

博士論文

最大疾走速度局面におけるスプリント走の
リカバリー動作のための三次元動力学

平成 28 年度

大島雄治

筑波大学

目次

目次	…	i
博士論文に関連する業績一覧	…	vi
表一覧	…	vii
図一覧	…	viii
第1章 緒言	…	1
1.1 研究の背景	…	1
1.2 研究の目的	…	4
1.3 研究課題	…	4
1.4 本研究の仮定	…	4
1.5 本研究の限界	…	5
第2章 文献研究	…	6
2.1 走動作に関する研究	…	6
2.1.1 キネティクスの研究	…	6
2.1.2 筋活動に関する研究	…	9
2.1.3 筋骨格モデルを用いて走運動の筋張力を推定した研究	…	11
2.1.4 多体系の運動方程式に基づいた加速度分析を行った研究	…	13
2.1.5 骨盤の動きについての研究	…	15
2.2 下肢筋群の筋量とスプリント能力の関係を調べた研究	…	16
2.3 筋張力推定方法についての研究	…	17
2.4 文献研究の総括	…	19

第3章 方法	… 21
3.1 データ収集	… 21
3.1.1 実験試技	… 21
3.1.2 被験者	… 21
3.1.3 身体分析点の3次元座標の収集	… 21
3.1.4 地面反力データの収集	… 24
3.1.5 筋電図データの収集	… 24
3.2 データ処理および算出項目	… 26
3.2.1 関節中心	… 26
3.2.2 身体セグメントの慣性パラメーター	… 26
3.2.3 セグメント座標系	… 26
3.2.4 関節座標系	… 30
3.2.5 セグメントの角速度および角加速度	… 33
3.2.6 逆動力学計算	… 34
3.2.7 局面定義およびデータの規格化	… 34
第4章 下胴に関与している関節の関節トルクが下胴の動きに及ぼす影響について	… 36
4.1 目的	… 36
4.2 方法	… 37
4.2.1 骨盤角度	… 37
4.2.2 関節力に対する関節トルクの貢献	… 39
4.2.3 統計処理	… 44
4.3 結果	… 44

4.3.1	骨盤角度	… 44
4.3.2	1 サイクルにおける右脚股関節の関節トルク	… 46
4.3.3	左右股関節および体幹仮想関節の関節トルクの鉛直成分	… 46
4.3.4	左右股関節および体幹仮想関節の関節力によるモーメント	… 50
4.3.5	左右股関節および体幹仮想関節の関節トルク	… 50
4.3.6	左右股関節力の前後成分に対する動力学的な貢献	… 53
4.3.7	左右股関節および体幹仮想関節の関節トルクによる正味のモーメント	… 58
4.4	考察	… 58
4.4.1	骨盤角度について	… 58
4.4.2	1 サイクルにおける股関節トルクのパターンについて	… 60
4.4.3	関節トルクと関節力によるモーメントについて	… 61
4.4.4	関節力に対する関節トルクの貢献について	… 63
4.4.5	関節トルクによる正味のモーメントについて	… 68
4.5	まとめ	… 71
第5章	全力疾走中の腸腰筋と内転筋群の機能について	… 75
5.1	目的	… 75
5.2	方法	… 76
5.2.1	筋張力の推定	… 76
5.2.1.1	筋モデル	… 82
5.2.1.2	筋張力および筋張力による関節トルクの算出	… 84
5.2.1.3	Optimization method	… 85
5.2.1.4	EMG-driven method	… 87

5.2.2	関節力に対する股関節筋群の筋張力の貢献	… 95
5.3	結果	… 98
5.3.1	股関節トルクに対する股関節筋群の貢献	… 98
5.3.2	EMG-driven method を用いて推定した股関節筋群の筋張力の股関節トルク に対する貢献	… 103
5.3.3	右脚の股関節力の前後成分に対する長内転筋, 大内転筋および腸腰筋の貢献	… 106
5.3.4	長内転筋, 大内転筋および腸腰筋による大腿に作用している正味のモーメン ト	… 110
5.4	考察	… 114
5.4.1	股関節トルクの生成に対する股関節筋群の貢献について	… 114
5.4.2	右股関節力の前後成分に対する長内転筋, 大内転筋および腸腰筋の貢献につ いて	… 118
5.4.3	長内転筋, 大内転筋および腸腰筋による大腿に作用している正味のモーメン ト	… 125
5.5	まとめ	… 128
第6章	総合討論	… 129
6.1	股関節屈曲および内転トルクが下胴セグメントおよび同側の脚に与える影響	… 129
6.2	内転筋群および腸腰筋が下胴セグメントおよび同側の脚に与える影響	… 133
6.3	トレーニングへの示唆	… 135
第7章	結論	… 139
7.1	結論	… 139

7.2 今後の課題	… 140
参考文献	… 141
謝辞	… 151
付録	

博士論文に関する業績一覧

I. 論文

大島雄治, 藤井範久: 水平面における下胴の動きに着目した疾走動作の三次元動力学. 体育学研究 61(1): 115-131, 2016 (査読あり)

大島雄治, 藤井範久: 最大疾走速度局面における内転筋群および腸腰筋の機能について. 体育学研究 (印刷中)

II. 学会発表

Ohshima, Y. and Fujii, N.: Dynamics of support hip joint during maximal velocity sprinting. The 32nd International Conference on Biomechanics in Sports (East Tennessee State University). July 12-16. 2014

大島雄治, 藤井範久: 最大疾走速度局面の支持期後半における股関節内転トルクの役割について. 日本体育学会第 65 回大会 (岩手大学). 2014 年 8 月 25~28 日

Ohshima, Y. and Fujii, N.: Function of the adductor muscles during maximal velocity sprinting. The 25th Congress of the international Society of Biomechanics (Scottish Exhibition and Conference Centre). July 12-16. 2015

大島雄治, 藤井範久: 最大疾走速度局面における股関節筋群の作用. 日本体育学会第 66 回大会 (国士舘大学). 2015 年 8 月 25~27 日

表一覽

Table 3-1	Characteristics of the subjects for experiment 1
Table 3-2	Characteristics of the subjects for experiment 2
Table 5-1	The muscle parameter values
Table 5-2	The muscle group for optimization

図一覧

- Figure 3-1 Landmarks of body
- Figure 3-2 Definition of (a) body segment and (b) joint center
- Figure 3-3 Definition of segment coordinate system
- Figure 3-4 Definition of joint coordinate system
- Figure 3-5 Free body diagram
- Figure 4-1 Definition of pelvis angle
- Figure 4-2 A schematic representation of the connecting point between segments
- Figure 4-3 Average pattern of (a) angle, (b) angular velocity and (c) angular acceleration of the pelvis
- Figure 4-4 Relationship between running velocity and angular acceleration of the pelvis
- Figure 4-5 Averaged pattern of joint torque across the full stride cycle for the right hip joint
- Figure 4-6 Joint torques about Z-axis component acting on lower trunk
- Figure 4-7 Z-axis component of moment caused by joint force
- Figure 4-8 Averaged pattern of joint torques during support phase
- Figure 4-9 Right hip joint force acting on the lower trunk along Y-axis by total joint torque, motion dependent term, and error term
- Figure 4-10 Left hip joint force acting on the lower trunk along Y-axis by total joint torque, motion dependent term, and error term
- Figure 4-11 Contribution of right hip joint force acting on the lower trunk along Y-axis by the joint torque of right hip, left hip, and torso joints

- Figure 4-12 Contribution of left hip joint force acting on the lower trunk along Y-axis by the joint torque of right hip, left hip, and torso joints
- Figure 4-13 Net moment by joint torque acting on lower trunk
- Figure 4-14 A schematic representation of the right hip joint coordinate system during later support phase
- Figure 4-15 A schematic representation of the torso joint coordinate system during later support phase
- Figure 4-16 A schematic representation of right and left hip joint force by right hip flexion torque
- Figure 4-17 A schematic representation of right and left hip joint force by the left hip extension torque
- Figure 4-18 A schematic representation of right hip and left hip joint force by the right hip adduction torque and the torso anterior rotation torque
- Figure 4-19 A schematic representation of deceleration of right joint by right hip joint flexion torque
- Figure 4-20 A schematic representation of acceleration of right joint by right hip joint adduction torque and torso joint anterior rotation torque
- Figure 5-1 Musculoskeletal model of the support leg
- Figure 5-2 Hill-type muscle model
- Figure 5-3 Definition of muscle-tendon structure length and moment arm
- Figure 5-4 Property of CE and SEE
- Figure 5-5 Flowchart of muscle force estimation by optimization method
- Figure 5-6 Flowchart of muscle force estimation by EMG-driven method
- Figure 5-7 Relationship between EMG and temporary activation

- Figure 5-8 Relationship between muscle activation and temporary muscle activation
- Figure 5-9 Definition of thigh rotation
- Figure 5-10 Averaged pattern of joint torque calculated by inverse dynamics and caused by muscle force estimated with optimization method
- Figure 5-11 Averaged pattern of hip joint torque about extension-flexion axis caused by force of lower limb muscles estimated with optimization method
- Figure 5-12 Averaged pattern of hip joint torque about adduction-abduction axis caused by force of lower limb muscles estimated by optimization method
- Figure 5-13 Averaged pattern of EMG envelopes during sprinting
- Figure 5-14 Averaged pattern of joint torque calculated by inverse dynamics and caused by muscle force estimated by EMG-driven method
- Figure 5-15 Averaged pattern of hip joint torque about extension-flexion axis caused by force of lower limb muscles estimated by EMG-driven method
- Figure 5-16 Averaged pattern of hip joint torque about adduction-abduction axis caused by force of lower limb muscles estimated by EMG-driven method
- Figure 5-17 Contribution of anteroposterior right hip joint force acting on the right thigh by joint torque
- Figure 5-18 Contribution of anteroposterior hip joint force acting on the right thigh by adductors and iliopsoas

- Figure 5-19 Averaged pattern of hip joint torque by adductors and iliopsoas
- Figure 5-20 Averaged pattern of anteroposterior hip joint force acting on the right thigh by unit hip joint torque
- Figure 5-21 Net moment by joint torque acting on the right thigh
- Figure 5-22 Net moment by adductors and iliopsoas acting on the right thigh
- Figure 5-23 A schematic representation of hip joint force by hip flexion torque
- Figure 5-24 A schematic representation of hip joint force by hip adduction torque
- Figure 5-25 A schematic representation of hip joint force by hip Int. rotation torque
- Figure 5-26 A schematic representation of moment by hip joint force
- Figure 6-1 Function of hip flexion torque explained by previous study
- Figure 6-2 A schematic representation of crosscut movement in hip joint flexion

第1章 緒言

1.1 研究の背景

速く走る能力（以下，スプリント能力）を高めることは様々な競技スポーツにおいて重要である．その中でも，最大疾走速度と 100m タイムとの間に非常に高い有意な相関関係が認められているため（阿江ほか，1994；松尾ほか，2008），スプリンターにとって，最大疾走速度を高めることは最大の課題といえる．このことから，スプリント能力向上に寄与する知見を得るために動作分析，下肢筋群の筋力測定，および MRI を用いた筋量の測定など様々な観点から研究が行われてきた（Dorn et al., 2012; Farrar and Thorland, 1987; 狩野ほか, 1997; Schache et al., 2012; Sugisaki et al., 2011; 渡邊ほか, 2000; 渡邊ほか, 2003; 矢田ほか, 2012）．走動作を分析した研究として，Dorn et al. (2012) と Schache et al. (2011) は，3.5m/s, 5.0m/s, 7.0m/s, および 9.0m/s（全力疾走）の走動作を分析し，走速度の変化と下肢関節トルクおよび下肢筋群の張力の変化との関係を調べ，7.0m/s 以上の走速度では，接地時間が短く，身体重心速度を加速するための地面反力が得られないこと（Schache et al., 2012），足関節底屈筋群（ヒラメ筋，腓腹筋）の筋の収縮速度が大きくなり，支持期に大きな張力を発揮できなくなることを明らかにしている．この結果から，7.0m/s を超えて走速度を大きくするために，ヒトは回復期前半の股関節屈曲トルクおよび回復期後半の股関節伸展トルクの発揮を高め，1 秒あたりの歩数（以下，ステップ頻度）を増加させていると述べている．また，最大疾走速度局面の走動作について，渡邊ほか（2003）は，最大疾走速度と回復期に発揮される股関節屈曲および伸展トルクのピーク値との間に有意な相関関係が認められたことを報告し，矢田ほか（2012）は，世界一流スプリンターと大学生スプリンターの動作を比較し，世界一流スプリンターは離地時の股関節屈曲トルクの発揮が大きいことを明らかにしている．

下肢筋群の筋力測定とスプリント能力の関係を調べた研究として，渡邊ほか（2000）は，

等速性の股関節屈曲および伸展筋力とスプリント能力との間に有意な相関関係がみられたことを明らかにしている。Farrar and Thorland (1987) も被験者を疾走速度が速い群と遅い群とに分けた場合、短縮性の等速性股関節屈曲筋力について、二つの群に有意差がみられたことを報告している。さらに、筋量とスプリント能力との関係を調べた研究として、大腰筋、大臀筋、ハムストリングスなどの股関節屈曲および伸展筋に関与している筋の横断面積と疾走速度との間に有意な相関関係がみられたことが明らかになっている(狩野ほか,1997; Sugisaki et al., 2011; 渡邊ほか, 2000)。

先述した先行研究より、股関節屈曲および伸展筋群の強化は、スプリント能力を高めるうえで重要であると考えられる。また、Dorn et al. (2012) と Schache et al. (2011) の報告から、スプリント能力の向上という課題に対する股関節屈曲および伸展筋群の機能の一つとして、回復期前半の股関節屈曲トルクにより、身体に対して後方にある脚を前方に素早く引き出し、回復期後半の股関節伸展トルクにより、身体の前上方に上がった大腿を素早く振り下ろし、滞空時間の短縮が関係し、ステップ頻度を高めることが挙げられる。

最大疾走速度局面における世界一流スプリンターと日本一流スプリンターの走動作を比較した阿江 (2001) は、世界一流スプリンターは離地時の股関節の関節力パワー (以下、股関節力パワー) によって大腿に流入する力学的エネルギーが大きく、これにより脚を素早く前方へ引き出していることを二次元動作分析から明らかにしている。この結果より阿江 (2001) は、股関節力パワーは股関節速度と股関節力の内積によって決定するため、離地瞬間から股関節力パワーを大きくする方略として、支持期後半から支持脚の股関節を前に進めるような骨盤の回転を意識することがあげられると推測している。また、骨盤の動きに着目して、走動作を三次元分析した研究(松尾, 2006; Novacheck, 1998; Saunders et al., 2005) より、走動作中の骨盤の動きは、走速度に関わらず、接地から支持期中間まで支持脚側の股関節に対して遊脚側の股関節が前に進み、それ以降は遊脚側の股関節に対して支持脚側の股関節が前に進むことが明らかになっており、支持期後半以降に骨盤を前方

回転させることにより、離地後における股関節の過度な伸展を抑えていると報告している。これらのことから、支持期後半から回復期前半における股関節屈曲トルクを大きくすること、および支持期後半近傍において支持脚側の股関節を前に進めるように骨盤を回転させることは、離地後に脚を素早く前に進めることに寄与していると考えられる。

体幹について、左右の肋骨下端の中点を仮想的な関節（以下、体幹仮想関節）によって体幹上部（以下、上胴）と体幹下部（以下、下胴）の2つのセグメントに分けた場合、骨盤の動きを決定する要因として、主に、左右の股関節および体幹仮想関節が発揮した関節トルクが挙げられる。しかし、骨盤の動きに着目した走動作の分析(松尾, 2006; Novacheck, 1998; Saunders et al., 2005) では、骨盤の動きを決定する力学的な要因については報告されない。骨盤の動きを決定する力学的要因が明らかになっていない理由として、これまでに行われてきた疾走動作のキネティクスの研究は、二次元の動作分析を行ったものが多いことやモーションキャプチャーシステムを用いて三次元動作分析を行った場合でも矢状面上の動作にのみ着目していることが挙げられる。疾走動作を分析した先行研究から股関節筋群によって発揮された関節トルクは、スプリント能力向上に対して大きな影響を与えていることは明らかであるが、骨盤を含む下胴セグメントと大腿セグメントは股関節によって連結しているため、股関節筋群による関節トルクが下胴に与える影響は大きいと考えられる。

