーがいずれの走速度においても LV よりも有意に小さく、ハムストリングスおよび内転筋群の正パワーについても高速試技では LV よりも有意に小さかった ( $p<0.05$ )。支持期前半における D9 の広筋群の負パワーは、いずれの走速度においても LV よりも有意に大きかった ( $p<0.05$ )。支持期後半 (SSP) における U9 の腸腰筋、内転筋群、大腿直筋の負パワー、腓腹筋およびヒラメ筋の正パワーは、いずれの走速度においても LV よりも有意に大きかった ( $p<0.05$ )。また D9 では、支持期後半における広筋群、腓腹筋、ヒラメ筋の正パワーが、いずれの走速度においても LV よりも有意に小さかった ( $p<0.05$ )。回復期前半 (FRC) における U9 のハムストリングスの正パワーは、高速および中速試技において LV よりも有意に大きく、腸腰筋の正パワーについてはいずれの走速度においても LV よりも有意に大きかった ( $p<0.05$ )。また D9 では、回復期前半におけるハムストリングスの正パワーおよび広筋群の負パワーが高速試技において LV よりも有意に小さく、腸腰筋の正パワーについてはいずれの走速度においても LV よりも有意に小さかった ( $p<0.05$ )。回復期後半 (SRC) における大殿筋の正パワーは、いずれの試技においても小さかったが高速試技において U9 が LV よりも有意に大きかった ( $p<0.05$ )。回復期後半における U9 の広筋群の正パワーは、高速および中速試技において LV よりも有意に大きかった ( $p<0.05$ )。また D9 では、回復期後半におけるハムストリングスの負パワーがいずれの走速度においても LV よりも有意



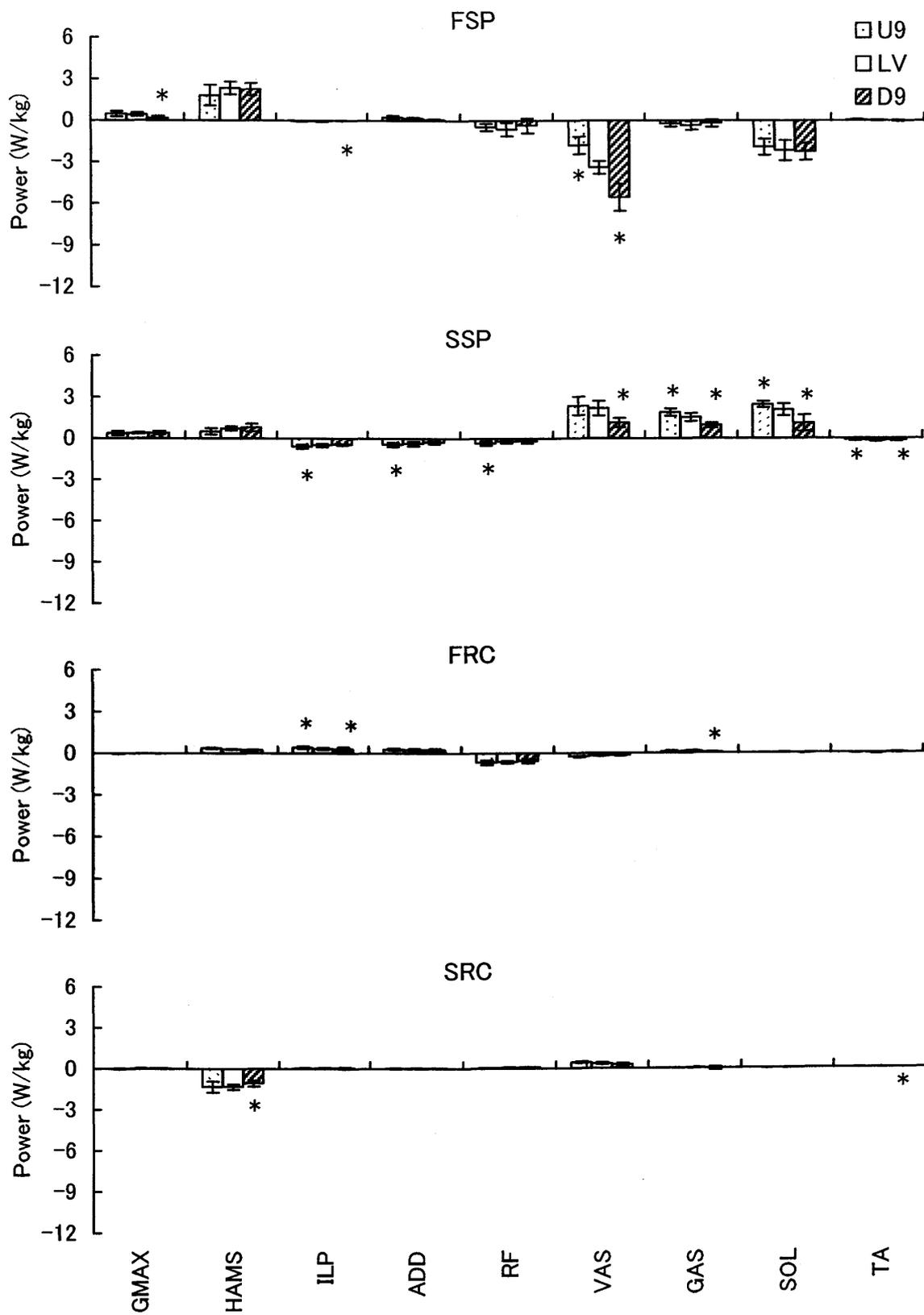
\* Significant difference from LV at p < 0.05.

Figure 6-18 Averaged muscle powers in each phase for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the fast speed.



\* Significant difference from LV at p<0.05.

Figure 6-19 Averaged muscle powers in each phase for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the medium speed.



\* Significant difference from LV at p < 0.05.

Figure 6-20 Averaged muscle powers in each phase for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the slow speed.

に小さく，広筋群の正パワーについては高速試技において LV よりも有意に小さかった ( $p < 0.05$ ).

## 6.4 考察

### 6.4.1 モデルおよび算出方法の妥当性

活動のタイミングに関する活性度と筋放電との比較では，いずれの斜度においても多くの筋群における活性度の立ち上がりおよび消失が，筋放電に比べて 1 サイクルの 10% (約 60ms) 前後遅れていた (図 6-4 および 6-5). 動的収縮中の筋張力は EMG 信号の発現から 40~100ms 遅れて発生すると言われている (Electro-mechanical delay, EMD ; Winter, 1990). また，本研究の筋モデルでは筋の活性度の立ち上がりと張力発揮は同時に起こる (式 6.3). したがって，活性度と筋放電のタイミングのずれは EMD を反映したものと考えられる. したがって，本研究で用いた筋張力推定法は，大腿直筋，前脛骨筋を除く筋活動のタイミングに関しては妥当だと考えられる.

大腿直筋については，活性度は反対脚接地前後の方が支持期よりも大きかったのに対し，筋放電では支持期前半にピークを示した. 大腿直筋による股関節および膝関節トルクをみると (図 6-6 および 6-7), 回復期前半の股関節屈曲トルクでは腸腰筋よりも小さく，支持期では拮抗筋であるハムストリングスや，膝関節伸展の協働筋である広筋群よりも小さかった. このことから，回復期の活性度が大き過ぎた可能性よりは支持期において実際よりも小さく見積もられた可能性があるだろう. しかし，斜度間の大小関係は筋放電と一致していたことから，筋トルク等の値自体を問題としなければ斜度間関係を検討することは可能と考えられる.

前脛骨筋は，タイミングや斜度間の大小関係等に関して活性度と筋放電との間に相違がみられた. 走動作における前脛骨筋の役割としては，接地前の底屈筋群の予備緊張に対する拮抗が挙げられている (馬場ら, 2000). 本研究で用いた最適化計算の目的関数は，応力が一つの筋に偏らないよう分散させるものであり，接地のための予備緊

張まで見積もることはできないと考えられ、前脛骨筋については適当ではないかもしれない。しかし、この筋が発揮する足関節トルクはヒラメ筋等と比較して非常に小さいことから（図 6-8）、他の足関節まわりの筋群に対して前脛骨筋トルクの誤差が及ぼす影響はほとんどないであろう。

外側広筋およびヒラメ筋については、活性度は支持期における斜度間の相違が小さかったのに対し、筋放電では U9 が他の斜度よりも大きいという顕著な相違がみられた。筋放電量が最大等尺性収縮時（MVC）を大きく上回る試技があったことから、筋の伸張時や短縮時には、同じ活性度の等尺性収縮時に比べて筋放電量は大きくなる傾向があると言える。支持期における外側広筋とヒラメ筋の短縮速度は U9 が LV よりも大きく（後述）、このことが U9 における大きな筋放電に影響した可能性があるだろう。したがって、斜度間の関係に関して活性度と筋放電で相違があったという結果は、必ずしも活性度の値や一連の推定法を否定するものではないだろう。

本研究で用いた筋骨格モデルや筋モデルで用いた変量は、数例の屍体解剖に基づいたものを全被験者共通に用いたが、実際には被験者によってこれらは大きく異なると考えられる。また筋モデルについては、すべての筋に共通の張力-長さ-速度関係式を個々の筋の最大等尺性張力、筋線維の至適長、腱の自然長で規格化して用いたが、実際にはこれらの関係式は筋ごとに異なるであろう。これらのことは、本研究のモデルでは筋張力等の絶対的な値の推定に限界があることを示唆するものであろう。また、最適化計算における目的関数については予備緊張をとまなうような局面では問題点もあり、さらに再検討する必要がある。しかし活性度と筋放電量との比較結果から、本研究で用いた筋張力の推定法は、U9、LV、D9 間における各変量の大小関係の比較に限れば、前脛骨筋を除いてほぼ妥当な結果が得られたと考えられる。

従来の筋張力推定法では、接地直後のように急激に関節トルクが増加する場合、全主働筋がその時点で発揮し得る最大の筋張力を発揮したとしてもその関節トルクの大きさに及ばないという問題が生じる。本研究では地面反力の高周波成分を取り除くこ

とにより“筋張力由来の”正味の関節トルクを再計算し、この問題を解決することができた。また目的関数には筋張力/生理学的横断面積 (F/PCSA) の 3 乗和ではなく、張力-長さ-速度関係を考慮した活性度の 3 乗和を用いることにより素早い筋収縮に対応することができたと考えられる。

#### 6.4.2 上り坂における走動作の筋活動の特性

高速試技の U9 にみられた回復期前半の大きな股関節屈曲トルクには、腸腰筋トルクの増加が貢献していた (図 6-9)。大腿直筋も股関節屈曲トルクを発揮するが、その大きさは LV と U9 との間に有意差がなかった。大腿直筋は膝関節の伸展にも作用するが、回復期前半の正味の膝関節伸展トルクは LV よりも大きくなかった (図 6-12)。したがって、U9 において大腿直筋が大きな張力を発揮する必要はそれほどなく、このため腸腰筋が優先的に股関節屈曲トルクに貢献したと考えられる。図 6-21 は、高速試技における U9, LV, D9 の主要な筋群の活性度を 1 サイクル平均で示したものである。いずれの斜度においても腸腰筋の活性度がこれらの筋群の中で最も大きく、腸腰筋が長距離走において高い活性を示す重要な筋群であることが分かる。そして、腸腰筋の活性度は U9 ではさらに大きかった。図 6-22 は、1 サイクルにおける腸腰筋パワーの経時的变化を高速試技の U9, LV, D9 について示したものである。いずれの斜度においても離地直後 (1 サイクルの 85% 付近) で腸腰筋パワーが負から正に移行しており、支持期後半の負パワーおよび回復期前半の正パワーともに U9 が LV よりも大きかった (図 6-18~6-20)。このことは、腸腰筋は支持期後半から回復期前半にかけて伸張-短縮サイクル (Stretch-shortening cycle ; SSC) の筋活動を行っており、U9 では腸腰筋の SSC 筋活動が強調されたことを示している。U9 にみられた大きな腸腰筋の SSC 筋活動は、離地後の股関節屈曲トルクを高め (図 5-6)、大腿を大きく、かつ速く振り出す (図 4-5 および 4-14) ために必要とされたと考えられる。これらのことから、大きな走速度の上り坂走では、長距離走において重要な腸腰筋の筋活動が強調されると考え

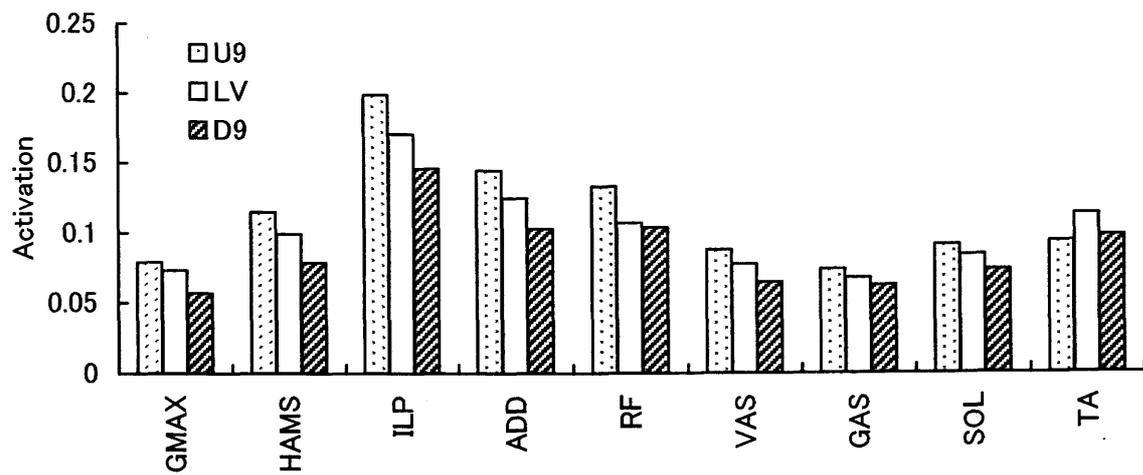


Figure 6-21 Muscle activations averaged on one running cycle for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the fast speed.

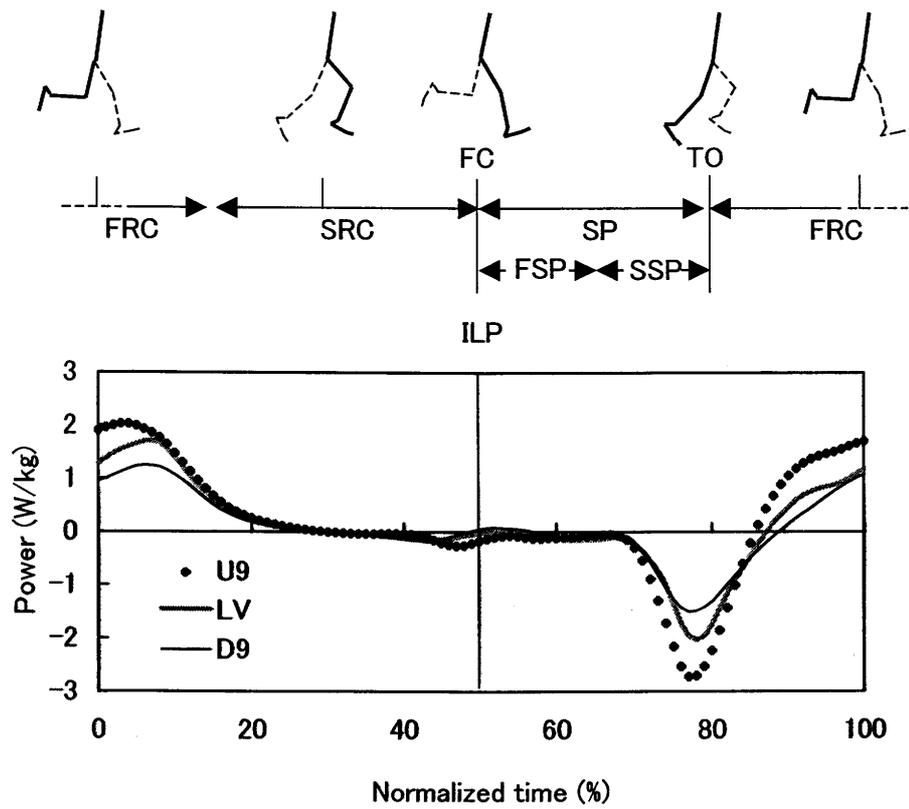


Figure 6-22 Averaged patterns of muscle power of iliopsoas (ILP) for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the fast speed.