以上のことから、疾走動作を三次元的に分析し、股関節トルクおよび股関節筋群の張力が下胴に与える作用を考慮しながら、脚のリカバリー動作に対する股関節筋群の機能を明らかにすることは、最大疾走速度局面における走動作のメカニクスを理解するうえで重要なことであり、得られた知見は最大疾走速度の向上に寄与すると期待されよう。

1.2 研究の目的

本研究の目的は、最大疾走速度局面における疾走動作の三次元分析を行い、股関節トル

クおよび股関節筋群の筋張力が下胴の動きに及ぼす影響を明らかにした上で、脚のリカバリー動作に対する関節および筋群の機能を検討することである。

1.3 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

最大疾走速度局面の走動作を動力的に分析し、下胴に関与している関節の関節トルクが下胴の動きに及ぼす影響を明らかにし、脚のリカバリー動作に対する関節の機能を検討する。

研究課題 2

研究課題 1 の結果から最大疾走速度の向上に影響を与えていると考えられる関節トルクの生成に関与している筋を対象として、下肢の筋骨格モデルを用いて、疾走中の下肢筋群の筋活動を推定し、脚のリカバリー動作に対する股関節筋群の機能を検討する。

1.4 本研究の仮定

本研究は以下の仮定の下で行われた。

- ① 研究課題 1 および 2 で対象とした被験者は、同レベルのスプリント能力を有する選手を代表するものである。
- ② 身体部分の慣性特性は、阿江（1996）の推定式を適用できる。
- ③ 体幹を上胴セグメントと下胴セグメントの 2 つのセグメントとしてモデル化しているため、下胴セグメントに作用している力学的要因を骨盤に作用しているものとして考えることができる。
- ④ 筋骨格モデルについて、筋の経由点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。

- ⑤ 筋張力推定について、最適化手法を用いて筋張力を推定した場合は、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。
- ⑥ 疾走時の空気抵抗は無視できる。
- ⑦ 筋モデルについて、筋の長さ-張力関係、筋の収縮速度-張力関係、並列弾性要素の長さ-張力関係、直列弾性要素の長さ-張力関係を筋ごとに決定するには限界があるため、すべて同じ特徴を持っている。

1.5 本研究の限界

- ① 本研究では、日本人大学生短距離走者または混成競技者を被験者としていることから、競技レベルが大きく異なる選手には、本研究から得られた知見をそのまま適用できるとは限らない。
- ② 本研究で用いた筋骨格モデルは OpenSim (Delp et al., 2007) に含まれているモデルであり、成人を対象にしたものである。そのため、幼児や小学生など身体的な形態が大きく異なる場合では、本研究から得られた知見をそのまま適用できるとは限らない。

第2章 文献研究

2.1 走動作に関する研究

2.1.1 キネティクスの研究

疾走動作を含む身体運動を行うためには、骨格筋が張力を発揮し、各関節まわりに回転作用（関節トルク）を発生させる必要がある。また、各関節に関与している筋により発生した正味の関節トルクは、逆動力学計算を用いることにより明らかにすることができる。このことから、走動作中の関節トルクを調べることは、スプリント能力向上に重要である筋の特定に寄与するため、走動作中の関節トルクについて調べた研究が多く行われている。

Mann and Sprague (1980) は、短距離走者 15 名を対象にして、フォースプレートを用いて最大疾走速度局面の支持脚の関節トルクを算出し、各関節の機能を検討している。そのなかで、股関節屈曲-伸展軸まわりの関節トルクは、支持期中間以降、屈曲トルクを発揮していることを明らかにしており、離地後に向けた準備動作を行っていると述べている。

阿江ほか (1986) は、5 名の男子短距離走者を対象にして、 2.68 ± 0.42 , 3.89 ± 0.20 , 6.52 ± 0.53 , 7.86 ± 0.53 , および $9.59 \pm 0.38 \text{m/s}$ の定速度における走動作をキネティクスの分析している。その結果として、走速度が増加すると、支持期では足関節底屈トルクによる仕事が増加していること、および回復期前半および後半については、股関節屈曲および伸展トルクによる仕事がそれぞれ増加していることを明らかにしている。そして、これらのことから、支持期による足関節底屈筋群の活動によってストライドを大きくし、回復期における股関節屈曲および伸展トルクによってステップ頻度を高めていると述べている。

伊藤ほか (1997) は、男子短距離走者 4 名を対象にして、クラウチングスタートから 1, 3, 5, 9, 13, および 19 歩目の疾走動作と地面反力を測定し、走速度が増加すると、回復期の股関節屈曲および伸展トルクが大きくなることを明らかにしている。また、足関節底

屈トルクは、スタートから中間疾走まで常に高かったことを明らかにしている。

羽田ほか (2003) は、男子大学生短距離走者 9 名について、クラウチングスタートからの 100m 走における 10m 毎の疾走動作をキネティクスの的に分析している。その結果、回復期後半における股関節伸展トルクおよびトルクパワーは 10m 地点ですでに高いこと、および 10m 地点の支持期前半の膝関節伸展トルクと疾走速度との間に有意な正の相関関係がみられたことから、加速には、回復期後半における股関節伸展トルクや支持期における膝関節伸展トルクが重要であると述べている。また、回復期前半の股関節屈曲トルクや回復期後半の膝関節屈曲トルクは、速度の増加にともなって大きくなっていくため、最大疾走速度を高めるのに重要であると報告している。

渡邊ほか (2003) は、大学生短距離走者 16 名を対象にして、最大疾走速度局面の走速度と下肢三関節の関節トルクの大きさとの関係を調べている。その結果、走速度と相関関係がみられた関節トルクは、回復期前半の股関節屈曲トルク、回復期後半の股関節伸展トルク、支持期における足関節底屈トルクであったと報告している。

Schache et al. (2012) は、被験者 8 名について、 3.50 ± 0.04 , 5.02 ± 0.10 , 6.97 ± 0.09 , および 8.95 ± 0.70 m/s の定速度における走動作を分析し、 3.50 m/s から 6.97 m/s までの走速度では、走速度が増加すると、支持期中の足関節底屈トルクによる仕事が増加し、それ以上の走速度の増加では、足関節底屈トルクによる仕事は増加せず、回復期の股関節屈曲および伸展トルクによる仕事が増加したことを明らかにしている。この結果から、低速度では、支持期の足関節底屈トルクの発揮を大きくし、ストライド長を長くすること、高速度では、回復期の股関節屈曲および伸展トルクを大きくし、ステップ頻度を高めることにより走速度を増加させていると述べている。

矢田ほか (2012) は、世界一流短距離走者 7 名と大学生短距離走者 21 名について、最大疾走速度局面の遊脚期におけるキネティクスの的な相違を調べている。その結果、世界一流スプリンターは、離地瞬間から股関節屈曲トルクが大きいことを明らかにし、世界一流

スプリンターは、股関節屈曲トルクを大きくすることにより脚を素早く前方に引き出している」と述べている。

Huang et al. (2013) は、8名の短距離走者における最大疾走速度局面の走動作を分析し、下肢三関節が発揮した関節トルク (muscle torque) と下肢の3セグメントの角速度、角加速度によって発生するモーメント (motion dependent torque) の関係を調べている。その結果、回復期の股関節屈曲-伸展軸について、muscle torque と motion dependent torque のパターンが逆位相であることから、回復期前半の股関節屈曲トルク、回復期後半の股関節伸展トルクは、motion dependent torque を相殺し、下肢の動作をコントロールしていると述べている。

阿江 (2001) は、日本一流スプリンター1名と世界一流スプリンター1名の遊脚期における力学的エネルギーの流れについて比較を行い、世界一流スプリンターでは離地瞬間から股関節の関節力パワーによって大腿に流入するエネルギーが大きく、これにより素早く脚を前方に引き出していると述べている。また、股関節の関節力パワーは股関節速度と股関節力の内積によって決定することから、離地時から関節力パワーを大きくする方略として、支持期後半から支持脚の股関節を前に進めるような骨盤の回転を意識することが挙げられると推測している。

走動作についてキネティクスの分析を行った研究から、回復期前半の股関節屈曲トルク、回復期後半の股関節伸展トルクの発揮を大きくすることが最大疾走速度を高めるうえで重要であるといえる。その中でも、阿江ほか (1986) と Schache et al. (2011) の報告から、この2つの関節トルクは脚を素早く切り返し、ステップ頻度を高めることにより最大疾走速度向上に寄与していると考えられる。また、阿江 (2001) の報告から離地後に脚を素早く前方に引き出すためには骨盤の動きも重要であるといえる。ここで、骨盤の動きを決定する要因として、下胴セグメントに作用している並進および回転の力が挙げられる。また、股関節は、下胴セグメントと大腿セグメントで構成されていることから、股関節ト

ルクが骨盤の動きに与える影響は大きいと考えられる。しかし、走動作のキネティクスの分析を行った先行研究では、股関節トルクが骨盤に与えている影響については言及していないのが現状である。その理由として、走動作のキネティクスを調べた研究の多くが、矢状面上の動作に着目した二次元動作分析を行っており、水平面や前額面の分析ができないことが挙げられる。このため、関節トルクが骨盤に与える影響を詳細に調べるには、三次元動作分析を行う必要があるといえよう。

2.1.2 筋活動に関する研究

逆動力学計算を用いた走動作のキネティクスの先行研究からスプリント能力向上のための知見が明らかになっている。しかし、関節トルクは、複数の筋の張力によって発生する正味の回転作用である。そこで、筋電図を用いて、走動作中の筋活動を調べ、下肢筋群の機能について検討した研究も行われている。

Simonsen et al. (1985) は、男子短距離走者 4 名を被験者として、全力疾走中の下肢筋群の筋活動を計測している。その際の被験筋は、前脛骨筋、ヒラメ筋、腓腹筋、外側広筋、内側広筋、大腿直筋、半腱様筋、半膜様筋、大腿二頭筋長頭、大臀筋であった。結果として、ハムストリングス（半腱様筋、半膜様筋、大腿二頭筋長頭）は、回復期後半において、前方回転している大腿を止める作用（股関節伸展作用）と下腿が振り出されるのを防ぐ作用（膝関節屈曲作用）を持っていることを明らかにしている。また、支持期後半で発揮される股関節屈曲トルクを生成している筋を本研究の結果からは特定することができなかったと述べ、股関節屈曲に作用する可能性がある筋として、内転筋群と腸腰筋を挙げている。

Mann et al. (1986) は、男子短距離および中距離走者 15 名を被験者として、3.31, 4.77, および 10.8m/s (全力疾走) で走行中の下肢筋群の筋活動と下肢関節角度を計測している。被験筋は、大臀筋、中臀筋、大腿筋膜張筋、大腿四頭筋、ハムストリングス、腓腹筋、前脛骨筋、腸骨筋、長内転筋、および長脛骨筋とし、腸骨筋、長内転筋、長脛骨筋について

はワイヤー電極を用いて測定している。結果として、全力疾走では、他の走速度と比較して、股関節の動作範囲が大きくなること、および腸骨筋の活動が大きくなることから、走速度を大きくするためには、股関節屈曲筋群の働きが重要であることを述べている。

馬場ほか(2000)は、表面筋電図を用いて、スタートダッシュから中間疾走までの走動作中の筋活動を計測している。その結果、中間疾走局面では、股関節屈筋(手技により股関節屈曲力を発揮したときだけ放電がみられた筋)は支持期後半から回復期前半で、大腿直筋は回復期前半で活動がみられ、股関節屈曲トルクの発揮に寄与していると述べている。また、回復期後半では、大臀筋、および大腿二頭筋の活動がみられたことから、これらの筋が股関節伸展トルクを生成していることを報告している。

松尾ほか(2011)は、大内転筋および長内転筋を含む計10の股関節筋群について、 3.28 ± 0.15 、 7.28 ± 0.42 、および $9.58 \pm 0.34 \text{m/s}$ (全力疾走)で走行中の筋活動を計測している。その結果、長内転筋は、すべての走速度において股関節伸展位で活動していたことから股関節屈曲トルクの生成に寄与し、全力疾走では股関節屈曲位でも活動がみられたことから股関節伸展にも作用していると述べている。また、大内転筋は、すべての走速度において股関節屈曲位で活動していることから股関節伸展トルクの生成に寄与していると述べている。

以上、走動作のキネティクスの研究から、スプリント能力を高めるためには、支持期後半から回復期前半に発揮される股関節屈曲トルク、および回復期後半に発揮される股関節伸展トルクを大きくすることが重要であることが明らかになっている。さらに、走動作中の筋活動を調べた研究から、腸腰筋、大腿直筋、および長内転筋の張力により股関節屈曲トルクが、大臀筋、大腿二頭筋、大内転筋の張力により股関節伸展トルクがそれぞれ発生している可能性が示されている。

2.1.3 筋骨格モデルを用いて走動作中の筋張力を推定した研究

走動作についてのキネティクスの研究および筋活動を計測した研究から、下肢筋群の作用および機能について検討がされている。これらのような研究のほかにも、筋骨格モデルと最適化手法を用いて、関節トルクを筋張力による関節トルクに分配することによって、走動作中の下肢筋群の機能、および走動作における筋の負荷を明らかにした研究も行われている。

Yokozawa et al. (2007) は、男子長距離走者 6 名について、片脚 33 筋を有する筋骨格モデルを用いて、平地走と坂上り走の分析を行っている。逆動力学計算で算出した関節トルクを最適化手法により、下肢筋群の筋張力によるトルクへと分配し、筋張力を推定している。結果として、平地走と比較して上り坂走は、回復期において、股関節屈曲筋群（腸腰筋、内転筋群）、および股関節伸展筋群（ハムストリングス）の活動が大きかったことを明らかにしている。

Thelen et al. (2005) は、最大疾走速度局面の回復期後半における、大腿二頭筋長頭の腱の弾性と筋に対する負荷の関係について、筋骨格モデルのシミュレーションを用いて検討している。その結果として、腱の弾性を低く（柔らかく）すると、腱による仕事が増え、大腿二頭筋にかかる負荷が小さくなることを明らかにしている。

Chumanov et al. (2007) は、筋骨格モデルを用いたシミュレーションを行うことにより、走動作中におけるハムストリングスにかかる負荷を定量化している。その結果、走速度の増加により、回復期後半のハムストリングスがなした負の仕事、および正の仕事はともに有意に増加するが、負の仕事の増加のほうがより大きいことを明らかにしている。

Chumanov et al. (2011) は、筋骨格モデルを用いたシミュレーションを行うことにより、最大疾走速度局面の滞空期における、ハムストリングスの伸張に影響を与えている筋を特定している。その結果、逆脚の腸腰筋の張力を大きくすることによって、回復期後半におけるハムストリングスの伸張が大きくなることを報告している。

Dorn et al. (2012) は、異なる走速度 (3.50 ± 0.04 , 5.02 ± 0.10 , 6.97 ± 0.09 , 8.95 ± 0.70 m/s) で走行している 9 名の被験者について、下肢筋群の筋張力を筋骨格モデルを用いて推定している。その結果、 3.5 m/s から 7.0 m/s までの走速度の増加では、支持期に発揮される底屈筋群（ヒラメ筋、腓腹筋）の張力が増加し、 7.0 m/s を超えた走速度の増加では、回復期前半に発揮される腸腰筋の張力、ならびに回復期後半に発揮される大臀筋、およびハムストリングの張力が大きくなることを明らかにしている。このような結果がみられた理由として、走速度が 7.0 m/s より大きくなると、足関節底屈筋群の収縮速度が高くなり、大きな張力を発揮することができなくなるため、股関節筋群の活動により脚を素早く動かし、ステップ頻度を上げることによって走速度を高めていると述べている。

Schache et al. (2011) は、7 名の被験者を対象にして、筋骨格モデルを用いて筋張力を推定することにより、最大疾走速度局面の走動作中 (8.95 ± 0.70 m/s) にかかるハムストリングスへの負荷を検討している。その結果、回復期後半において、大腿二頭筋長頭、半腱様筋、および半膜様筋が発揮した張力が最大になるタイミングはほぼ同時であったが、半腱様筋は筋腱複合体の伸張速度が大きく、半膜様筋は発揮した張力が大きいことから、それぞれの筋にかかる力学的な負荷が異なっていると述べている。