られる。

U9 は、回復期後半において大殿筋、ハムストリングス、内転筋群による股関節伸展トルクが大きかった。したがって、これらの筋群も上り坂走で負荷が高まると考えられる。また、大殿筋の回復期後半の平均パワーはいずれの試技においても 0 に近い値であった。図 6-23 の上図は、1 サイクルにおける大殿筋パワーの経時的変化を高速試技の U9, LV, D9 について示したものである。いずれの斜度においても 1 サイクルの 30% 付近で大殿筋パワーが負から正に移行しており、その前後の負および正パワーともに U9 が LV よりも大きい傾向がみられた。これらのことから、U9 では大殿筋についても SSC 筋活動が強調されたと考えられる。

支持期における膝関節伸展トルクは U9 と LV との間に顕著な差はなかったが、U9 の支持期後半における広筋群の筋トルクが小さかった(図 6-12~6-14)。図 6-24 下図は、1 サイクルにおける広筋群の収縮速度を高速試技の U9, LV, D9 について示したものである。U9 の広筋群の収縮速度は、支持期中盤において伸張から短縮に早く移行し、その後の短縮速度が大きくなっていった。図 6-25 は、1 サイクルにおける広筋群の張力および最大張力(活性度が 1 の時の張力; MPF) を高速試技の U9, LV, D9 について示したものである。支持期後半における広筋群の張力および最大張力ともに、U9 が LV よりも小さい傾向がみられた。張力-速度関係から考えると、短縮速度が大きいほど最大張力は小さくなる。これらのことから、U9 の支持期後半における広筋群は、短縮速度が大きいため張力が発揮しにくい状態となり、そのため実際に発揮した張力および筋トルクも小さくなったと考えられる。

U9 では支持期後半において大腿直筋による膝関節伸展トルクが大きく、前述の広筋群の膝関節伸展トルクの低下を補償したと考えられる。一方、支持期後半(1 サイクルの 70~75%)において、LV では正味の股関節トルクは伸展優位であったのに対し、U9 では大腿直筋による屈曲トルクが LV よりも大きく、ハムストリングスによる伸展トルクと拮抗していたため正味の股関節トルクはほぼ 0 であった(図 6-6)。このこと

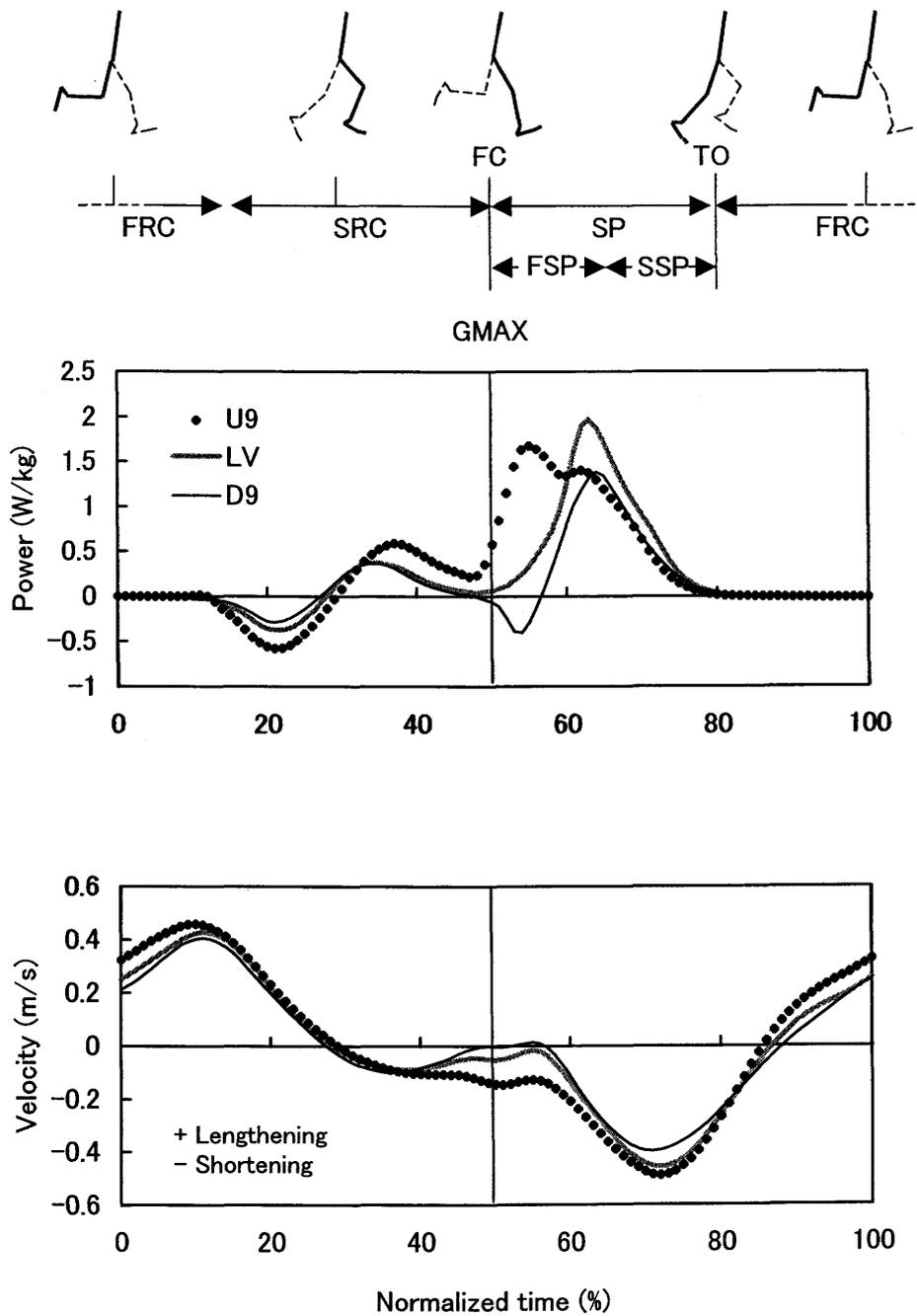


Figure 6-23 Averaged patterns of muscle power (Top) and muscle fiber velocity (Bottom) of gluteus maximus (GMAX) for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the fast speed.

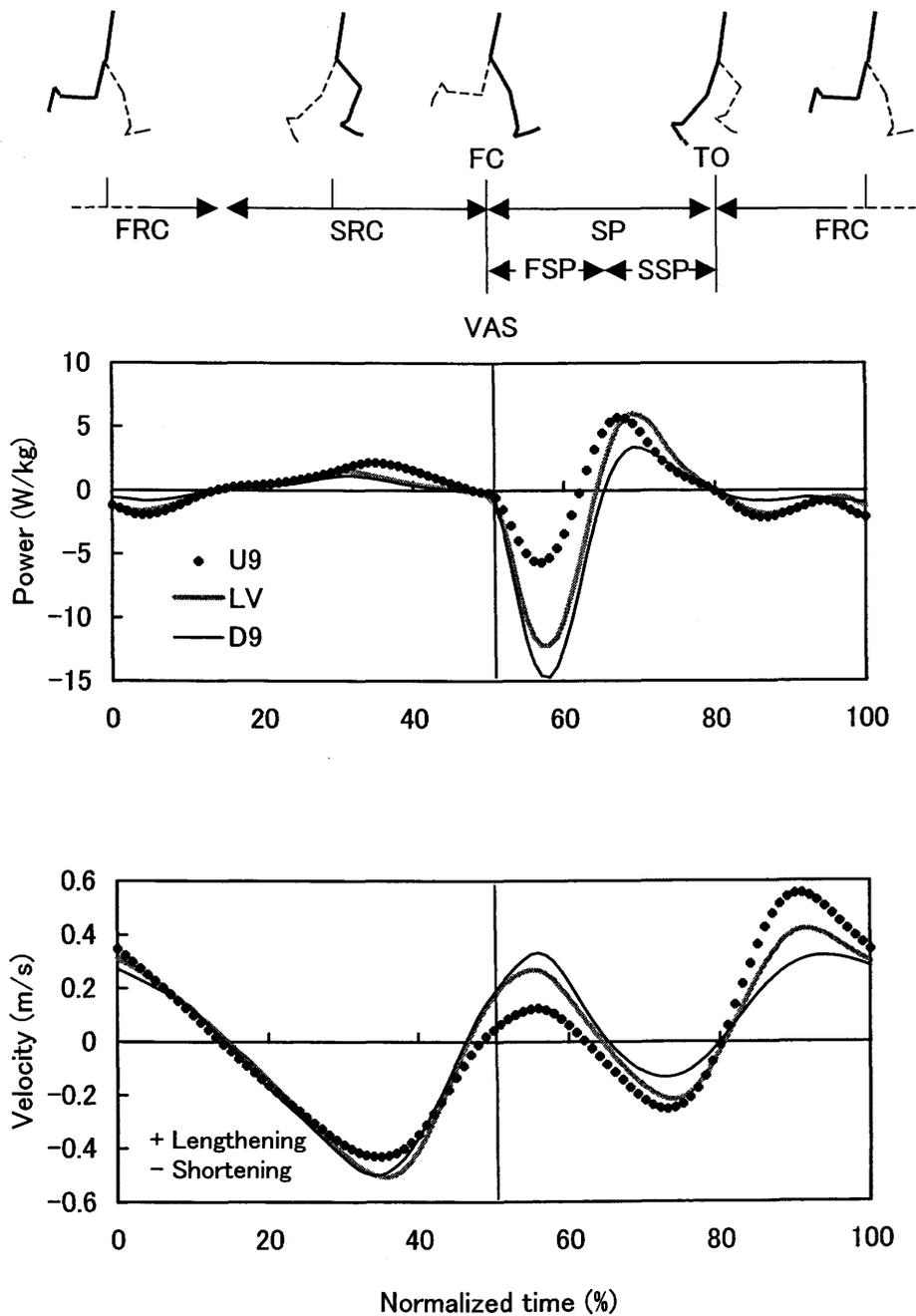


Figure 6-24 Averaged patterns of muscle power (Top) and muscle fiber velocity (Bottom) of vastus (VAS) for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the fast speed.

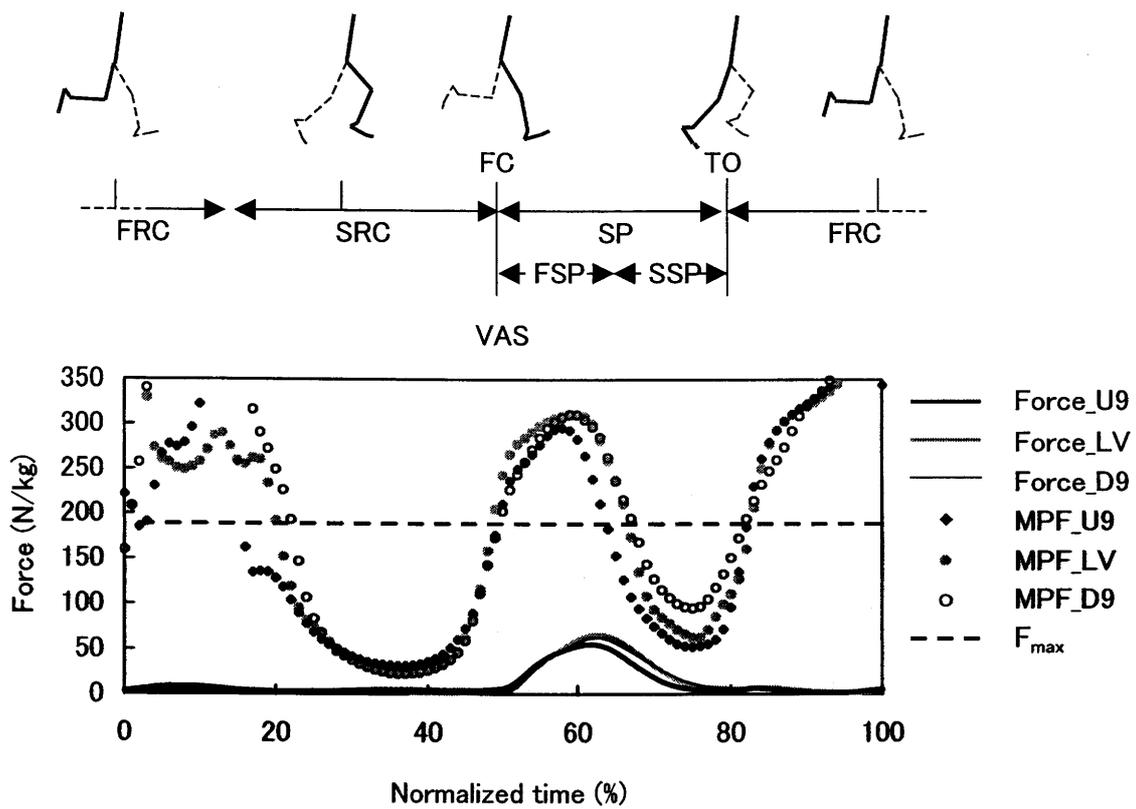


Figure 6-25 Averaged patterns of muscle force and maximum possible force (MPF) for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in the fast speed and maximum isometric force ( $F_{max}$ ) of vastus (VAS).

は、U9 では股関節トルクが小さいが、股関節まわりの筋群の負荷はむしろ増加傾向にあったことを示すもので、U9 では股関節屈曲筋群、伸展筋群の両方を活動させることで体幹の前傾姿勢（図 4-13）を保持していたと考えられる。すなわち U9 における支持期後半の大きな大腿直筋の活動は、膝関節伸展トルクの補償と股関節および体幹の安定という 2 つの役割を果たしていたと考えられる。また、支持期全体をとおして足関節トルクへの腓腹筋の貢献は減少し、ヒラメ筋の貢献は増加する傾向がみられた（図 6-15~6-17）。腓腹筋は膝関節屈曲にも作用するので、腓腹筋の張力を抑えてヒラメ筋で底屈トルクを維持することによっても、間接的に膝関節伸展トルクを補償したと考えられる。

U9 では、大殿筋が接地直後において大きな正パワーを発揮し、この大きな正パワーは短縮速度が大きいことによるものであった（図 6-23）。また、U9 の広筋群は支持期前半において伸張速度が小さいため、負パワーが小さかった（図 6-24）。支持期後半では、腓腹筋およびヒラメ筋の正パワーが LV よりも大きかった（図 6-18~6-20）。したがって、第 5 章で述べた U9 の支持期前半における負の膝関節トルクパワーの減少には広筋群が、正の股関節トルクパワーの増加には大殿筋が、支持期後半における足関節のトルクパワーの増加には腓腹筋とヒラメ筋が貢献し、これらの筋群が上り坂走に不可欠な身体の力学的エネルギーの増加に寄与したことが分かる。

以上のことから、大きな走速度の上り坂走では、回復期において、腸腰筋、大殿筋、ハムストリングス、内転筋群が大きな筋トルクを発揮し、特に腸腰筋の SSC 筋活動は、長距離走において重要な離地後の股関節屈曲トルクを高め、大腿を素早く振り出すことに役立ったと考えられる。また、上り坂走の支持期における下肢関節トルクは LV よりも大きくはないが、広筋群は、短縮速度が大きいため大きな膝関節伸展トルクを発揮できなかった。一方、上り坂走の支持期後半における大腿直筋の活動は大きく、広筋群の膝関節伸展トルク低下の補償と股関節および体幹の安定という 2 つの役割を果たしていたと考えられる。そして支持期においては、上り坂走は大殿筋、腓腹筋、