以上のように、走動作中の筋張力を推定した研究の中でも、最大疾走速度局面の走動作を対象にした研究は、ハムストリングスの傷害についての知見を得ることを目的としたものが多い (Chumanov et al., 2005; Chumanov et al., 2007; Schache et al., 2011; Thelen et al., 2005)。一方、Dorn et al. (2012) は、様々な走速度の動作を分析することにより、股関節屈曲および伸展筋群がステップ頻度を高めるうえで重要であることを明らかにしている。しかし、全力疾走中の下肢筋群の張力が骨盤の動きに与える影響について調べた研究は行われていないのが現状である。

2.1.4 多体系の運動方程式に基づいた加速度分析を行った研究

走動作中の関節トルクの算出および筋張力の推定を行った研究では、異なる走速度の動作（阿江ほか, 1986; Schache et al., 2011; 伊藤ほか, 1997; 羽田ほか, 2003; Dorn et al., 2012), スプリント能力が異なる被験者の走動作（渡辺ほか, 2003; 矢田ほか, 2012) における関節トルクおよび筋張力の大きさやパターンの違いを明らかにし、走運動中における各筋の機能を考察している。一方、多体系の運動方程式に基づき関節トルクや筋張力から身体部分の重心加速度および角加速度を算出し、各関節トルクや筋張力の機能を明らかにする研究も行われている。このような分析手法を小池ほか（2006）は動力学的分析、Hamner and Delp（2010）は Induced Acceleratin Analysis と呼んでいる。本研究では、多体系の運動方程式に基づき関節トルクから関節力を算出し、その関係について検討する方法を小池ほか（2006）に倣い、動力学的分析と呼ぶ。

小池ほか（2006）は、自由助走からの跳躍動作について、セグメント単体の運動方程式と隣り合うセグメントの連結方程式からなる連立方程式を解くことにより、身体重心速度に対する関節トルクの貢献を算出している。その結果、支持期後半について、鉛直方向の身体重心速度は、足関節底屈トルクによって生成されていることを明らかにしている。

小池ほか（2007）は、小池ほか（2006）と同様の方法を用いて、3.5m/s、および 5.0m/s の走速度における、身体重心加速度に対する下肢筋群の張力の貢献を明らかにしている。その結果、支持期において、広筋群の張力は減速に作用し、加速の作用を持っているのは足関節底屈筋群の張力であることを明らかにしている。

Hamner et al.（2010）は、1名の被験者について、3.96m/s の走動作を分析している。その中で、筋張力を入力値として、地面反力を算出し、下肢筋群の張力に対する地面反力への動力学的な貢献を明らかにしている。その結果、支持期前半では、広筋群が減速方向と鉛直方向の地面反力を生成し、支持期後半では、腓腹筋とヒラメ筋が、推進方向と鉛直方向の地面反力を生成していることを明らかにしている。

Hamner and Delp (2013) は、被験者 10 名の 2.0m/s, 3.0m/s, 4.0m/s, および 5.0m/s の走動作について、Hamner et al. (2010) と同様の方法を用いて、地面反力に対する筋張力の動力的な貢献を明らかにしている。支持期前半では、広筋群が減速方向と鉛直方向の地面反力を生成し、支持期後半では、腓腹筋とヒラメ筋が、推進方向と鉛直方向の地面反力を生成していることを明らかにしている。

仲谷と小池 (2014a), 仲谷と小池 (2014b) は、小池ほか (2007) と同様の方法を用いて、レクリエーションスポーツを楽しむ男性 12 名について、3.3m/s の走速度における走動作を分析している。その結果、下腿三頭筋について、支持期前半では伸張性収縮、支持期後半では短縮性収縮による筋収縮が身体重心加速度の鉛直成分および推進成分の生成に貢献していることを明らかにしている。また、広筋群について、支持期前半では伸張性収縮、支持期後半では短縮性収縮による筋収縮が身体重心加速度の鉛直成分の生成に貢献していることを明らかにしている。

系の運動方程式に基づいた分析手法である動力的な分析を行うことにより、関節トルクや筋張力から地面反力や身体重心加速度を算出することができるため、関節トルクなどの入力値と地面反力などの評価量との間の因果関係を明らかにすることができる。

阿江 (2001) は、世界一流スプリンターは、離地時から前方向の股関節力が大きいと述べているが、逆動力学計算で算出される関節力は、セグメントが関節で連結されている状態で関節トルクを発揮することにより発生する受動的な力である。そこで、ある関節力がどの関節トルクによって生成されているのかを調べるためには、小池ほか (2006) が用いた方法のように、剛体リンクモデルにおけるすべての関節トルクが既知の状態、剛体リンクモデルにおけるセグメントの並進および回転の運動方程式と関節の連結方程式からなる連立 1 次方程式を解き、セグメントの加速度、角加速度および関節力などの未知変数を求める必要がある。そして先行研究 (小池ほか, 2007; Hamner et al., 2010; Hamner and Delp, 2013) から走動作中における身体重心加速度や地面反力に対する下肢関節トルクや

下肢筋群の筋張力の貢献は明らかになっている。しかし、支持期後半から回復期前半において、股関節力がどの関節トルクによって生成されているのかは明らかになっていないのが現状である。

2.1.5 骨盤の動きについての研究

Saunders et al. (2005) は、6名の被験者について、1m/s、および2m/sの歩行、ならびに2m/s、3m/s、4m/s、および5m/sの走行の骨盤の動きについて分析している。その結果、水平面からみた場合、歩行動作では、片脚接地期において、支持脚の反対側の骨盤が前に進むように回転しながら両脚接地期を迎えていたが、走行動作では、支持期後半で支持脚側の骨盤が前に進めるように骨盤を回転させながら滞空期を迎えていたことを明らかにしている。このような結果がみられた理由として、歩行動作では、支持脚の反対側の骨盤を前に進めながら逆脚を接地させることにより歩幅を大きくしていると述べている。一方、走行動作では、歩行動作のような歩幅を大きくするような方略をとらずに、支持期後半で支持脚側の骨盤を前に進めるように回転させることにより、逆脚接地瞬間に身体重心位置と逆足接地位置の前後方向の差を小さくし（身体重心の近くに足を接地する動作）、ブレーキを抑えていると述べている。

松尾(2006)は、日本選手権入賞者を含む7名の短距離走者を対象にして、最大疾走速度局面における骨盤の動きを調べている。結果として、水平面からみた場合、支持期後半において、支持脚側の骨盤が前に進むような回転をしていることを明らかにしている。また、支持期後半で支持脚側の骨盤を前に進めることにより、離地後に脚を素早く前方に引き出すことを可能にしていると述べている。このような結果は、定速度の走動作を分析したSaunders et al. (2005)と同様であるといえる。

以上の先行研究から、走動作中では、支持期後半において支持脚側の骨盤が前方に進むような回転を行い、離地後に素早く脚を前に進めていると考えられる。しかし、骨盤の動

きを決定する力学的な要因は明らかになっていないのが現状である。

2.2 下肢筋群の筋量とスプリント能力との関係を調べた研究

走動作を行うためには、骨格筋が張力を発揮する必要がある。その中でも、下肢筋群が発揮した張力が重要であることは間違いないことである。そこで、短距離走者の下肢の形態的な特性を調べることにより、スプリント能力向上のための知見を得ることができると考えられるため、これまでに MRI を用いて短距離走者の下肢筋群の筋量を調べた研究が行われている。

狩野ほか (1997) は、大学生男子短距離走者 11 名について、MRI を用いて大腿四頭筋、ハムストリングスおよび内転筋群の筋横断面積とスプリント能力との関係を検討している。結果として、内転筋群とハムストリングスの筋量と、スプリント能力との間に有意な相関関係が認められている。この結果から、内転筋群が、股関節屈曲位では伸展作用、股関節伸展位では屈曲作用を有していることから、走運動において内転筋群は、股関節伸展および屈曲筋として機能している可能性があることを示している。

久野 (2000) は、男子短距離選手 48 名を対象にして、股関節屈曲筋である大腰筋の筋横断面積とスプリント能力との関係について検討している。その結果、大腰筋の筋量と 100m 走の自己ベスト記録との間に有意な相関関係が認められたことを報告している。

Sugisaki et al. (2011) は、男子短距離および長距離走者 16 名について、下肢筋群（大腰筋、大腿四頭筋、内転筋群、ハムストリングス、足関節底屈筋群）の筋横断面積とスプリント能力との関係を検討している。その結果、内転筋群と疾走速度に有意な相関関係がみられたことを明らかにしている。このような結果がみられた理由として、内転筋群は股関節屈曲位では股関節伸展作用を持ち、股関節伸展位では股関節屈曲作用を持っていることが挙げられると述べ、狩野ほか (1997) と同じ考察をしている。

以上のことから、股関節屈曲筋群および股関節伸展筋群の筋量が大きい短距離走者ほど

スプリント能力が高いことが推察できる。

2.3 筋張力推定方法についての研究

筋骨格モデルを用いることにより、運動中の筋張力を推定することが可能となる。関節の運動には複数の筋が関与しているため、逆動力学計算で算出した関節トルクの大きさを満たす筋張力の組み合わせは無限に存在する。それらの組み合わせの中からある1つの組み合わせを決める必要があるが、その方法は、2つに大別できる。1つは、ヒトは各筋の活性度の和などを最小にするという規範に基づいて運動を制御していると仮定し、筋の活性度の組み合わせを探索する方法（**Optimization method**）である。もう1つは、筋電図の情報から筋の活性度を決定し、最大張力や腱の至適長などの筋骨格モデルに含まれている筋の特性に関するパラメーターを調整する方法である（**EMG-driven method**）。これら2つの方法を用いて、運動中の筋張力を推定した研究が行われている。

Seireg and Arvikar (1973) は、下肢 29 筋から成る筋骨格モデルを構築し、**Optimization method** によって、立ち上がり動作などの運動中の筋張力を推定している。目的関数は、①筋が発揮した張力の和、②筋がなした力学的仕事の和、③下肢 3 関節の各関節間に働く鉛直方向の力の和、④各関節の靭帯で発揮される力のモーメントの和としている。その際、①と④を重みづけを変えながら足し合わせたものも目的関数としている。これらの目的関数により推定した筋張力と実際の運動中に収集した筋電図データとを比較した結果、上述した目的関数の中で、①と④を足し合わせた目的関数が最も適していると結論付けている。

Kaufman et al. (1991) は、等速性の膝関節屈曲-伸展動作中の筋張力を推定している。そこで、目的関数を①筋張力の和、②筋の活性度の和、③筋張力を筋の横断面積で除した値の3乗和にした場合では、筋の活性度の和を目的関数にしたときに最も筋電図の値に一致していたことを明らかにし、運動中における筋の状態変化が大きく、筋張力と筋の活性度との関係が非線形になる場合では、ヒトは、筋の活性度を抑えるように運動を制御して

いると述べている。このことから、目的関数には、筋の活性度を組み込むのが適切であるといえる。

Optimization method は、人間が行う身体運動はある運動規範を最小にするという仮定のもとで最適化問題を解いているため、そこで得られた筋の活性度の組み合わせは、ある個人がある運動を行うための筋活動の特徴を捉えていない場合もある。例えば、**Optimization method** の一般的な問題点として、拮抗筋の活動があった場合でも、その筋活動をうまく推定することができないことが挙げられる (Jinha et al., 2006)。その問題を解決するために、測定した筋電図データを考慮して筋張力推定する方法が提案されている。

Lloyd and Besier (2003) は、13 筋 (膝関節筋群) から成る筋骨格モデルを用いて、**EMG-driven method** により、走動作を含む動的な運動中の膝関節トルクを推定している。筋電図データから筋の活性度を決定する手順 (活性ダイナミクス) を行う際に用いる定数および各筋の最大筋力および腱の自然長などの定数を変数として最適化を行った結果、筋電図データを入力として算出した正味の膝関節トルクと逆動力学計算で算出した膝関節トルクの値の決定係数が 0.94 であったことを報告している。

Buchanan et al. (2005) は、4 筋 (足関節筋群) から成る筋骨格モデルを用いて、**EMG-driven method** により、等尺性の足関節底屈-背屈運動と歩行動作中の足関節底屈-背屈軸まわりの筋張力による関節トルクを推定している。結果として、筋電図データを入力値として算出した関節トルクと逆動力学計算で算出した関節トルクがよく一致していることを確認している。このことから、**EMG-driven method** を用いることにより、非侵襲的に関節面の接触力を推定することも可能になると述べている。

Sartori et al. (2013) は、**EMG-driven method** により、走動作、サイドステップなどの動的な運動中の足関節底屈-背屈、膝関節屈曲-伸展、股関節屈曲-伸展、股関節内転-外転軸まわりの筋張力による関節トルクを推定している。結果として、4 自由度のモデルを用

いた場合でも、筋電図データを入力値として算出した関節トルクと逆動力学計算で算出した関節トルクが一致していたと述べている。

以上のことから、筋張力を推定する方法として **Optimization method** と **EMG-driven method** の 2 つがあることが分かる。全力疾走における下肢筋群の筋張力の計測することはできない。そのため、推定した筋張力と実際の筋張力の大きさを比較し、推定結果の妥当性を検討することはできないが、2 つの方法で筋張力を推定した結果を比較することにより得られた結果の信頼性が高くなる可能性がある。

2.4 文献研究の総括

走動作に関する研究および下肢筋群の筋量とスプリント能力との関係を調べた研究から最大疾走速度を高めるためには、股関節屈曲および伸展筋群の強化が重要であることが報告されている。また、阿江ほか (1986)、Schache et al. (2011) および Dorn et al. (2012) の報告から、最大疾走速度局面の走動作において、股関節屈曲および伸展トルクは、遊脚期に脚を素早く切り返し、ステップ頻度を高めることにより最大疾走速度を高めていると考えられる。さらに、世界一流スプリンターと日本一流スプリンターについて遊脚の力学的エネルギーの流れを検討した先行研究と走動作中の骨盤の動きを調べた先行研究から、支持期後半において支持脚側の股関節を前に進めるように骨盤を回転させることによって、離地後脚を素早く前に加速させていることが明らかとなっている。このように走動作を分析した研究は多く行われているが、骨盤の動きを決定する力学的な要因について調べた研究は無い。体幹を上胴セグメントと下胴セグメントに分けた場合では、骨盤は下胴セグメントに含まれ、下胴セグメントと大腿セグメントは股関節によって連結している。このことから、最大疾走速度を高めるうえで重要であると考えられている股関節トルクが骨盤の動きに影響を与えている可能性は高い。したがって、最大疾走速度局面の疾走動作を三次元的に分析し、股関節トルクや股関節筋群の張力が下胴セグメントに与えている影響を詳

細に検討し，脚のリカバリー動作に対する股関節や股関節筋群の機能を検討することは文献研究からも妥当であろう．また，そこで得られた知見は，最大疾走速度局面の走動作のメカニクスの究明，およびスプリント能力の向上に寄与する可能性が高いと考えられる．

第3章 方法

本章では、研究課題1および研究課題2で行った実験の設定、データ処理について説明を行う。なお、研究課題1で行う動力的分析、および研究課題2で行う筋張力の推定については、第4章、および第5章においてそれぞれ説明を行う。

3.1 データ収集

3.1.1 実験試技

本研究では、研究課題1のデータ収集のための実験（実験1）、および研究課題2のデータ収集のための実験（実験2）を行った。実験1および実験2の実験試技は、スタンディングスタートからの60mの全力疾走とした。また、成功試技は、約50m地点に埋設したフォースプラットフォームを右脚で走動作を乱すことなく踏んだ試技とした。なお、実験1と実験2の試技内容は同じであるが、実験2では疾走中の下肢筋群の筋活動を表面筋電図によって計測した。

3.1.2 被験者

Table 3-1およびTable 3-2には、実験1に参加した8名の被験者、実験2に参加した8名の被験者について、年齢、身長、体重をそれぞれ示している。全ての被験者は、短距離走または混成競技を専門としている男子競技者であった。また、本研究では筑波大学体育系研究倫理委員会の承認を得て行われており、実験に際して各被験者にあらかじめ実験の目的および危険性、指示内容の説明を行い、口頭および書面での協力への同意を得た。

3.1.3 身体分析点の三次元座標値の収集

実験1および実験2では、60m全力疾走の約50m地点における身体分析点47点

Table 3-1 Characteristics of the subjects for experiment 1 (N=8)

Age (yr)	Height (m)	Weight (kg)	100m best time (s)
20.7 ± 0.8	1.77 ± 0.08	71.4 ± 5.4	10.93 ± 0.13

Table 3-2 Characteristics of the subjects for experiment 2 (N=8)

Age (yr)	Height (m)	Weight (kg)	100m best time (s)
21.0 ± 2.4	1.77 ± 0.05	67.0 ± 5.3	11.15 ± 0.22

(Figure 3-1) の座標値を光学式三次元自動動作分析装置 (Vicon Motion Systems 社製, VICOM MX+ システム, T20 カメラ20台, 250Hz) を用いて測定した. 得られた身体分析点の座標値は, 残差分析法 (Wells and Winter, 1980) を用いて遮断周波数 (7.5Hz ~ 12.5Hz) を決定し, 位相ずれのない2次の Butterworth digital filter を用いて平滑化処理を行った.