ヒラメ筋の短縮性収縮によるパワー発揮が大きくなることが示された。これらのことから、大きな走速度での上り坂走は、長距離走において重要な腸腰筋のSSC筋活動や、支持期における大腿直筋の積極的な利用を強調したトレーニング手段となる可能性が示唆されよう。

#### 6.4.3 下り坂における走動作の筋活動の特性

回復期については、D9では股関節の屈曲および伸展トルクの減少に伴い、腸腰筋、大殿筋、内転筋群の筋トルクが小さかった。しかし、膝関節トルクはD9とLVとの間に顕著な相違がなかったため、股関節と膝関節の二関節筋であるハムストリングス、大腿直筋についてはLVとD9との間に顕著な相違はみられなかった。したがって、急な下り坂走において回復期の股関節トルクの減少にともない腸腰筋および大殿筋などの活動は減少するが、二関節筋についてはLVと同程度の負荷がかかっていると考えられる。

支持期前半においてD9の広筋群は伸張速度の増加にともない負パワーが増加したことから(図6-24)、下り坂走では広筋群の伸張性負荷が増すと考えられる。第5章で述べたように、D9では支持期前半において負の膝関節トルクパワーが増加するが(図5-13)、これは主に広筋群の伸張性筋収縮によるものであったと考えられる。下り坂走では、血液中のクレアチンキナーゼやミオグロビンが増加することなどから(Schwane et al., 1983; Byrnes et al., 1985)、下肢筋群の伸張性筋活動が増加することが予想されていたが、本研究で対象にした筋群のうち実際に非常に大きな伸張性負荷がかかるのは広筋群のみであると考えられる(図6-18~6-20)。一方、大殿筋、ハムストリングス、内転筋群の正パワーがD9では小さかった(図6-18)。特に大殿筋パワーに関しては、LVでは常に正の値を示していたのに対し、D9では接地直後に伸張する(収縮速度が正になる)ためパワーはわずかに負の値を示した(図6-23)。D9にみられた接地直後の大殿筋の伸張性収縮は、このとき股関節角速度が屈曲の値を示して

いたことと関係していると考えられる (図 5-7)。これらのことから、支持期前半において平地走では短縮性収縮をしていた大殿筋が、下り坂走では股関節屈曲にともない力学的エネルギーを吸収するようになり、このことが広筋群にさらに集中的な負荷がかかることを防いでいた可能性があると考えられる。

支持期後半では、広筋群、腓腹筋、ヒラメ筋の正パワーが D9 では小さく、力学的エネルギーの増加を抑えるのに寄与していた。第 5 章で述べたように、D9 では支持期において底屈トルクが小さく、腓腹筋やヒラメ筋がパワー発揮を抑えることで下腿を前傾させ、スムーズな身体重心の下降を可能にしたと考えられる。

D9 は全体的に筋トルクが増加する筋もほとんどなく、活性度は概して LV よりも小さい値を示した (図 6-21)。したがって、下り坂走は運動単位の動員としては大きくないと考えられる。しかし、個々の筋群についてみると、支持期前半において広筋群に大きな伸張性負荷がかかることが分かった。下り坂走は広筋群の伸張性筋力強化のためのトレーニング手段となる可能性が示唆されよう。

## 6.5 要約

本章の目的は、筋骨格モデルにより推定した傾斜地と平地走行時における下肢筋群の張力を比較することによって、傾斜地における長距離走の下肢筋活動の特性を検討することであった。

その結果、以下のことが明らかになった。

### (1) 上り坂における走動作の下肢筋活動の特性

- ① 走速度が大きい場合には、回復期前半における腸腰筋による股関節屈曲トルクが平地走よりも大きく、腸腰筋の支持期後半の負パワーおよび回復期前半の正パワーが大きかった。
- ② 回復期後半における大殿筋、ハムストリングス、内転筋群による股関節伸展トルクが平地走よりも大きかった。

- ③広筋群は、接地後伸張から短縮に早く移行し、その後の短縮速度が大きかったため、支持期後半における広筋群は膝関節伸展トルクをあまり発揮できなくなった。
- ④支持期後半における大腿直筋による股関節屈曲トルクおよび膝関節伸展トルクが大きかった。
- ⑤支持期後半における腓腹筋による底屈トルクは小さく、ヒラメ筋による底屈トルクは大きかった。
- ⑥支持期では、大殿筋、腓腹筋、ヒラメ筋の正パワーが大きく、広筋群の負パワーが小さかった。

以上のことから、大きな走速度の上り坂走では、回復期において、腸腰筋、大殿筋、ハムストリングス、内転筋群が大きな筋トルクを発揮し、特に腸腰筋のSSC筋活動は、長距離走において重要な離地後の股関節屈曲トルクを高め、大腿を素早く前方へ引き出すことに役立ったと考えられる。また上り坂走は、支持期後半の大腿直筋の活動が大きく、広筋群による膝関節伸展トルクの低下を補償し、同時に股関節および体幹の安定という2つの役割を果たしていたと考えられる。これらのことから、大きな走速度での上り坂走は、長距離走において重要な腸腰筋のSSC筋活動や、支持期における大腿直筋の積極的な利用を強調したトレーニング手段となる可能性が示唆されよう。

## (2) 下り坂における走動作の下肢筋活動の特性

- ①回復期における腸腰筋、大殿筋、内転筋群による股関節トルクが小さかったが、ハムストリングス、大腿直筋については平地走との間に顕著な相違はなかった。
- ②支持期前半において広筋群の伸張速度および負パワーが大きかった。
- ③接地直後において、大殿筋は伸張性収縮にともない負のパワーを示し、ハムストリングスおよび内転筋群の正パワーは平地走よりも小さかった。
- ④支持期後半では、広筋群、腓腹筋、ヒラメ筋の正パワーが小さく、身体の力学的エネルギーの増加を抑えるのに寄与した。

⑤1 サイクル平均の活性度はいずれの筋も概して平地走よりも小さかった。

以上のことから、下り坂走は、下肢筋群の運動単位の動員は大きくないが、支持期前半において広筋群には大きな伸張性負荷がかかると考えられ、下り坂走は広筋群の伸張性筋力強化のためのトレーニング手段となることが示唆される。一方、接地直後に股関節を屈曲し、股関節伸展筋群が正パワーを小さくすることや伸張性収縮を行うことにより、広筋群にさらに集中的な負荷がかかることを防いでいたと考えられる。

## 7. 結論

### 7.1 傾斜地における長距離走動作の特性

本研究の目的は、傾斜地における長距離走動作をバイオメカニクス的に分析し、その動作および下肢筋活動の特性を明らかにすることであった。

表 7-1 は、キネティクスの変量に関する主要な結果をまとめたものである。また表 7-2 は、下肢筋活動に関する主要な結果を U9 (斜度+8.7%)、LV (平地)、D9 (-8.7%) についてまとめたものである。

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) 上り坂における長距離走動作および下肢筋活動の特性について

大きな走速度の上り坂走は、回復期において股関節まわりの筋群の大きな正パワーにより、大腿の振り出しおよび振り戻しを大きく、かつ速く行っており、特に離地前後において腸腰筋の SSC 筋活動にともなうパワー発揮が大きく、大腿を素早く前方へ引き出していた。また上り坂走は、接地直後における衝撃力および鉛直荷重率が小さかった。そして支持期後半の大腿直筋の活動が大きく、広筋群による膝関節伸展トルクの低下を補償するとともに、股関節および体幹の安定に寄与した。一方、緩やかな上り坂斜度では、平地走や急な斜度に比べて膝関節伸展トルクが小さいという特徴がみられた。

上り坂走をトレーニング手段として用いる場合に対して、以下の示唆ができるであろう。

- ①大きな走速度で急斜度の上り坂走では、ステップ頻度を高め、回復期から接地直後にわたって大腿の前後方へのスウィングを強調することにより、長距離走において重要な腸腰筋の SSC 筋活動をはじめとする回復期の股関節まわりの筋パワー発揮を大きくすることができると同時に、接地後の身体重心の下降を抑えた動作を行うこ

Table 7-1 Summary of kinetic variables for seven grades in three running speeds.