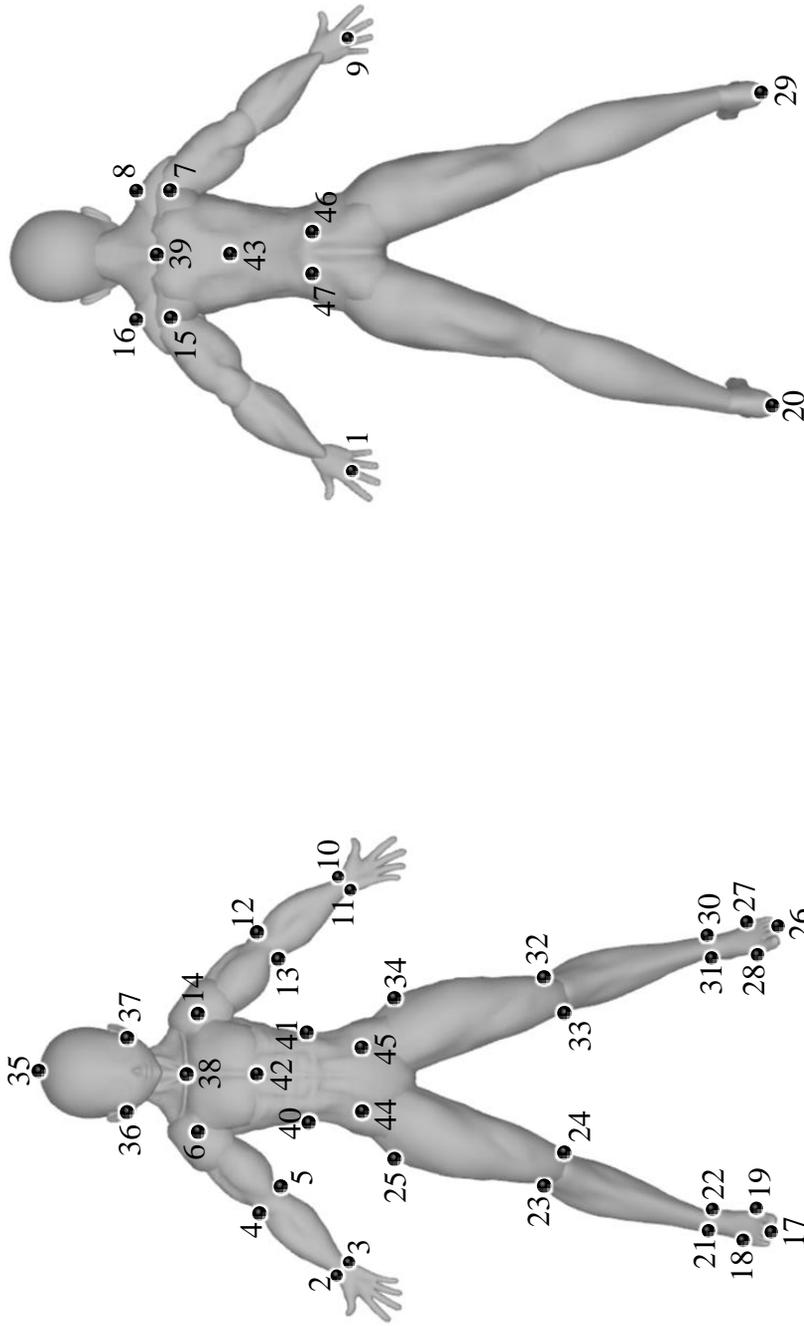
3.1.4 地面反力データの収集

実験1および実験2では, 同時に右脚の足部に作用する地面反力をフォースプラットフォーム (Kistler 社製, 9281A, 9287B, 9281C, 1000Hz) を用いて測定した.

3.1.5 筋電図データの収集

実験2では, 表面筋電図を用いて, 全力疾走中における下肢筋群 (大臀筋, 中臀筋, 大腿二頭筋長頭, 大腿直筋, 大内転筋, 長内転筋, 大腿筋膜張筋, 外側広筋) の筋活動を測定した. 各筋の活動電位は直径4mmのAg-AgCl表面電直を用いて双極導出法により導出した. 電極間の距離は15mmとし, 各筋の最大膨隆部を避けて電極を貼付した. 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, 電極付着部分の角膜の一部を針で剥離した. 導出された活動電位はマルチテレメータシステム (日本光電, WEB-5000) を用いて増幅し, A/D変換後にコンピュータに取り込んだ. 得られた筋電図データは, 2次の Butterworth digital filter を用いてノイズ成分 (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, 2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. また, 得られた1サイクル中の包絡線データの最大値を100%として規格化した.



- | | | |
|-----------------------------------|----------------------------------|-------------------------|
| 1. Right hand | 25. Right trochanterion | 37. Left ear |
| 2. Right wrist lateral side | 26. Left toe | 38. Suprasternale front |
| 3. Right wrist medial side | 27. Left metatarsal lateral side | 39. Suprasternale back |
| 4. Right elbow lateral side | 28. Left metatarsal medial side | 40. Right rib |
| 5. Right elbow medial side | 29. Left heel | 41. Left rib |
| 6. Right shoulder front side | 30. Left ankle lateral side | 42. Xiphiale front |
| 7. Right shoulder back side | 31. Left ankle medial side | 43. Xiphiale back |
| 8. Right acromiale | 32. Left knee lateral side | 44. Right ASIS |
| 9. Left hand | 33. Left knee medial side | 45. Left ASIS |
| 10. Left wrist lateral side | 34. Left trochanterion | 46. Right PSIS |
| 11. Left wrist medial side | 35. Head | 47. Left PSIS |
| 12. Left elbow lateral side | 36. Right ear | |
| 13. Left elbow medial side | | |
| 14. Left shoulder front side | | |
| 15. Left shoulder back side | | |
| 16. Left acromiale | | |
| 17. Right toe | | |
| 18. Right metatarsal lateral side | | |
| 19. Right metatarsal medial side | | |
| 20. Right heel | | |
| 21. Right ankle lateral side | | |
| 22. Right ankle medial side | | |
| 23. Right knee lateral side | | |
| 24. Right knee medial side | | |

Figure 3-1 Landmarks of body

3.2 データ処理および算出項目

本研究では、14の関節により連結された15の剛体リンクモデルによって全身をモデル化した。また、体幹は左右の肋骨下端の中点を体幹仮想関節として、上胴と下胴の2つのセグメントに分けた（Figure 3-2a）。

3.2.1 関節中心

左右の手関節、肘関節、足関節、および膝関節の関節中心は、それぞれの関節の外側と内側に貼付したマーカーの中点とし、肩関節中心は関節の前後に貼付したマーカーの中点とした。また、上胴と頭部を連結する関節を本研究では胸骨上縁と定義した。左右の股関節中心は倉林ほか（2003）が提案した方法を用いて推定した（Figure 3-2b）。

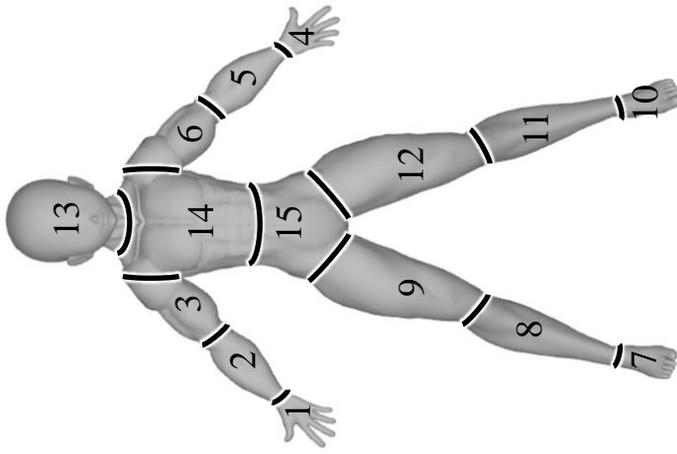
3.2.2 身体セグメントの慣性パラメーター

各身体セグメントの重心位置、質量、慣性モーメント等の慣性パラメーターは、阿江（1996）が提案した推定係数を用いた推定式に被験者の身体セグメントの長さや質量の値を代入することにより、被験者ごとに算出した。また、各セグメントの重心位置を数値微分することにより重心速度および加速度を算出した。

3.2.3 セグメント座標系

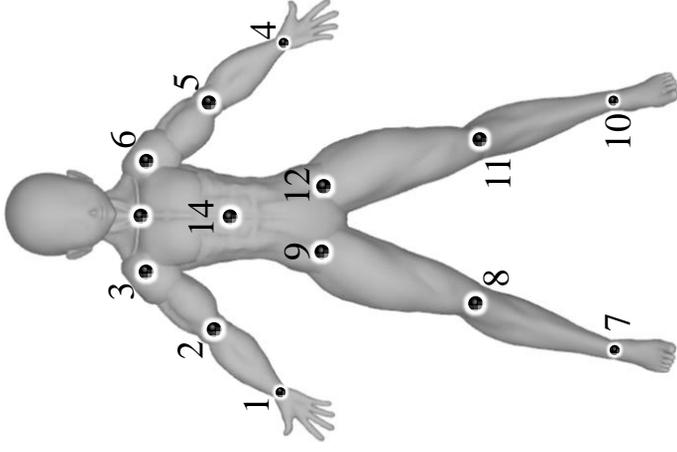
本研究では、剛体リンクモデルの15セグメントについて、長軸に対して、互いが直交する右手系の座標系を設定した（Figure 3-3）。右側の上肢、下肢、頭部、上胴および下腿の座標系について、以下に設定方法を説明し、左側の上肢および下肢についても同様の手順により座標系を設定した。なお、Figure 3-3 に記述してある数字は Figure 3-1 に示したマーカーの番号に対応している。

右手部については、右手部から右手関節中心へ向かう単位ベクトルを z_{Rhand} 軸とし、右



(a) Body segment

1. Right hand
2. Right forearm
3. Right upper arm
4. Left hand
5. Left forearm
6. Left upper arm
7. Right foot
8. Right shank
9. Right thigh
10. Left foot
11. Left shank
12. Left thigh
13. Head
14. Upper trunk
15. Lower trunk



(b) Joint center

1. Right wrist
2. Right elbow
3. Right shoulder
4. Left wrist
5. Left elbow
6. Left shoulder
7. Right ankle
8. Right knee
9. Right hip
10. Left ankle
11. Left knee
12. Left hip
13. Suprasternale
14. Torso

Figure 3-2 Definition of (a) body segment and (b) joint center

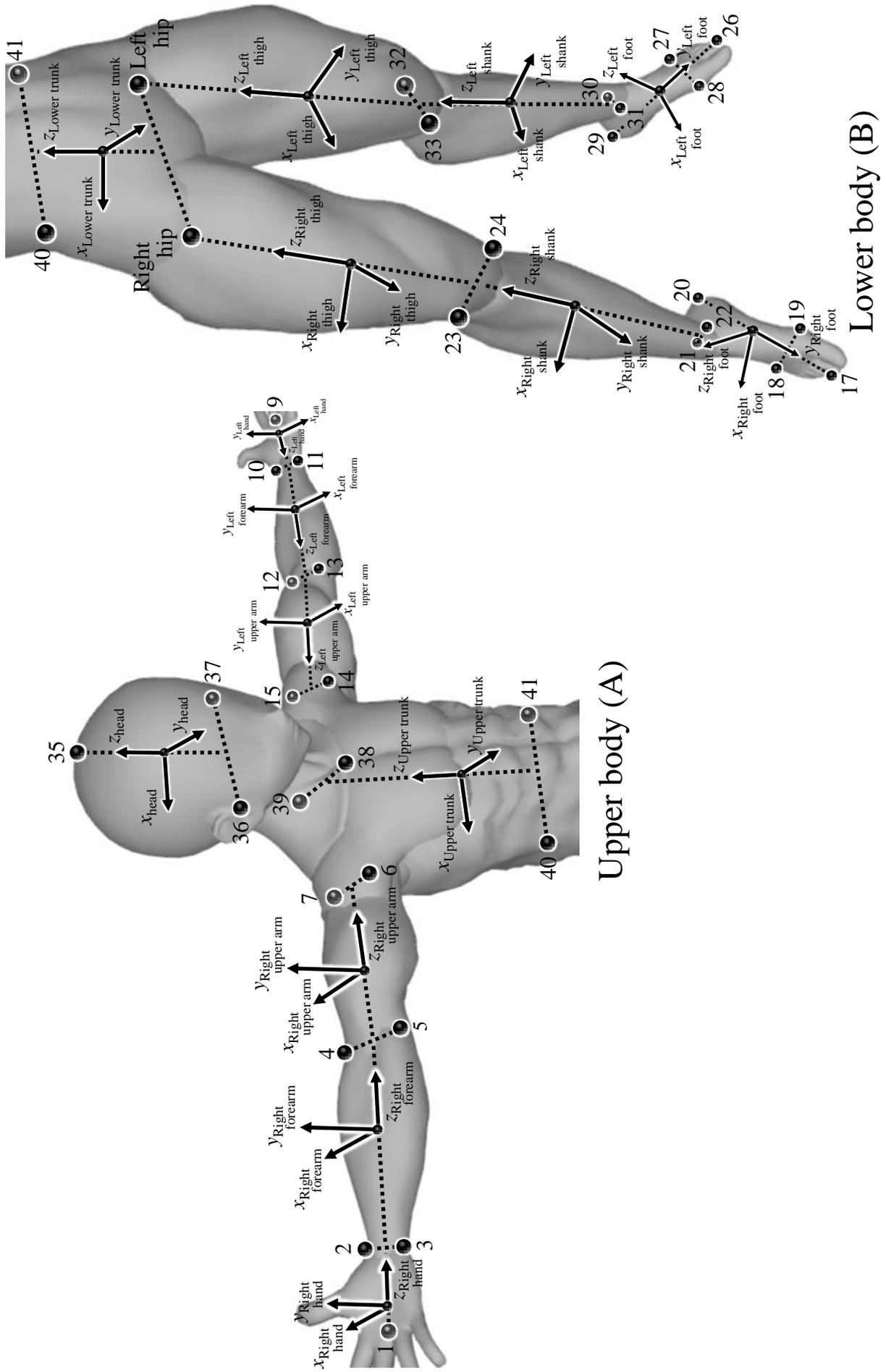


Figure 3-3 Definition of segment coordinate system

手関節内側から右手関節外側へ向かうベクトルを S_{Rhand} 軸とした。さらに、 z_{Rhand} 軸と S_{Rhand} 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを y_{Rhand} 軸、 y_{Rhand} 軸と z_{Rhand} 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを x_{Rhand} 軸とした。そして、 x_{Rhand} 軸、 y_{Rhand} 軸および z_{Rhand} 軸を右手部座標系と定義した。

右前腕については、右手関節中心から右肘関節中心へ向かう単位ベクトルを $z_{Rforearm}$ 軸とし、右手関節内側から右手関節外側へ向かうベクトルを $S_{Rforearm}$ 軸とした。さらに、 $z_{Rforearm}$ 軸と $S_{Rforearm}$ 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを $y_{Rforearm}$ 軸、 $y_{Rforearm}$ 軸と $z_{Rforearm}$ 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを $x_{Rforearm}$ 軸とした。そして、 $x_{Rforearm}$ 軸、 $y_{Rforearm}$ 軸および $z_{Rforearm}$ 軸を右手部座標系と定義した。

右上腕については、右肘関節中心から右肩関節中心へ向かう単位ベクトルを $z_{Rupperarm}$ 軸とし、右肘関節内側から右肘関節外側へ向かうベクトルを $S_{Rupperarm}$ 軸とした。さらに、 $z_{Rupperarm}$ 軸と $S_{Rupperarm}$ 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを $y_{Rupperarm}$ 軸、 $y_{Rupperarm}$ 軸と $z_{Rupperarm}$ 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを $x_{Rupperarm}$ 軸とした。そして、 $x_{Rupperarm}$ 軸、 $y_{Rupperarm}$ 軸および $z_{Rupperarm}$ 軸を右手部座標系と定義した。

右足部については、右踵から右つま先へ向かう単位ベクトルを y_{Rfoot} 軸とし、右第一中足骨骨頭から右第五中足骨骨頭へ向かうベクトルを S_{Rfoot} 軸とした。さらに、 S_{Rfoot} 軸と y_{Rfoot} 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを z_{Rfoot} 軸、 y_{Rfoot} 軸と z_{Rfoot} 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを x_{Rfoot} 軸とした。そして、 x_{Rfoot} 軸、 y_{Rfoot} 軸および z_{Rfoot} 軸を右下腿座標系と定義した。

右下腿については、右足関節中心から右膝関節中心へ向かう単位ベクトルを z_{Rshank} 軸とし、右内踝から右外踝へ向かうベクトルを S_{Rshank} 軸とした。さらに、 z_{Rshank} 軸と S_{Rshank} 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを y_{Rshank} 軸、 y_{Rshank} 軸と z_{Rshank} 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを x_{Rshank} 軸とした。そして、 x_{Rshank} 軸、 y_{Rshank} 軸および z_{Rshank} 軸を右下腿座標系と定義した。

右大腿については、右膝関節中心から右股関節中心へ向かう単位ベクトルを z_{Rthigh} 軸とし、右内側膝関節、右外側膝関節へ向かうベクトルを s_{Rthigh} 軸とした。さらに、 z_{Rthigh} 軸と s_{Rthigh} 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを y_{Rthigh} 軸とし、 y_{Rthigh} 軸と z_{Rthigh} 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを x_{Rthigh} 軸とした。そして、 x_{Rthigh} 軸、 y_{Rthigh} 軸および z_{Rthigh} 軸を右大腿座標系と定義した。

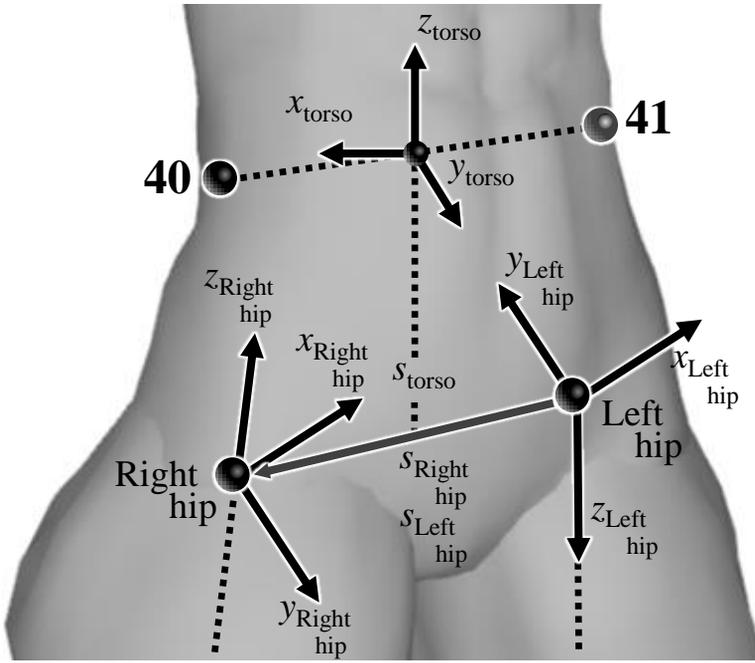
頭部については、左右の耳珠点の midpoint から頭頂へ向かう単位ベクトルを z_{head} 軸とし、左耳珠点と右耳珠点へ向かうベクトルを s_{head} 軸とした。さらに、 z_{head} 軸と s_{head} 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを y_{head} 軸、 y_{head} 軸と z_{head} 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを x_{head} 軸とした。そして、 x_{head} 軸、 y_{head} 軸および z_{head} 軸を頭部座標系と定義した。

上胴については、左右の肋骨下端の midpoint から胸骨上縁へ向かう単位ベクトルを $z_{uppertrunk}$ 軸とし、左肩関節中心から右肩関節中心へ向かうベクトルを $s_{uppertrunk}$ 軸とした。さらに、 $z_{uppertrunk}$ 軸と $s_{uppertrunk}$ 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを $y_{uppertrunk}$ 軸とし、 $y_{uppertrunk}$ 軸と $z_{uppertrunk}$ 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを $x_{uppertrunk}$ 軸とした。そして、 $x_{uppertrunk}$ 軸、 $y_{uppertrunk}$ 軸および $z_{uppertrunk}$ 軸を上胴座標系と定義した。

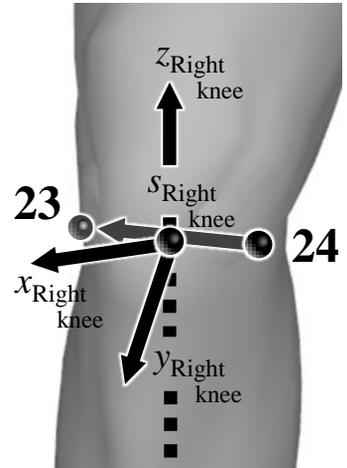
下胴については、左右の股関節中心の midpoint から左右肋骨下端の midpoint へ向かう単位ベクトルを $z_{lowertrunk}$ 軸とし、左肋骨下端から右肋骨下端へ向かうベクトルを $s_{lowertrunk}$ 軸とした。さらに、 $z_{lowertrunk}$ 軸と $s_{lowertrunk}$ 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを $y_{lowertrunk}$ 軸とし、 $y_{lowertrunk}$ 軸と $z_{lowertrunk}$ 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを $x_{lowertrunk}$ 軸とした。そして、 $x_{lowertrunk}$ 軸、 $y_{lowertrunk}$ 軸および $z_{lowertrunk}$ 軸を下胴座標系と定義した。

3.2.4 関節座標系

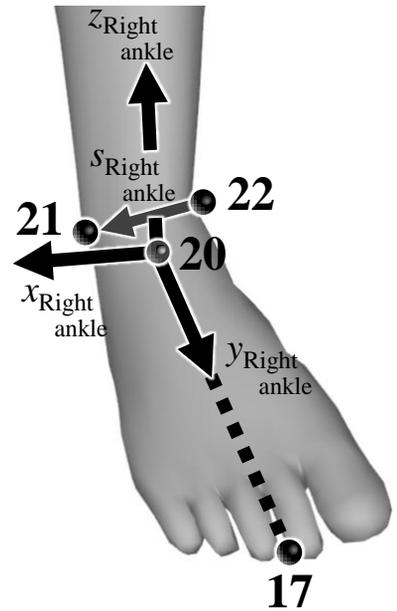
本研究では、右足関節、右膝関節、左右股関節および体幹仮想関節についての関節座標系を以下の方法で設定した (Figure 3-4)。



(a) Right and left hip joint, Torso joint



(b) Right knee joint



(c) Right ankle joint

Figure 3-4 Definition of joint coordinate system

右膝関節座標系については、右足関節中心から右膝関節中心へ向かう単位ベクトルを z_{Rknee} 軸、右膝関節内側から右膝関節外側へ向かうベクトルを s_{Rknee} 軸とした。さらに、 z_{Rknee} 軸と s_{Rknee} 軸の外積によって得られる方向の単位ベクトルを y_{Rknee} 軸とし、 y_{Rknee} 軸と z_{Rknee} 軸の外積によって得られる方向の単位ベクトルを x_{Rknee} 軸とした。そして、 x_{Rknee} 軸、 y_{Rknee} 軸および z_{Rknee} 軸から成る座標系を右膝関節座標系と定義した。また、 x_{Rknee} 軸を屈曲 - 伸展軸、 y_{Rknee} 軸を内反 - 外反軸および z_{Rknee} 軸を内旋 - 外旋軸とした。

右足関節座標系については、右踵から右つま先へ向かう単位ベクトルを y_{Rankle} 軸、右足関節中心から右膝関節中心へ向かう単位ベクトルを s_{Rankle} 軸とした。さらに、 y_{Rankle} 軸と s_{Rankle} 軸の外積によって得られる方向の単位ベクトルを x_{Rankle} 軸とし、 x_{Rankle} 軸と y_{Rankle} 軸の外積によって得られる方向の単位ベクトルを z_{Rankle} 軸とした。また、 x_{Rankle} 軸を底屈 - 背屈軸、 y_{Rankle} 軸を内転 - 外転軸および z_{Rankle} 軸を回内 - 回外軸とした。

右股関節座標系については、まず、右膝関節中心から右股関節中心へ向かう単位ベクトルを z_{Rhip} 軸、左股関節中心から右股関節中心へ向かうベクトルを s_{Rhip} 軸とした。さらに、 z_{Rhip} 軸と s_{Rhip} 軸の外積によって得られる方向の単位ベクトルを y_{Rhip} 軸とし、 y_{Rhip} 軸と z_{Rhip} 軸の外積によって得られる方向の単位ベクトルを x_{Rhip} 軸とした。そして、 x_{Rhip} 軸、 y_{Rhip} 軸および z_{Rhip} 軸から成る座標系を右股関節座標系と定義した。また、 x_{Rhip} 軸を屈曲 - 伸展軸、 y_{Rhip} 軸を内転 - 外転軸および z_{Rhip} 軸を内旋 - 外旋軸とした。

左股関節座標系については、左膝関節中心から左股関節中心へ向かう単位ベクトルを z_{Lhip} 軸、左股関節中心から右股関節中心へ向かうベクトルを s_{Lhip} 軸とした。さらに、 z_{Lhip} 軸と s_{Lhip} 軸の外積によって得られる方向の単位ベクトルを y_{Lhip} 軸とし、 y_{Lhip} 軸と z_{Lhip} 軸の外積によって得られる方向の単位ベクトルを x_{Lhip} 軸とした。そして、 x_{Lhip} 軸、 y_{Lhip} 軸および z_{Lhip} 軸から成る座標系を左股関節座標系と定義した。また、 x_{Lhip} 軸を屈曲 - 伸展軸、 y_{Lhip} 軸を内転 - 外転軸および z_{Lhip} 軸を内旋 - 外旋軸とした。

左右股関節については、伸展、内転、内旋がプラス、屈曲、外転、外旋がマイナスにな

るように符号を定めた。

体幹仮想関節座標系は、まず、左右の股関節中心の midpoint から体幹仮想関節へ向かう単位ベクトルを z_{torso} 軸、左股関節中心から右股関節中心へ向かうベクトルを s_{torso} 軸とした。さらに、 z_{torso} 軸と s_{torso} 軸の外積によって得られる方向の単位ベクトルを y_{torso} 軸とし、 y_{torso} 軸と z_{torso} 軸の外積によって得られる方向の単位ベクトルを x_{torso} 軸とした。そして、 x_{torso} 軸、 y_{torso} 軸および z_{torso} 軸から成る座標系を体幹仮想関節座標系と定義した。また、 x_{torso} 軸を前傾 - 後傾軸、 y_{torso} 軸を拳上 - 下制軸および z_{torso} 軸を前方 - 後方回転軸とし、絶対座標系における関節トルクを各軸に投影したとき、値が正の場合は後傾、下制、前方回転であり、負の場合は前傾、拳上、後方回転である。

なお、関節座標系の軸に投影する前の関節トルクは各関節まわりの筋群が発揮した張力（並進作用）によって発生した力のモーメントの回転作用（以下、関節トルクの総和）である。また、投影後の関節トルクは、各軸まわりに関与している筋群が発揮した張力によって発生した力のモーメントの回転作用である。

3.2.5 セグメントの角速度および角加速度

各セグメントの絶対座標系における角速度は、式（3.1）を用いて、セグメントに設定した移動座標系から算出した（和達，1983）。また、得られた角速度を数値微分することにより角加速度を算出した。

$$\boldsymbol{\omega} = \mathbf{R} \cdot \begin{bmatrix} \mathbf{k} \cdot \frac{d}{dt} \mathbf{j} \\ \mathbf{i} \cdot \frac{d}{dt} \mathbf{k} \\ \mathbf{j} \cdot \frac{d}{dt} \mathbf{i} \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

ここで、 \mathbf{R} は各セグメント座標系における角速度を絶対座標系での角速度に変換するための変換行列である。 \mathbf{i} 、 \mathbf{j} および \mathbf{k} はセグメント座標系の x 、 y および z 軸方向の単位ベクトルを示している。

3.2.6 逆動力学計算

Figure 3-5 は、セグメント*i* に作用している力とトルクのフリーボディダイアグラムを示したものである。あるセグメントについて、並進の運動方程式は式 (3.2)，回転の運動方程式は式 (3.3) で表すことができる。

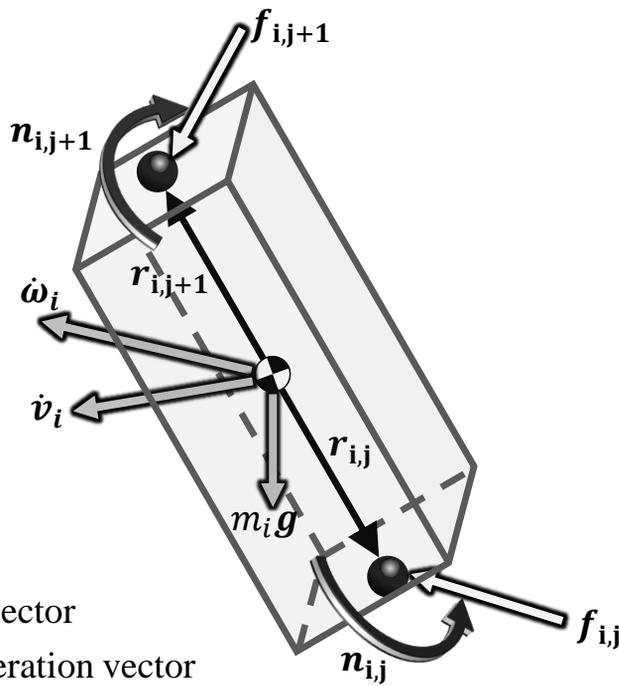
$$m_i \ddot{\mathbf{x}}_i = m_i \mathbf{g} + \mathbf{f}_{ij} + \mathbf{f}_{i,j+1} \quad (3.2)$$

$$\hat{\mathbf{I}}_i \dot{\boldsymbol{\omega}}_i = \boldsymbol{\omega}_i \times (\hat{\mathbf{I}}_i \boldsymbol{\omega}_i) + \mathbf{r}_{ij} \times \mathbf{f}_{ij} + \mathbf{r}_{i,j+1} \times \mathbf{f}_{i,j+1} + \mathbf{n}_{ij} + \mathbf{n}_{i,j+1} \quad (3.3)$$

ここで m_i ， $\hat{\mathbf{I}}_i$ ， \mathbf{x}_i ，および $\boldsymbol{\omega}_i$ は、セグメント*i* の質量、慣性テンソル、重心の位置ベクトルおよび角速度ベクトルをそれぞれ示しており、 \mathbf{f}_{ij} および \mathbf{n}_{ij} は、セグメント*i* に作用している関節*j* の関節力と関節トルクをそれぞれ示している。 \mathbf{g} は重力加速度ベクトル ($\mathbf{g} = [0 \ 0 \ -9.807]^T$) である。また、 \mathbf{r}_{ij} は、セグメント*i* の重心から関節*j* までの位置ベクトルを示している。これらの運動方程式を解くことにより各関節がセグメントに作用させている関節力および関節トルクを算出した。右足関節，右膝関節，左右股関節，および体幹仮想関節について、逆動力学計算によって算出した絶対座標系における関節トルクを上述の移動座標系の各軸に投影した (Figure 3-4)。

3.2.7 局面定義およびデータの規格化

本研究では、フォースプラットフォームに右脚で接地した時点から次の右脚接地までの 1 サイクルを分析対象とし、右脚接地を On，右脚離地を Off，左脚接地を C-On，左脚離地を C-Off とした。また、本研究の分析対象試技は、支持期が 24.8 ± 1.3 コマ，滞空期が 33.8 ± 2.8 コマであったことから，時系列データについては，右脚および左脚の支持期を 100%，滞空期を 140% としてデータを規格化した。なお，関節トルクおよび関節力の値は被験者の体重で規格化した。