Variable	Unit	Phase	U9	U6	U3	LV	D3	D6	D9
Peak vertical loading rate	N/ms/kg	FS	1.54 ±0.54*	1.62 ±0.35*	1.62 ±0.28	2.00 ±0.48	2.08 ±0.35	2.61 ±0.82*	2.23 ±0.87
		MS	0.90 ±0.11*	1.05 ±0.15*	1.41 ±0.38	1.37 ±0.28	1.72 ±0.39	2.00 ±0.35*	1.66 ±0.58
		SS	0.76 ±0.10*	0.79 ±0.19*	1.06 ±0.23	1.18 ±0.27	1.24 ±0.30	1.41 ±0.41*	1.31 ±0.33
Peak positive power of the hip	W/kg	FS	7.22 ±1.49*	7.27 ±1.55*	6.13 ±1.02*	5.08 ±1.16	5.31 ±0.83	5.35 ±1.28	4.84 ±1.17
		MS	5.24 ±0.81*	5.09 ±1.28*	5.16 ±1.14*	4.17 ±0.62	4.09 ±0.49	3.77 ±1.07	3.74 ±1.29
		SS	3.82 ±0.84*	3.71 ±0.58*	3.54 ±0.79*	3.04 ±0.70	2.64 ±0.36	2.88 ±0.49	2.65 ±0.45
Peak positive power of the hip	W/kg	FS	6.38 ±0.99*	5.71 ±1.82*	5.12 ±1.44*	3.24 ±0.61	4.36 ±0.41*	3.04 ±0.73	2.86 ±1.14
		MS	4.12 ±0.38*	3.35 ±0.59	3.03 ±0.47	2.88 ±0.58	2.79 ±0.57	2.34 ±0.56	2.26 ±1.38
		SS	2.47 ±0.78	2.54 ±0.41	2.25 ±0.69	2.12 ±0.63	2.18 ±0.62	1.69 ±0.53	1.72 ±0.37
Peak negative power of the knee	W/kg	FS	-4.81 ±2.75*	-6.33 ±1.59*	-8.42 ±3.84	-10.95 ±2.48	-11.70 ±3.07	-14.27 ±2.25*	-17.69 ±2.68*
		MS	-5.89 ±2.25*	-9.16 ±3.16	-7.96 ±0.58*	-10.75 ±2.72	-9.93 ±1.98	-11.04 ±5.05	-14.55 ±2.14*
		SS	-6.62 ±2.06*	-6.82 ±1.73*	-7.42 ±2.47	-9.58 ±1.30	-10.48 ±2.33	-10.55 ±1.54	-9.55 ±1.83

U9: +8.7% uphill  
 U6: +5.9% uphill  
 U3: +2.6% uphill  
 LV: level  
 D3: -2.6% downhill  
 D6: -5.9% downhill  
 D9: -8.7% downhill

FS: 5.0 m/s  
 MS: 4.2 m/s  
 SS: 3.3 m/s

FRC: First half of the recovery phase  
 SRC: Second half of the recovery phase  
 FSP: First half of the support phase

\*: Significant difference from LV in the same running speed at p<0.05.

Table 7-2 Summary of muscle activity variables for uphill (U9), level (LV), and downhill (D9) conditions in three running speeds.

Variable	Unit	Phase		U9	LV	D9
Averaged torque of ILP for the hip	N·m/kg	FRC	FS	-0.337 ±0.053*	-0.281 ±0.042	-0.239 ±0.052*
			MS	-0.263 ±0.025*	-0.234 ±0.039	-0.220 ±0.035
			SS	-0.218 ±0.019	-0.201 ±0.024	-0.193 ±0.034
Averaged torque of RF for the knee	N·m/kg	SSP	FS	0.231 ±0.100*	0.069 ±0.038	0.130 ±0.088
			MS	0.291 ±0.091*	0.102 ±0.047	0.093 ±0.059
			SS	0.288 ±0.087*	0.137 ±0.052	0.099 ±0.080
Averaged torque of VAS for the knee	N·m/kg	SSP	FS	0.812 ±0.163*	1.029 ±0.195	1.189 ±0.200*
			MS	0.628 ±0.122*	1.023 ±0.128	1.186 ±0.275*
			SS	0.665 ±0.145*	0.777 ±0.031	0.920 ±0.177*
Averaged power of GMAX	W/kg	FSP	FS	1.37 ±0.53*	0.92 ±0.41	0.40 ±0.35*
			MS	0.62 ±0.19	0.60 ±0.28	0.23 ±0.27*
			SS	0.48 ±0.19	0.43 ±0.14	0.17 ±0.15*
Averaged power of HAMS	W/kg	FSP	FS	4.45 ±1.08	4.06 ±1.25	3.16 ±0.84*
			MS	2.62 ±0.65	3.14 ±0.83	2.78 ±0.64
			SS	1.83 ±0.74	2.35 ±0.46	2.25 ±0.44
Averaged power of VAS	W/kg	FSP	FS	-1.80 ±1.69*	-5.50 ±1.04	-8.63 ±2.01*
			MS	-1.73 ±1.03*	-4.71 ±0.83	-7.31 ±1.22*
			SS	-1.79 ±0.63*	-3.39 ±0.47	-5.57 ±0.99*
Averaged power of GAS	W/kg	SSP	FS	2.34 ±0.75*	2.10 ±0.39	1.73 ±0.59*
			MS	2.38 ±0.49*	1.93 ±0.40	1.31 ±0.38*
			SS	1.89 ±0.27*	1.53 ±0.30	0.95 ±0.17*
Averaged power of SOL	W/kg	SSP	FS	2.77 ±0.88*	2.46 ±0.69	2.06 ±0.79*
			MS	2.97 ±0.97*	1.92 ±0.48	1.24 ±0.84*
			SS	2.46 ±0.23*	2.08 ±0.44	1.11 ±0.59*

FS: 5.0 m/s  
MS: 4.2 m/s  
SS: 3.3 m/s

FRC: First half of the recovery phase  
FSP: First half of the support phase  
SSP: Second half of the support phase

\*: Significant difference from LV in the same running speed at p<0.05.

とができる。

- ②緩やかな上り坂斜度では，支持期に下腿の前傾を抑えることで，膝関節への負担を軽減できる。
- ③急斜度の上り坂走では，支持期における大腿直筋の積極的な利用を強調したトレーニング手段となる可能性がある。
- ④上り坂走では，下肢の障害の原因となる着地衝撃は小さい。

## (2) 下り坂における長距離走動作および下肢筋活動の特性について

下り坂走では必ずしも接地直後における衝撃力や鉛直荷重率は大きくなりならず，股関節伸展位で接地し，その後膝関節を素早く屈曲させることにより着地衝撃の増加を防いでいた。また緩やかな下り坂斜度では，支持期中盤において股関節伸展トルクパワーが小さく，さらに下り坂斜度が大きくなると，支持期前半における広筋群の負パワーが増加すると同時に，股関節伸展筋群が負パワーを示すようになった。そして支持期後半では，腓腹筋，ヒラメ筋の正パワーが小さく，このことは身体の力学的エネルギーの増加を抑えるとともに，下腿を前傾させ，スムーズな身体重心の下降を可能にした。

下り坂走をトレーニング手段として用いる場合に対して，以下の示唆ができるであろう。

- ①急斜度の下り坂走は，広筋群の伸張性筋力強化のためのトレーニング手段となる。
- ②下り坂走では，股関節を伸展した状態で接地し，その後股関節と膝関節を素早く屈曲させることが重要であり，このような動作を行うことで長距離走における衝撃吸収能力の強化や広筋群への過大な伸張性負荷の軽減に役立つと考えられる。
- ③急斜度の下り坂走では支持期において下腿が素早く前傾するが，この動作に関しては一流長距離走者の動作の特徴と共通するので，急な下り坂斜度をトレーニングに利用する際の重要な視点となる。