- \dot{v} : acceleration vector
- $\dot{\omega}$: angular acceleration vector
- f : joint force vector
- n : joint torque vector
- r : position vector from CG to joint
- g : gravitational acceleration vector
- m : segment mass

Figure 3-5 Free body diagram

第4章 下脛に関与している関節の関節トルクが下脛の動きに及ぼす影響について

4.1 目的

走運動の動作分析、短距離走者における下肢3関節の筋力、および下肢の形態的特性を調べた研究から、股関節の屈曲および伸展の強化が重要であることがわかっている (Dorn et al., 2012; Farrar and Thorland, 1987; 狩野ほか, 1997; Schache et al., 2011; Sugisaki et al., 2011; 渡邊ほか, 2000; 渡邊ほか, 2003; 矢田ほか, 2012)。また、回復期で発揮される股関節屈曲トルクは離地後に脚を素早く前方に引き出し、股関節伸展トルクは身体の前にながった大腿を素早く振り下ろすことにより、ステップ頻度をさせ、疾走速度を高めていると考えられる (Dorn et al., 2012; Schache et al., 2011)。

阿江 (2001) は、離地後に素早く脚を前方に引き出すためには、支持期後半において、支持脚側の股関節を前方に進めるように骨盤を回転させることが重要であると述べている。本研究で用いた剛体リンクモデルの場合では、骨盤は下脛に含まれていることから、骨盤の動きを決定する要因として、下脛に関与している関節の関節トルク、セグメント重心から関節に向かうベクトルと関節力ベクトルのベクトル積で決定する力のモーメント (以下、関節力によるモーメント) およびジャイロモーメントなどのキネティクスの要因が挙げられるが、疾走中において、それらの力学的要因を調べた研究はない。ただし、股関節の関節力によるモーメントについては、支持期後半において、身体に対して支持脚の重心を前方に、遊脚の重心を後方に加速させる必要があるため、下脛に作用している支持脚側の股関節力は後方、遊脚側の股関節力は前方への作用となる。したがって、左右股関節力による鉛直軸まわりのモーメントは支持脚側の股関節を後方に戻す作用を持っていると推測できる。しかし、逆動力学計算によって算出される関節力は、関節が連結した状態で関節トルクを発揮することにより生成される受動的な力である。そこで、ある関節力がどの関節トルクによって生成されているのかを調べるためには、剛体リンクモデルにおけるすべて

の関節トルクが既知の状態において、剛体リンクモデルにおけるセグメントの並進および回転の運動方程式と関節の連結方程式についての連立1次方程式を解く必要がある（小池ほか，2006）．この動力的分析により，関節トルクと関節力との関係を明らかにすることができるため，疾走中の骨盤の動きを決定する力学的な要因を詳細に検討することが可能となる．

以上のことから，最大疾走速度を高めるためには，離地後に脚を素早く引き出す必要があり，さらに，股関節屈曲トルクの発揮を大きくすることや支持期後半あたりで支持脚の股関節を前に進めるような骨盤の回転が重要であると考えられる．しかし，下胴セグメントと大腿セグメントは股関節によって連結していることから，脚を素早く前に引き出すために発揮された股関節トルクが下胴に与えている影響は大きいと考えられる．

そこで，本章では，動力的分析を用いて，股関節トルクが下胴の動きにおよぼす影響を明らかにし，股関節トルクのリカバリー動作に対する機能を検討することを目的とした．

4.2 方法

本章で用いたデータは，実験1より収集したものであり，データの収集および処理方法は，第3章で述べたとおりである．また，関節中心，身体重心および関節トルクなどの算出についても第3章で説明した方法を用いた．以下では，研究課題1で用いた算出項目および算出方法について説明する．

4.2.1 骨盤角度

本研究では，絶対座標系のXY平面における左股関節から右股関節へ向かうベクトルとX軸のなす角度を骨盤角度と定義し（Figure 4-1），骨盤角度の値を時間微分することにより骨盤の角速度および角加速度を算出した．また，角度が増加する場合を前方回転角速度，減少する場合を後方回転角速度とし，前方回転角速度が増加する場合を前方回転角加速度，

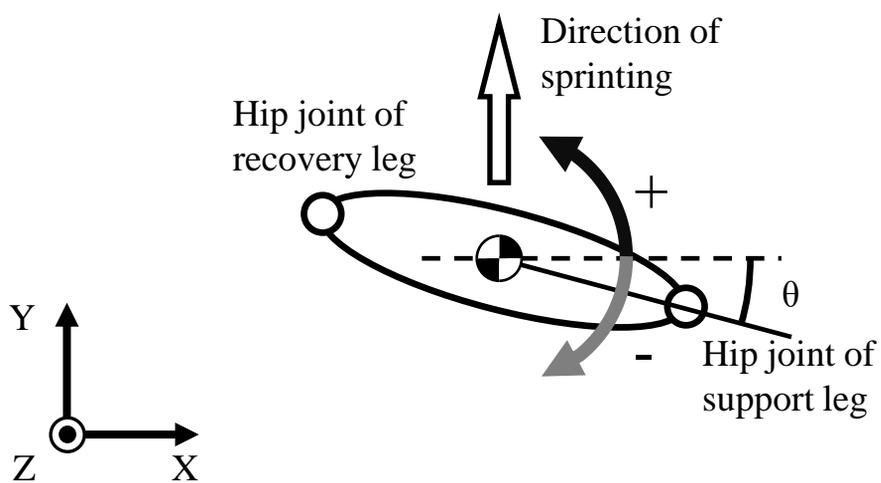


Figure 4-1 Definition of pelvis angle

減小する場合を後方回転角加速度と定義した.

4.2.2 関節力に対する関節トルクの貢献

小池ほか (2006) は, 各セグメントの運動方程式と 2 つのセグメントが関節により互いに連結している幾何学的拘束条件式を連立することにより, 各関節トルクから各セグメントの重心加速度や角加速度を算出し, それを時間積分することにより身体重心速度や角運動量などの評価量と関節トルクとの関係を導いている. また, 系全体の運動方程式を関節力について解くことにより関節力と関節トルクとの関係を導くことができる (小池ほか, 2012). そこで, 本研究では, 以下に示すようにセグメント単体の運動方程式と関節の連結方程式についての連立 1 次方程式を解くことにより関節力に対する関節トルクの動力学的な貢献を定量化する. まず, 式 (3.1) と (3.2) で示した各セグメント単体の並進および回転の運動方程式を行列形式でまとめると, 式 (4.1) のように表すことができる.

$$\begin{bmatrix} \mathbf{M} & \mathbf{0}_{45 \times 45} & \mathbf{c}_r^T \\ \mathbf{0}_{45 \times 45} & \mathbf{I} & \mathbf{c}_\theta^T \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \ddot{\mathbf{X}} \\ \dot{\boldsymbol{\omega}} \\ \mathbf{JF} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{G} \\ \mathbf{N} \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

ただし,

$$\begin{aligned} \ddot{\mathbf{X}} &= [\ddot{x}_1^T \ \cdots \ \ddot{x}_i^T \ \ddot{x}_{15}^T]^T \\ \dot{\boldsymbol{\omega}} &= [\dot{\omega}_1^T \ \cdots \ \dot{\omega}_i^T \ \dot{\omega}_{15}^T]^T \\ \mathbf{JF} &= [\mathbf{j}f_1^T \ \cdots \ \mathbf{j}f_j^T \ \mathbf{j}f_{14}^T \ -\mathbf{g}r\mathbf{f}^T]^T \\ \mathbf{M} &= \begin{bmatrix} m_1 \mathbf{E} & \mathbf{0}_{3 \times 3} & \cdots & \cdots & \mathbf{0}_{3 \times 3} \\ \mathbf{0}_{3 \times 3} & m_2 \mathbf{E} & & & \vdots \\ \vdots & & \ddots & & \vdots \\ \vdots & & & m_i \mathbf{E} & \mathbf{0}_{3 \times 3} \\ \mathbf{0}_{3 \times 3} & \cdots & \cdots & \mathbf{0}_{3 \times 3} & m_{15} \mathbf{E} \end{bmatrix} \\ \mathbf{I} &= \begin{bmatrix} \hat{\mathbf{I}}_1 & \mathbf{0}_{3 \times 3} & \cdots & \cdots & \mathbf{0}_{3 \times 3} \\ \mathbf{0}_{3 \times 3} & \hat{\mathbf{I}}_2 & & & \vdots \\ \vdots & & \ddots & & \vdots \\ \vdots & & & \hat{\mathbf{I}}_i & \mathbf{0}_{3 \times 3} \\ \mathbf{0}_{3 \times 3} & \cdots & \cdots & \mathbf{0}_{3 \times 3} & \hat{\mathbf{I}}_{15} \end{bmatrix} \end{aligned}$$

$$\mathbf{G} = [m_1 \cdot \mathbf{g}^T \quad \cdots \quad m_i \cdot \mathbf{g}^T \quad m_{15} \cdot \mathbf{g}^T]^T$$

$$\mathbf{N} = \begin{bmatrix} \mathbf{n}_{1,1} + \mathbf{n}_{1,2} - \boldsymbol{\omega}_1 \times (\hat{\mathbf{I}}_1 \boldsymbol{\omega}_1) \\ \vdots \\ \mathbf{n}_{i,j} - \boldsymbol{\omega}_i \times (\hat{\mathbf{I}}_i \boldsymbol{\omega}_i) \\ \mathbf{n}_{15,9} + \mathbf{n}_{15,12} + \mathbf{n}_{15,14} - \boldsymbol{\omega}_{15} \times (\hat{\mathbf{I}}_{15} \boldsymbol{\omega}_{15}) \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{c}_\theta = \begin{bmatrix} [\mathbf{r}_{1,1} \times] & -[\mathbf{r}_{2,1} \times] & \mathbf{O}_{3 \times 3} & \cdots & \cdots & \cdots & \mathbf{O}_{3 \times 3} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \mathbf{O}_{3 \times 3} & \cdots & \cdots & \cdots & \cdots & -[\mathbf{r}_{14,14} \times] & [\mathbf{r}_{15,14} \times] \\ \mathbf{O}_{3 \times 3} & \cdots & \mathbf{O}_{3 \times 3} & [\mathbf{r}_{7,\text{cop}} \times] & \mathbf{O}_{3 \times 3} & \cdots & \mathbf{O}_{3 \times 3} \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{c}_r = \begin{bmatrix} -\mathbf{E} & \mathbf{E} & \mathbf{O}_{3 \times 3} & \cdots & \cdots & \cdots & \mathbf{O}_{3 \times 3} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \mathbf{O}_{3 \times 3} & \cdots & \cdots & \cdots & \cdots & \mathbf{E} & -\mathbf{E} \\ \mathbf{O}_{3 \times 3} & \cdots & \mathbf{O}_{3 \times 3} & \mathbf{E} & \mathbf{O}_{3 \times 3} & \cdots & \mathbf{O}_{3 \times 3} \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{E} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

である。ここで、 $\ddot{\mathbf{X}}$ と $\dot{\boldsymbol{\omega}}$ はセグメント*i*の重心加速度と角加速度をまとめた列ベクトル、 \mathbf{JF} は関節*j*の関節力をまとめた列ベクトルである。なお、 \mathbf{grf} は地面反力ベクトルである。 \mathbf{M} と \mathbf{I} はセグメント*i*の質量と慣性テンソルをまとめた行列であり、 \mathbf{E} は3×3の単位行列を示している。 \mathbf{c}_θ^T と \mathbf{c}_r^T は、 \mathbf{JF} に対する係数行列であり、 $[\mathbf{r}_{i,j} \times]$ はセグメント*i*の重心から関節*j*までの位置ベクトルを用いた外積行列を示している。したがって、 \mathbf{c}_θ^T はセグメント重心まわりに作用している関節力によるモーメントを計算するための係数行列になる。 \mathbf{G} はセグメント*i*に作用している重力をまとめた列ベクトルである。 \mathbf{N} は各セグメントに作用している関節トルクとジャイロモーメントをまとめた列ベクトルであり、 $\mathbf{n}_{i,j}$ は、セグメント*i*に作用している関節*j*が発揮したトルクを示している。すなわち、下腿に作用している膝関節トルクは $\mathbf{n}_{8,8}$ 、大腿に作用している膝関節トルクは $\mathbf{n}_{9,8}$ と表し、作用反作用の関係から $\mathbf{n}_{8,8} = -\mathbf{n}_{9,8}$ となる。また、 $\boldsymbol{\omega}_i \times (\hat{\mathbf{I}}_i \boldsymbol{\omega}_i)$ はセグメント*i*に作用しているジャイロモーメントを示している。ここで、 $\mathbf{O}_{n \times m}$ はn×mのゼロ行列である。

Figure 4-2 に示すように、隣り合うセグメントは関節で連結されているため、2つのセグ

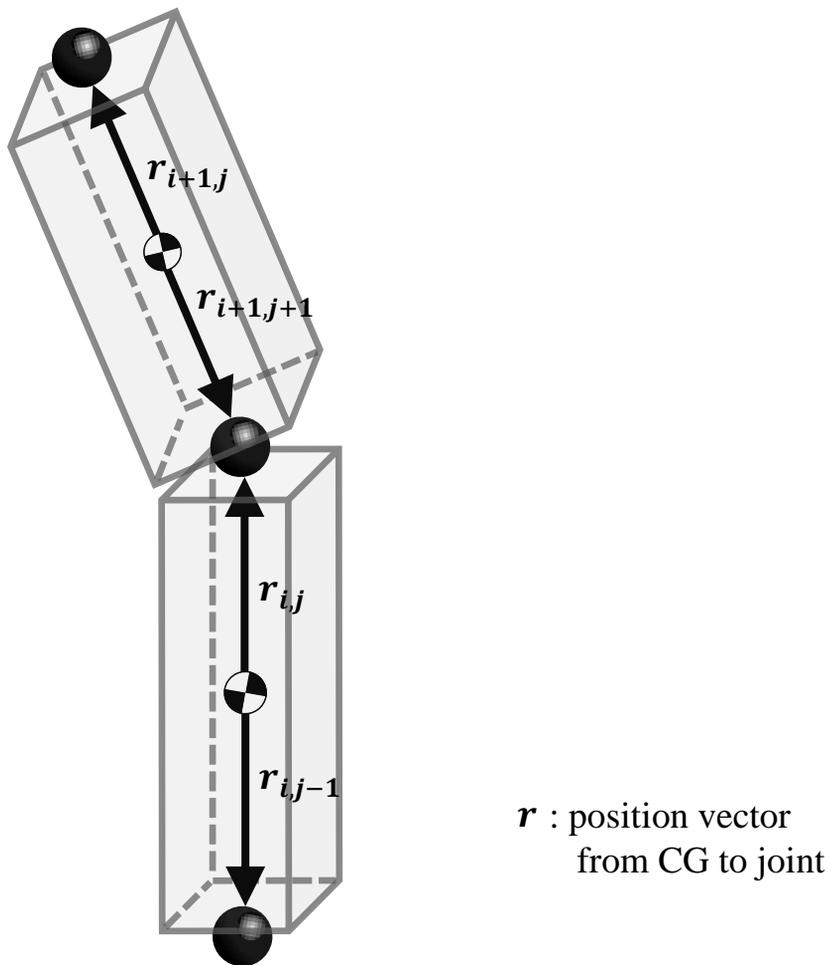


Figure 4-2 A schematic representation of the connecting point between segments

メントが1つの関節で連結されている部分の位置の関係は式(4.2)のようになる。

$$\mathbf{x}_i + \mathbf{r}_{i,j} = \mathbf{x}_{i+1} + \mathbf{r}_{i+1,j} \quad (4.2)$$

ここで、 \mathbf{x}_i はセグメント*i*の重心の位置ベクトル、 $\mathbf{r}_{i,j}$ はセグメント*i*の重心から関節*j*までの位置ベクトルを示している。また、式(4.2)を1回微分すると式(4.3)のようになる。

$$\dot{\mathbf{x}}_i + \boldsymbol{\omega}_i \times \mathbf{r}_{i,j} = \dot{\mathbf{x}}_{i+1} + \boldsymbol{\omega}_{i+1} \times \mathbf{r}_{i+1,j} \quad (4.3)$$