また、表 7-1 および表 7-2 に示したように、上り坂から下り坂までの斜度の変化に対して値が比例しない変量が多くみられた。したがってヒルトレーニングの際には、本研究で得られた変量の変化パターンに留意しながら、目的に応じて斜度を組み合わせる必要がある。

## 7.2 今後の課題

本研究で用いた筋張力推定法では、予備緊張をとまなうような局面などで問題点もあり、今後は筋張力推定のためのモデルや最適化の目的関数を改良し、推定の精度を高める必要がある。また、上り坂走もしくは下り坂走が得意な走者、苦手な走者などの個人差を検討することによって、傾斜地における走動作のさらに詳細な特性や技術などが明らかにできよう。さらに、疲労時や斜度が変化した直後などでは走動作や筋活動が変化すると予想され、このことがヒルトレーニングにおいて重要である可能性がある。本研究で得られた基礎的知見をもとにしながら、これらの状況下における走動作を研究する必要がある。

## 謝辞

藤井範久助教授には、データ収集、分析法、結果の解釈、文章構成など博士論文に関わるあらゆる面で丁寧にご指導頂いた。また、筆者が未熟なために多大なご迷惑をおかけしたが、最後までご指導、叱咤激励をし続けて頂いた。

阿江通良教授には、博士論文作成に関してご指導頂いただけでなく、研究に対する態度など体育科学の研究者としての基礎をご教授頂いた。

尾縣貢助教授、小池関也講師には貴重なご意見、励ましを頂いた。また、榎本靖士氏をはじめスポーツバイオメカニクス研究室の諸兄には多くの助言、お叱りを頂き、実験の検者としても協力して頂いた。さらに、陸上競技部の先生方や部員の皆様には快く実験にご協力頂いた。

ここに記して、皆様に深く感謝の意を表し、今後も研究に尽力することを誓います。

## 文献

- 阿江通良, 宮下 憲, 横井孝志, 大木昭一郎, 渋谷侃二 (1986) 機械的パワーからみた疾走における下肢筋群の機能および貢献度. 筑波大学体育科学系紀要 9, 229-239.
- 阿江通良 (1996) 日本人幼少年およびアスリートの身体部分係数. *Jpn. J. Sports. Sci.* 15, 155-162.
- 阿江通良, 藤井範久 (2002) スポーツバイオメカニクス 20 講. pp.1-7. 朝倉書店, 東京.
- Anderson, F.C. and Pandy, M.G. (2001) Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *J. Biomech.* 34, 153-161.
- Appell, H.J., Soares, J.M., and Duarte, J.A. (1992) Exercise, muscle damage and fatigue. *Sports Med.* 13, 108-115.
- Bahlsen, H.A. (1989) **The etiology of running injuries: A longitudinal, prospective study.** Unpublished doctoral dissertation, University of Calgary, Calgary (Nigg et al. 1995a から引用)
- Basmajian, J.V. and DeLuca, C.J. (1985) **Muscles Alive, Their Functions Revealed by Electromyography**, 5th ed., Williams & Wilkins. Baltimore, 64-65.
- Borg, G.A.V. and Noble, B. (1974) Perceived exertion. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 2, 131-157.
- Brand, R.A., Pedersen, D.R., and Friederich, J.A. (1986) The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area. *J. Biomech.* 19, 589-596.
- Buczek, F.L. and Cavanagh, P.R. (1990) Stance phase knee and ankle kinematics and kinetics during level and downhill running. *Med. Sci. Sports Exerc.* 22, 669-677.
- Byrnes, W.C., Clarkson, P.M., White, J.S., Hsieh, S.S., Frykman, P.N., and Maughan, R.J. (1985) Delayed onset muscle soreness after repeated bouts of downhill running. *J. Appl. Physiol.* 59, 710-715.

- Crowninshield, R.D. (1978) Use of optimization techniques to predict muscle force. *J. Biomech. Eng.* 100, 88-92.
- Crowninshield, R.D. and Brand, R.A. (1981a) The prediction of forces in joint structures: distribution of intersegmental resultants. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 9, 159-181.
- Crowninshield, R.D. and Brand, R.A. (1981b) A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *J. Biomech.* 14, 793-801.
- Dal Monte, A., Fucci, S. and Mamoni, A. (1973) The treadmill used as a training and simulator instrument in middle- and long-distance running. *Biomechanics, III, Med. Sport* 8, pp.359-363.
- Delp, S.L., Lone, J.P., Hoy, M.G., Zajac, F.E., Topp, E.L., and Rosen, J.M. (1990) An interactive graphics-based model of lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transaction Biomed. Eng.* 37, 757-756.
- Delp, S.L. and Lone, J.P. (1995) A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures. *Comput. Biol. Med.* 25, 21-34.
- Derrick, T.R., Hamill, J., and Caldwell, G.E. (1998) Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. *Med. Sci. Sports Exerc.* 30, 128-135.
- Dick, R. W. and Cavanagh, P. R. (1987) A comparison of ground reaction forces (GRF) during level and downhill running at similar speeds (Abstract). *Med. Sci. Sports Exerc.* 19, S12.
- Elliott, B.C. and Blanksby, B.A. (1976) A cinematographic analysis of overground and treadmill running by males and females. *Med. Sci. Sports Exerc.* 8, 84-87.
- 榎本靖士, 阿江通良, 岡田英孝, 藤井範久 (1999) 力学的エネルギーの利用の有効性からみた長距離走の疾走技術. *Jpn. J. Bimech. Sports Exerc.* 3, 12-19.
- 榎本靖士 (2003) 長距離走動作のバイオメカニクスの評価法に関する研究. 筑波大学 体育科学研究科博士論文

- Eston, R.G., Mickleborough, J., and Baltzopoulos, V. (1995) Eccentric activation and muscle damage: biomechanical and physiological considerations during downhill running. *British J. Sports Med.* 29, 59-94.
- Gerritsen, K.G., van den Bogert, A.J., and Nigg, B.M. (1995) Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. *J. Biomech.* 28, 661-668.
- 後藤幸弘, 松下健二, 本間聖康, 辻野 昭 (1976) 走の筋電図学的研究. - 傾斜条件による筋電図の変化 - 日本体育学会第 27 回大会号, 312.
- グリーン L., パティ R. (1999) 山西哲郎, 豊岡示朗, 有吉正博 (訳) 中・高校生の中長距離走トレーニング. pp.101-117. 大修館書店, 東京.
- Gregor, R.J. and Costill, D.L. (1973) A comparison of the energy expenditure during positive and negative grade running. *J. Sports Med.* 13, 248-252.
- Gruber, K., Ruder, H., Denoth, J., and Schneider, K. (1998) A comparative study of impact dynamics: wobbling mass model versus rigid body models. *J. Biomech.* 31, 439-444.
- Hamill, C.L., Clerke, T.E., Frrederick, E.C., Goodyear, L.J., and Howley, E.T. (1984) Effect of grade running on kinematics and impact force (Abstract) . *Med. Sci. Sports Exerc.* 16, S185.
- Hannon, P.R., Rasmussen, S.A., and DeRosa, C.P. (1985) Electromyographic patterns during level and inclined treadmill running and their relationship to step cycle measures. *Research Quarterly* 56, 334-338.
- 長谷和徳, 山崎信寿 (1995) 汎用 3 次元筋骨格モデルの開発. 日本機会学会論文集, 61-591C, 295-300.
- 長谷和徳, 山崎信寿, 茅 元司 (1996) 全身筋骨格系モデルに基づいた漕艇動作の生体力学的評価. 日本機会学会論文集, 62-604C, 4616-4623.
- He, J., Levine, W.S., and Loeb, G.E. (1991) Feedback gains for correcting small perturbations to standing posture. *IEEE Transaction Automatic Control* 36, 322-332.