ここで、 $\dot{\mathbf{x}}_i$ はセグメント*i*の重心の速度ベクトル、 $\boldsymbol{\omega}_i$ はセグメント*i*の角速度ベクトルを示している。さらに式(4.3)を1回微分すると式(4.4)のようになる(Marshall et al., 1985)。

$$\begin{aligned} \ddot{\mathbf{x}}_i + \dot{\boldsymbol{\omega}}_i \times \mathbf{r}_{i,j} + \boldsymbol{\omega}_i \times (\boldsymbol{\omega}_i \times \mathbf{r}_{i,j}) = \\ \ddot{\mathbf{x}}_{i+1} + \dot{\boldsymbol{\omega}}_{i+1} \times \mathbf{r}_{i+1,j} + \boldsymbol{\omega}_{i+1} \times (\boldsymbol{\omega}_{i+1} \times \mathbf{r}_{i+1,j}) \end{aligned} \quad (4.4)$$

ここで、 $\ddot{\mathbf{x}}_i$ はセグメント*i*の重心の加速度ベクトル、 $\dot{\boldsymbol{\omega}}_i$ はセグメント*i*の角加速度ベクトルを示している。また、支持脚足部と地面の連結方程式は式(4.5)で表すことができる。

$$\ddot{\mathbf{x}}_7 + \dot{\boldsymbol{\omega}}_7 \times \mathbf{r}_{7,\text{cop}} + \boldsymbol{\omega}_7 \times (\boldsymbol{\omega}_7 \times \mathbf{r}_{7,\text{cop}}) = \mathbf{Acc}_{\text{cop}} \quad (4.5)$$

ここで、 $\mathbf{Acc}_{\text{cop}}$ は地面反力の作用点の加速度ベクトルである。

そこで、関節の連結方程式および足部と地面の連結方程式である式(4.4)、(4.5)を行列形式にまとめると式(4.6)のよう表わすことができる。

$$[\mathbf{C}_r \quad \mathbf{C}_\theta] \cdot \begin{bmatrix} \ddot{\mathbf{X}} \\ \dot{\boldsymbol{\omega}} \end{bmatrix} = [\mathbf{Cen. Acc}_{\text{etc}}] \quad (4.6)$$

ただし、

$$\mathbf{Cen. Acc}_{\text{etc}} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{\omega}_1 \times (\boldsymbol{\omega}_1 \times \mathbf{r}_{1,1}) - \boldsymbol{\omega}_2 \times (\boldsymbol{\omega}_2 \times \mathbf{r}_{2,1}) \\ \vdots \\ \boldsymbol{\omega}_i \times (\boldsymbol{\omega}_i \times \mathbf{r}_{i,j}) - \boldsymbol{\omega}_{i-1} \times (\boldsymbol{\omega}_{i-1} \times \mathbf{r}_{i-1,j}) \\ \boldsymbol{\omega}_{15} \times (\boldsymbol{\omega}_{15} \times \mathbf{r}_{15,14}) - \boldsymbol{\omega}_{14} \times (\boldsymbol{\omega}_{14} \times \mathbf{r}_{14,14}) \\ \ddot{\mathbf{x}}_{\text{cop}} - \boldsymbol{\omega}_7 \times (\boldsymbol{\omega}_7 \times \mathbf{r}_{7,\text{cop}}) \end{bmatrix}$$

である。ここで、 $\mathbf{Cen. Acc}_{\text{etc}}$ は、各関節における連結方程式の求心加速度成分をまとめた行列である。

運動方程式を行列形式でまとめた式(4.1)と関節の連結方程式を行列形式でまとめた式(4.6)について、連立1次方程式としてまとめると式(4.7)のようにならわすことができ

る (清水ほか, 2007).

$$\begin{bmatrix} M & \mathbf{0}_{45 \times 45} & \mathbf{c}_r^T \\ \mathbf{0}_{45 \times 45} & I & \mathbf{c}_\theta^T \\ \mathbf{c}_r & \mathbf{c}_\theta & \mathbf{0}_{45 \times 45} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \ddot{X} \\ \dot{\omega} \\ JF \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} G \\ N \\ \text{Cen. Acc. etc} \end{bmatrix} \quad (4.7)$$

式 (4.7) の係数行列の逆行列を両辺に乗じることにより関節力に対する各関節トルクの動力学的な貢献を算出した。

本研究では、阿江 (1996) が提案した推定式を用いて身体部分の慣性特性を決定している。そのため、フォースプレートを用いて測定した地面反力の値は、剛体リンクモデルにおける各セグメントの慣性力成分と重力成分を足し合わせた値とは一致せず、各セグメントにおける角運動量の 1 回微分値を合計した値は、圧力中心から身体重心までのベクトルと地面反力ベクトルを外積した値とフリーモーメントの値を足し合わせたものと一致しない。これらの並進および回転成分における力の不一致は、各被験者について、実際の慣性パラメーターと推定した慣性パラメーターの違いなどによっておこる誤差成分と考えることができる。そこで、本研究では、この誤差成分を相殺するような並進成分と回転成分の力が頭頂部に作用しているものとして、これらの力から関節力を算出し、得られた関節力を慣性パラメーターの誤差成分とした。また、貼付したマーカーから算出した関節中心の位置と実際の関節中心の位置は異なっているため、各身体部分の長さは時々刻々と変化する。身体部分の長さ変化によって発生する加速度成分から算出した関節力をセグメントの伸縮による誤差成分とした。

左右股関節および体幹仮想関節による関節トルクが下胴に作用させた正味のモーメントは、式 (4.8) から得ることができる。

$$\begin{aligned} N_{15,j,k} = & JT_{15,j,k} + r_{15,12} \times JF_{15,12,j,k} \\ & + r_{15,9} \times JF_{15,9,j,k} + r_{15,14} \times JF_{15,14,j,k} \end{aligned} \quad (4.8)$$

ここで、 $N_{i,j,k}$ は、関節 j の k 軸まわりの関節トルクがセグメント i に作用させた正味のモーメントを示しており、 $N_{15,j,k}$ は、関節 j の k 軸まわりの関節トルクが下胴セグメントに作用さ

せた正味のモーメントである。 $JT_{i,j,k}$ は、セグメント i に作用している関節 j の k 軸まわりのトルクを示しており、 $JT_{15,j,k}$ は、下胴セグメントに作用している関節 j の k 軸まわりのトルクである。 $JF_{i,n,j,k}$ は、セグメント i に作用している関節 j における k 軸まわりの関節トルクによって生成されている関節 n の関節力を示しており、 $JF_{15,n,j,k}$ は下胴セグメントに作用している関節 j における k 軸まわりの関節トルクによって生成されている関節 n の関節力である。 $r_{i,j}$ は、セグメント i の重心から関節 j に向かう位置ベクトルを示し、 $r_{15,j}$ は、下胴セグメント重心から関節 j に向かう位置ベクトルである。 なお、 k 軸について、 $k = 1$ は、関節座標系における x 軸を、 $k = 2$ は y 軸を、 $k = 3$ は z 軸を示している。

4.2.3 統計処理

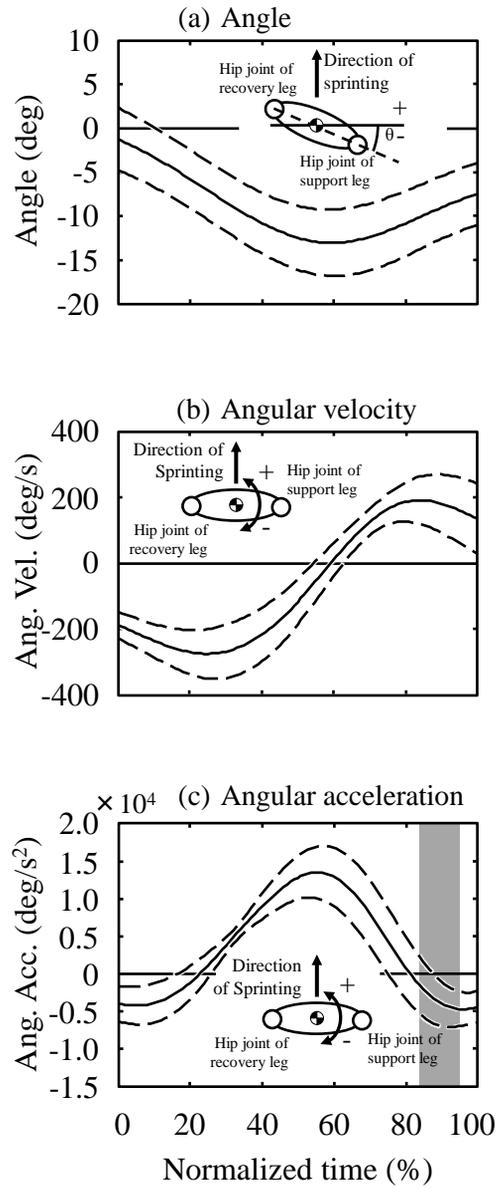
疾走速度との関係を見るためにピアソンの積率相関件数を算出した。有意水準を $p < 0.05$ 、有意傾向を $p < 0.10$ とした。

4.3 結果

分析区間について、全被験者の疾走速度の平均は $9.24 \pm 0.33 \text{m/s}$ であった。

4.3.1 骨盤角度

Figure 4-3 は、支持期における骨盤角度、角速度および角加速度について全被験者の平均変化パターンとその標準偏差を示している。骨盤角度について、接地時の平均値は -1.2 ± 3.6 度であり、規格化時間 60% までは骨盤は後方回転し、それ以降、骨盤は前方回転しており、離地時の骨盤角度の平均値は -7.4 ± 3.6 度であった。また、規格化時間 80% 以降、角加速度は負の値を示しており、前方回転の角速度が減少していた。さらに、規格化時間 85~96% において、前方回転の減速が小さい被験者ほど疾走速度が高い傾向 ($p < 0.10$) がみられた。なお、Figure 4-3 の各加速度のグラフに示している灰色の部分は、疾走速度と



Moderate significant correlation between running velocity and angular acceleration ($p < 0.01$).
 ——— Mean - - - - ±SD

Figure 4-3 Average pattern of (a) angle, (b) angular velocity and (c) angular acceleration of the pelvis

有意傾向がみられた範囲を示している。また、Figure 4-5~4-9 のグラフの灰色の部分は、骨盤の角加速度が負の値になった範囲（規格化時間 80~100%）を示している。

Figure 4-4 は、支持期後半における骨盤角加速度の負のピーク値と疾走速度の関係を示しており、値が大きい被験者ほど疾走速度が高い傾向がみられた ($p<0.10$)。

4.3.2 1 サイクルにおける右脚股関節の関節トルク

Figure 4-5 は、1 サイクルにおける右脚股関節の関節トルクの平均パターンとその標準偏差を示している。股関節屈曲-伸展軸まわりについて、支持期後半から回復期前半では、股関節屈曲トルクを發揮し、回復期後半では股関節伸展トルクを發揮していた (Figure 4-5-a)。股関節内転-外転軸まわりについて、接地から支持期後半までは外転トルクを發揮し、離地前後において内転トルクを發揮していた (Figure 4-5-b)。また、股関節内旋-外旋軸まわりについて、支持期中は股関節内旋トルクを發揮していたが、屈曲-伸展軸および内転-外転軸まわりのトルクの大きさと比べると常に小さい値で推移していた (Figure 4-5-c)。

4.3.2 左右股関節および体幹仮想関節の関節トルクの鉛直軸成分

Figure 4-6 は、支持期中の下洞に作用している左右股関節および体幹仮想関節における関節トルクの鉛直軸成分 (Z 軸成分) について、全被験者の平均変化パターンとその標準偏差を示している。

各関節が下洞に發揮した関節トルクの総和について、支持脚股関節のトルクは支持期後半において、体幹仮想関節のトルクは支持期中間から離地までにおいて、骨盤を前方回転させる作用を持っていた (Figure 4-6-a, -c)。また、遊脚の股関節トルクは支持期後半において、骨盤を後方回転させる作用を持っていた (Figure 4-6-b)。

各関節トルクの詳細をみると、支持脚股関節では、支持期後半において、股関節内転-

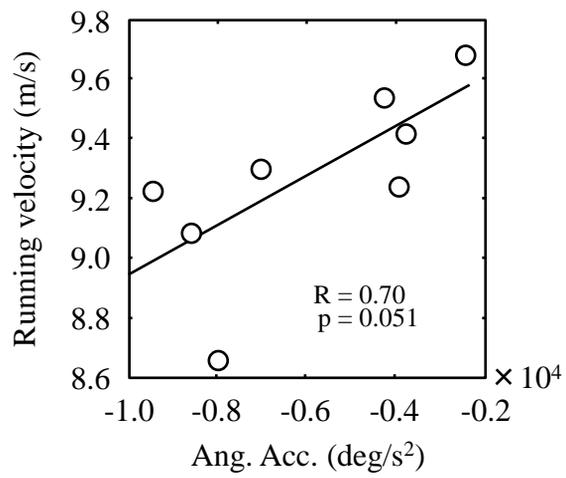


Figure 4-4 Relationship between running velocity and angular acceleration of the pelvis

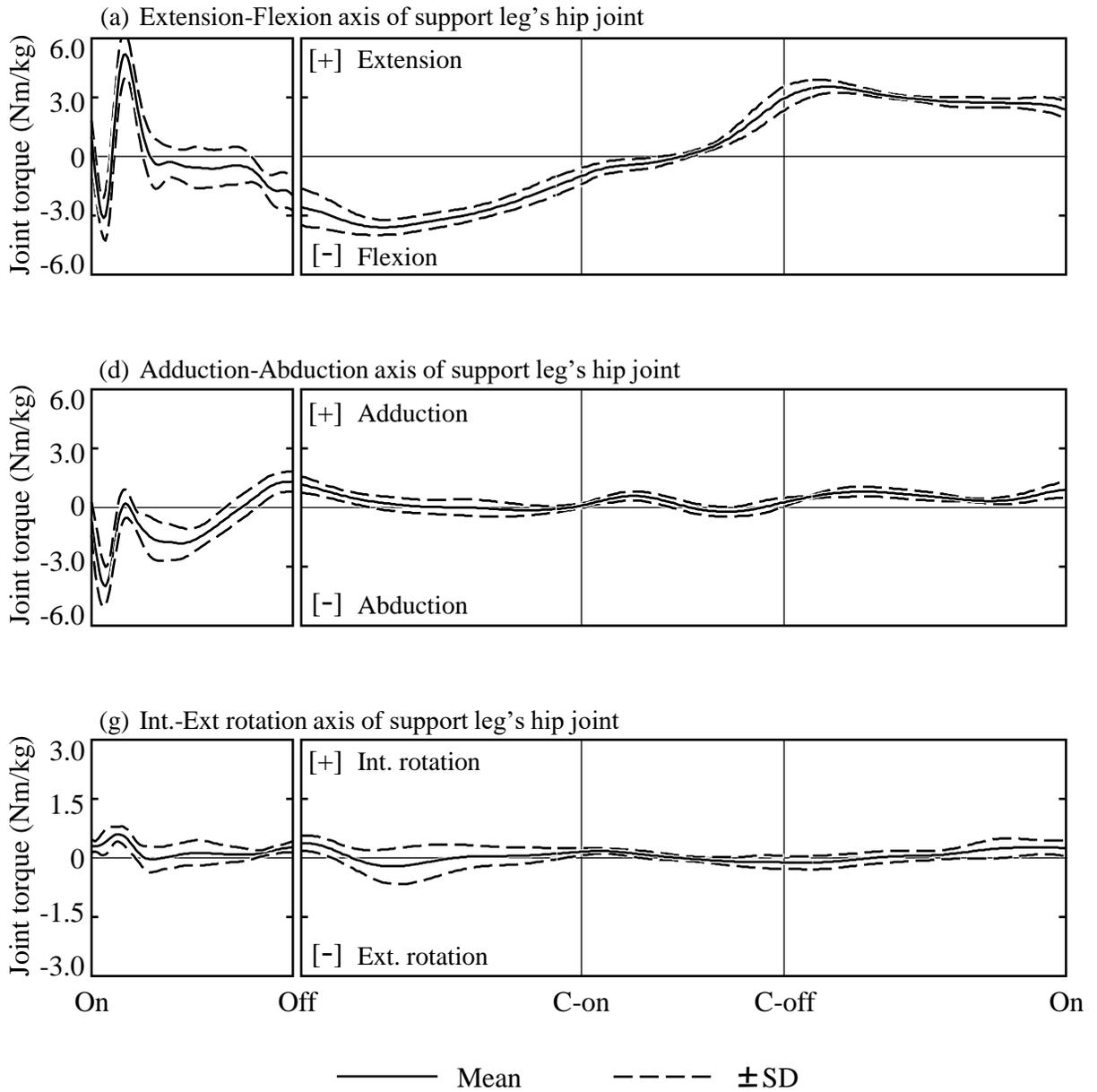


Figure 4-5 Averaged pattern of joint torque across the full stride cycle for the right hip joint