- Herzog, W. (1996) Force-sharing among synergistic muscles: Theoretical considerations and experimental approaches. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 24, 173-202.
- Ingen Shuenau van G.J. (1980) Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion. *Med. Sci. Sports Exerc.* 12, 257-261.
- 伊藤 章, 斉藤昌久, 淵本隆文 (1997) スタートダッシュにおける下肢関節のピークトルクとピークパワー, および筋放電パターンの変化. *体育学研究* 42, 71-83.
- Iverson, J.R. and McMahon, T.A. (1992) Running on an incline. *J. Biomech. Eng.* 114, 435-441.
- Kaufman, K.R., An, K.N., Litchy, W.J., and Chao, E.Y.S. (1991) Physiological prediction of muscle forces- II. Application to isokinetic exercise. *Neuroscience* 40, 793-804.
- Klein, R.M., Potteiger, J.A., and Zebas, C.J. (1997) Metabolic and biomechanical variables of two incline conditions during distance running. *Med. Sci. Sports Exerc.* 29, 1625-1630.
- Kolkhorst, F.W., Mittelstadt, S.W. and Dolgener, F.A. (1996) Perceived exertion and blood lactate concentration during graded treadmill running. *Eur. J. Appl. Physiol.* 72, 272-277.
- Komi, P.V. (1973) Relationship between muscle tension, EMG, and velocity of contraction under concentric and eccentric work. In Desmedt, J.E. (ed) *New developments in electromyography and clinical neurophysiology*, vol. 1. pp.596-606. Karger, Basel.
- リディアード A (1993) 小松美冬 (訳) ランニング・バイブル. pp.79-84. 大修館書店, 東京.
- Milliron, M.J. and Cavanagh, P.R. (1990) Sagittal plane kinematics of the lower extremity during distance running. In Cavanagh, P.R. (ed) *Biomechanics of distance running*. pp.65-106. Human Kinetics Publishers, Champaign.
- Mizrahi, J., Verbitsky, O., and Isakov, E. (2000) Shock accelerations and attenuation in downhill and level running. *Clinic. Biomech.* 15, 15-20.

- Mizrahi, J., Verbitsky, O., and Isakov, E. (2001) Fatigue-induced changes in decline running. *Clinic. Biomech.* 16, 207-212.
- Nelson, R.C. and Osterhoudt, R.G. (1971) Effects of altered slope and speed on the biomechanics of running. *Biomechanics, II, Medicine and sport* 6, pp.220-224.
- Nelson, R.C., Dillman, C.J., Lagasse, P., and Bickett, P. (1972) Biomechanics of overground versus treadmill running. *Med. Sci. Sports* 4, 233-240.
- Neptune, R.R. and Hull, M.L. (1998) Evaluation of performance criteria for simulation of submaximal steady-state cycling using a forward dynamic model. *J. Biomech. Eng.* 120, 334-341.
- Neptune, R.R. and Hull, M.L. (1999) A theoretical analysis of preferred pedaling rate selection in endurance cycling. *J. Biomech.* 32, 409-415.
- Neptune, R.R., Kautz, S.A., and Zajac, F.E. (2001) Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *J. Biomech.* 34, 1387-1398.
- Nigg, B.M., Cole, G.K., and Brüggemann, G.P. (1995a) Impact forces during heel-toe running. *J. Appl. Biomech.* 11, 407-432.
- Nigg, B.M., de Boer, R.W., and Fisher, V. (1995b) A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Med. Sci. Sports Exerc.* 27, 98-105.
- Nigg, B. M. and Liu, W. (1999) The effect of muscle stiffness and damping on simulated impact force peaks during running. *J. Biomech.* 32, 849-856.
- Olesen, H.L. (1992) Accumulated oxygen deficit increases with inclination of uphill running. *J. Appl. Physiol.* 73, 1130-1134.
- Pedersen, D.R., Brand, R.A., Cheng, C., and Arora, J.S. (1987) Direct comparison of muscle force predictions using linear and nonlinear programming. *J. Biomech. Eng.* 109, 192-199.

- Pedersen, D.R., Brand, R.A., and Devy, D.T. (1997) Pelvic muscle and acetabular contact forces during gait. *J. Biomech.* 30, 959-965.
- Pivarnik, J.M. and Sherman, N.W. (1990) Responses of aerobically fit men and women to uphill/downhill walking and slow jogging. *Med. Sci. Sports Sci.* 22, 127-130.
- Pollock, M.L., Wilmore, J.H., and Fox, S.M. (1984) *Exercise in Health and Disease.* Philadelphia: Saunders, W.B. 155-243.
- Pugh, L.G.C.E (1970) Oxygen intake in track and treadmill running With observations on the effect of air resistance. *J. physiol.* 207, 823-835.
- Raasch, C.C., Zajac, F.E., Ma, B., and Levine, W.S. (1997) Muscle Coordination of Maximum-Speed Pedaling. *J. Biomech.* 30, 595-602.
- Schmidt, R.A. (1982) Motor control and learning. pp.250-254. Human Kinetics Publishers, Champaign.
- Schwane, J.A., Jonson, S.R., Vandenakker, C.B., and Armstrong, R.B. (1983) Delayed-onset muscle soreness and plasma CPK and LDH activities after downhill running. *Med. Sci. Sports Sci.* 15, 51-56.
- Simpson, K.J. and Bates, B.T. (1990) The effects of running speed on lower extremity joint moments generated during the support phase. *Int. J. Sport Biomech.* 6, 309-324.
- Sloniger, M.A., Cureton, K.J., Prior, B.M., and Evans, E.M. (1997a) Anaerobic capacity and muscle activation during horizontal and uphill running. *J. Appl. Physiol.* 83, 262-269.
- Sloniger, M.A., Cureton, K.J., Prior, B.M., and Evans, E.M. (1997b) Lower extremity muscle activation during horizontal and uphill running. *J. Appl. Physiol.* 83, 2073-2079.
- Staab, J.S., Agnew, J. W., and Siconolfi, S.F. (1992) Metabolic and performance responses to uphill and downhill running in distance runners. *Med. Sci. Sports Exerc.* 24, 124-127.
- Swanson, S.C. and Caldwell, G.E. (2000) An integration biomechanical analysis of high speed incline and level treadmill running. *Med. Sci. Sports Exerc.* 32, 1146-1155.

- 高松潤二, 阿江通良, 藤井範久 (1997) 大きな計測範囲のためのパンニング DLT 法の開発. 体育学研究 42, 19-29.
- 竹田幸平, 阿江通良, 榎本靖士, 横澤俊治 (2004) 日本一流女子長距離選手の走動作のバイオメカニクスの分析. 陸上競技学会誌 2, 5-10.
- Tulloh, B. (1998) The role of cross-country in the development of a runner. *New Studies in Athletics* 13, 9-11.
- Walker, G.T., Cureton, H.P., DuVa, H.P., Prior, B.M., Sloniger, M.A., and Weyand, P.G. (1994) Effects of external loading on peak oxygen deficit during treadmill running (Abstract) . *Med. Sci. Sports Exerc.* 26, S179.
- Wank, V., Frick, U., and Schmidtbleicher, D. (1998) Kinematics and electromyography of lower Limb muscle in overground and treadmill running. *Int. J. Sports Med.* 19, 455-461.
- Wells, R.P. and Winter, D.A. (1980) Assessment of signal and noise in the kinematics of normal, pathological and sporting gaits. *Human Locomotion, I* , 92-93.
- Winter, D.A. (1983) Moments of force and mechanical power in jogging. *J. Biomech.* 16, 91-97.
- Winter, D.A. (1990) *Biomechanics and motor control of human movement*. New York, John Wiley & Sons Inc.
- 矢追陽子, 丸山映子, 城戸愛子, 藤原素子 (1997) 上り坂走行時の傾斜角増大に伴う下肢の動きの変化. 日本体育学会第 48 回大会号, 324.
- Zajac, F.E. (1989) Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Rev. Biomed. Eng.* 17, 359-411.