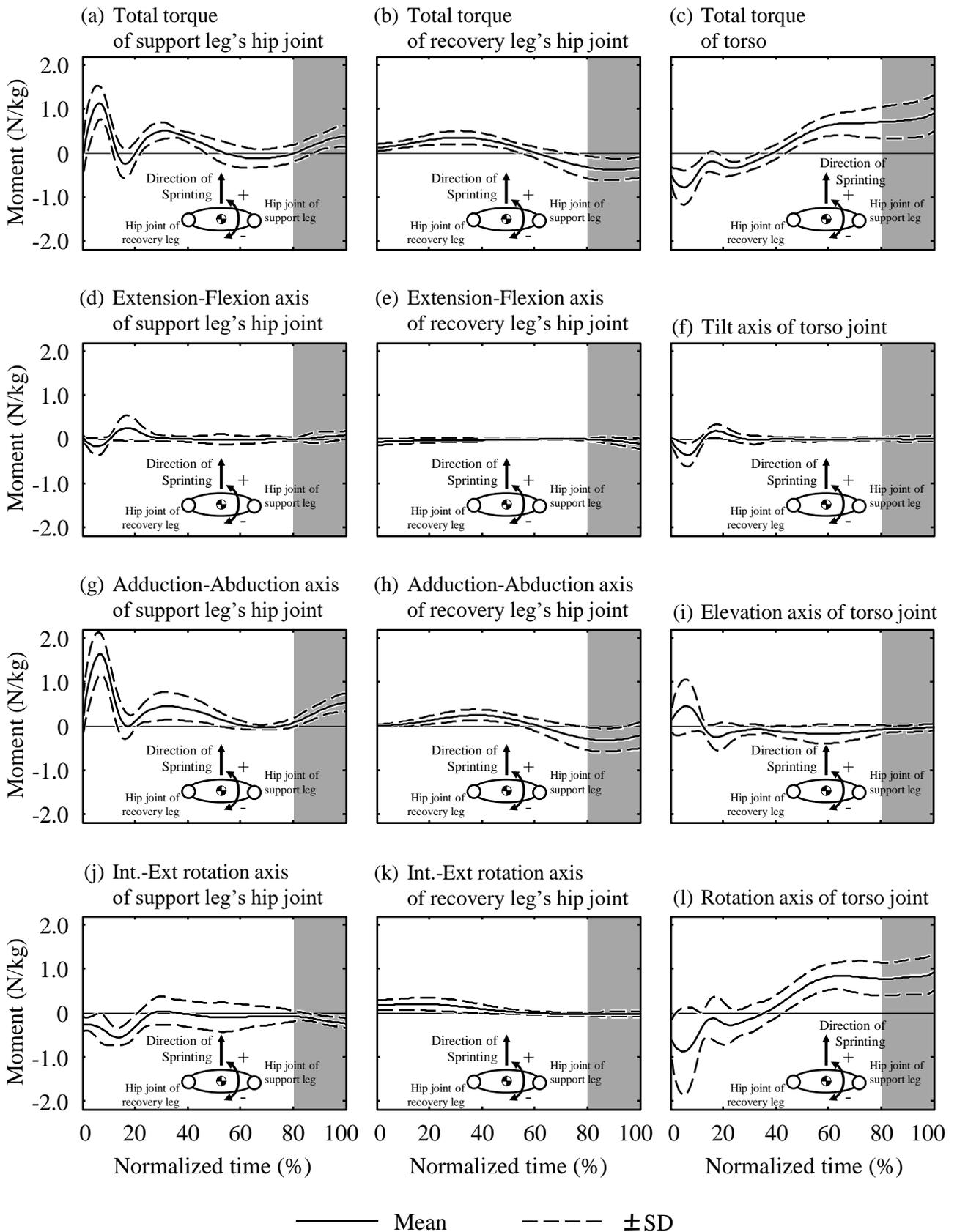


Figure 4-6 Joint torques about Z-axis component acting on lower trunk

外転軸の変化パターンが股関節トルクの総和の変化パターンと類似していた (Figure 4-6-g). 一方, 支持期後半における屈曲-伸展軸, 内旋-外旋軸の値は, 内転-外転軸の値と比べると小さかった (Figure 4-6-d, -j). 体幹仮想関節では, 支持期中盤から離地までにおいて, 前方-後方回転軸 (下胴セグメントの長軸) の変化パターンが, 関節トルクの総和の変化パターンと類似していた (Figure 4-6-l). 一方, 挙上-下制軸, 前傾-後傾軸の値は小さかった (Figure 4-6-f, -i). また, 遊脚股関節では, 支持期後半において, 股関節内転-外転軸の変化パターンが関節トルクの総和の変化パターンと類似していた (Figure 4-6-h). 一方, 屈曲-伸展軸および内旋-外旋軸の値は小さかった (Figure 4-6-e, -k).

4.3.3 左右股関節および体幹仮想関節の関節力によるモーメント

Figure 4-7 は, 支持期中の下胴に作用している左右股関節および体幹仮想関節における関節力によるモーメントの鉛直軸成分について全被験者の平均変化パターンとその標準偏差を示している. また, 鉛直軸まわりの関節力によるモーメントは左右軸 (X 軸) および前後軸 (Y 軸) 成分の関節力によって生成されているため, これら 2 つの軸の成分によって発生するモーメントを示している (Figure 4-7-d~i). 支持期後半において, 左右股関節の関節力によるモーメントは骨盤を後方回転させるモーメントを下胴に作用させていた (Figure 4-7-a, -b). また, これらモーメントは, 前後軸成分によって生成されていた (Figure 4-7-g, -h). なお, 体幹仮想関節については, 常に低い値で推移していた (Figure 4-7-e).

4.3.4 左右股関節および体幹仮想関節の関節トルク

Figure 4-8 は, 左右股関節および体幹仮想関節について, 絶対座標系における関節トルクの総和を関節座標系の各軸に投影した値の平均変化パターンとその標準偏差を示している. 支持脚股関節は, 支持期後半において, 股関節屈曲トルク, 股関節内転トルクおよび

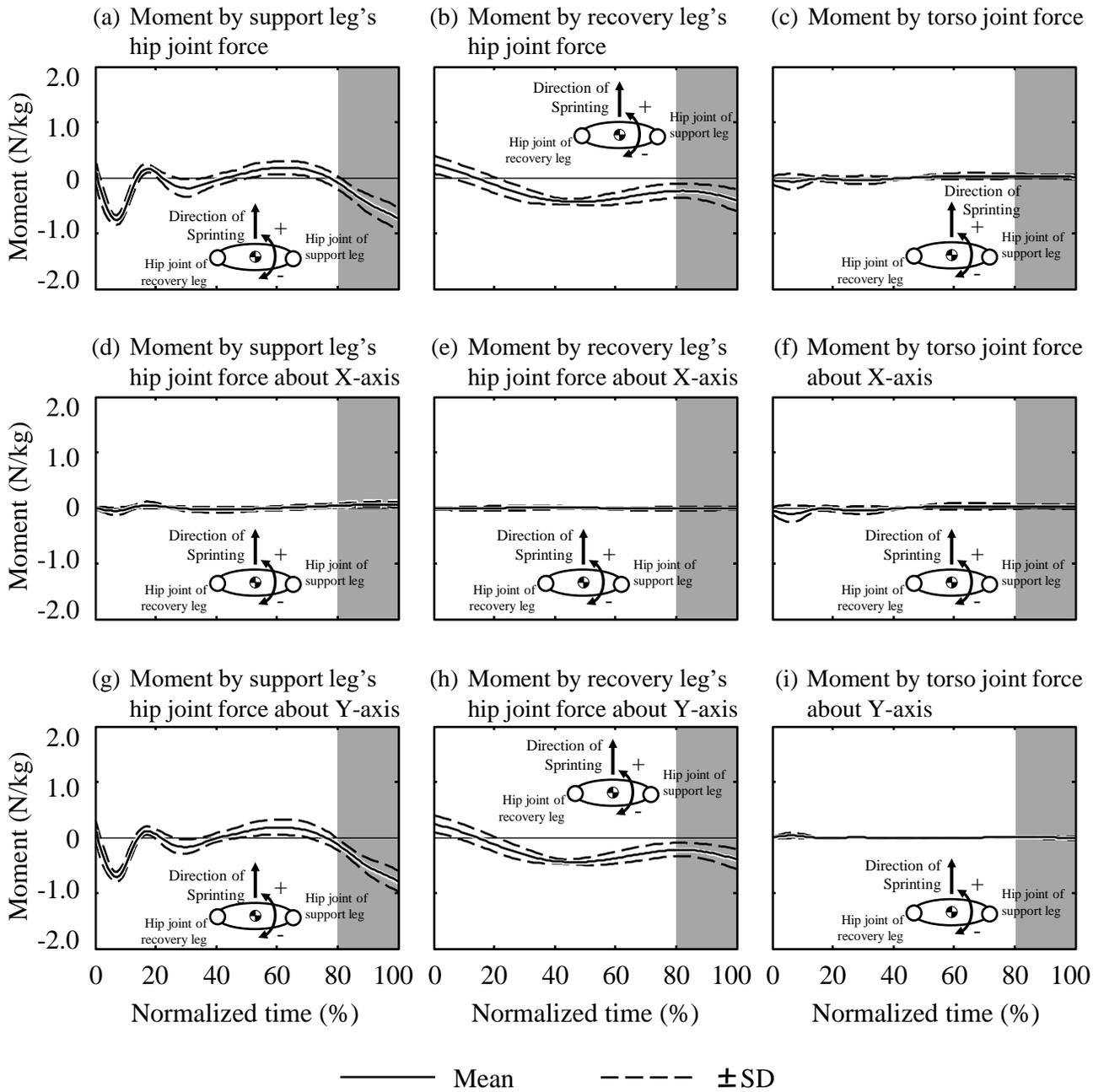


Figure 4-7 Z-axis component of moment caused by joint force

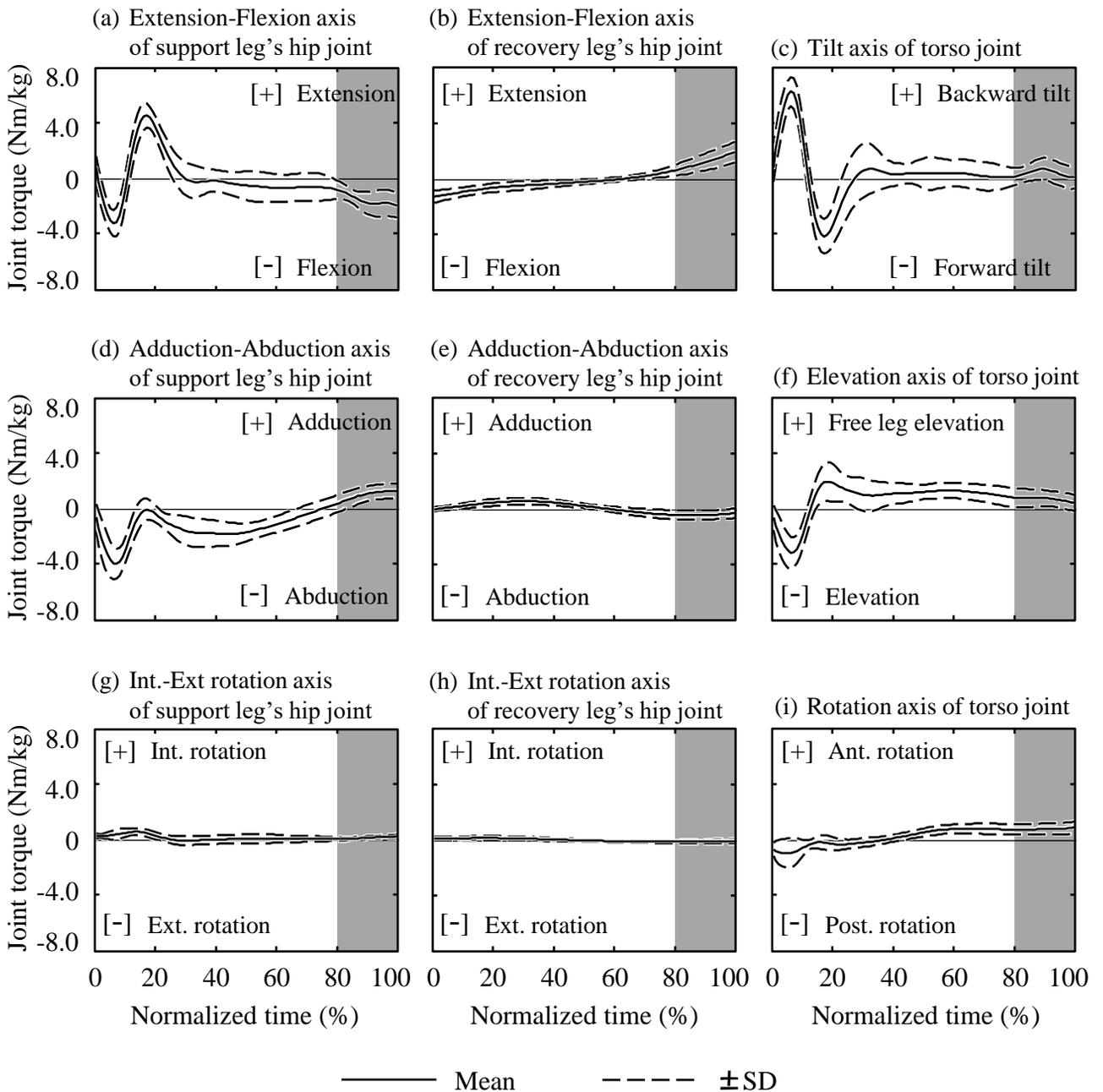


Figure 4-8 Averaged pattern of joint torques during support phase

股関節内旋トルクを発揮していた (figure 4-8-a, -d, -g). また, 股関節内旋トルクの値はほかの2つのトルクと比べると小さかった (figure 4-8-g). 遊脚股関節では, 股関節伸展トルクを発揮していた (figure 4-8-b). また, 内転-外転軸および内旋-外旋軸については, それぞれ外転トルク, 外旋トルクを発揮していたが, その値は小さかった (figure 4-8-e, -h). 体幹仮想関節では, 支持期後半において, 前傾-後傾軸は骨盤を後傾させるトルク, 挙上-下制軸は遊脚側の股関節を挙上させるトルク, そして前方-後方回転軸は, 前方回転トルクを発揮していた (figure 4-8-c, -f, -i).

4.3.5 左右股関節力の前後成分に対する動力的な貢献

Figure 4-9 および Figure 4-10 は, 接地 (On) から逆脚接地 (C-on) までにおける右股関節および左股関節の関節力に対するセグメントの伸縮による誤差, 慣性パラメーターの誤差, 運動依存成分 (求心加速度成分とコリオリ加速度成分), および剛体リンクモデルの全関節の関節トルクの動力的な貢献をそれぞれ示している. 左右股関節について, 運動依存成分, セグメントの伸縮, および慣性パラメーターの誤差によって発生した関節力は小さく (Figure 4-9-c, d, e, Figure 4-10-c, d, e), 関節トルクによって発生した関節力が大きかった (Figure 4-9-b, Figure 4-10-b).

Figure 4-11 は, 支持期中の支持脚股関節における関節力の前後成分に対する左右股関節および体幹仮想関節の関節トルクの動力的な貢献について, 全被験者の平均変化パターンとその標準偏差を示している. 支持期後半において, 特に貢献が大きかった関節トルクは, 支持脚股関節の屈曲-伸展軸および内転-外転軸まわりの関節トルク (Figure 4-11-b, e), 遊脚股関節の屈曲-伸展軸まわりの関節トルク (Figure 4-11-c), そして体幹仮想関節の前方-後方回転軸まわりの関節トルクであった (Figure 4-11-j).

Figure 4-12 は, 支持期中の遊脚股関節における関節力の前後軸成分に対する左右股関節および体幹仮想関節の関節トルクの動力的な貢献について, 全被験者の平均変化パタ

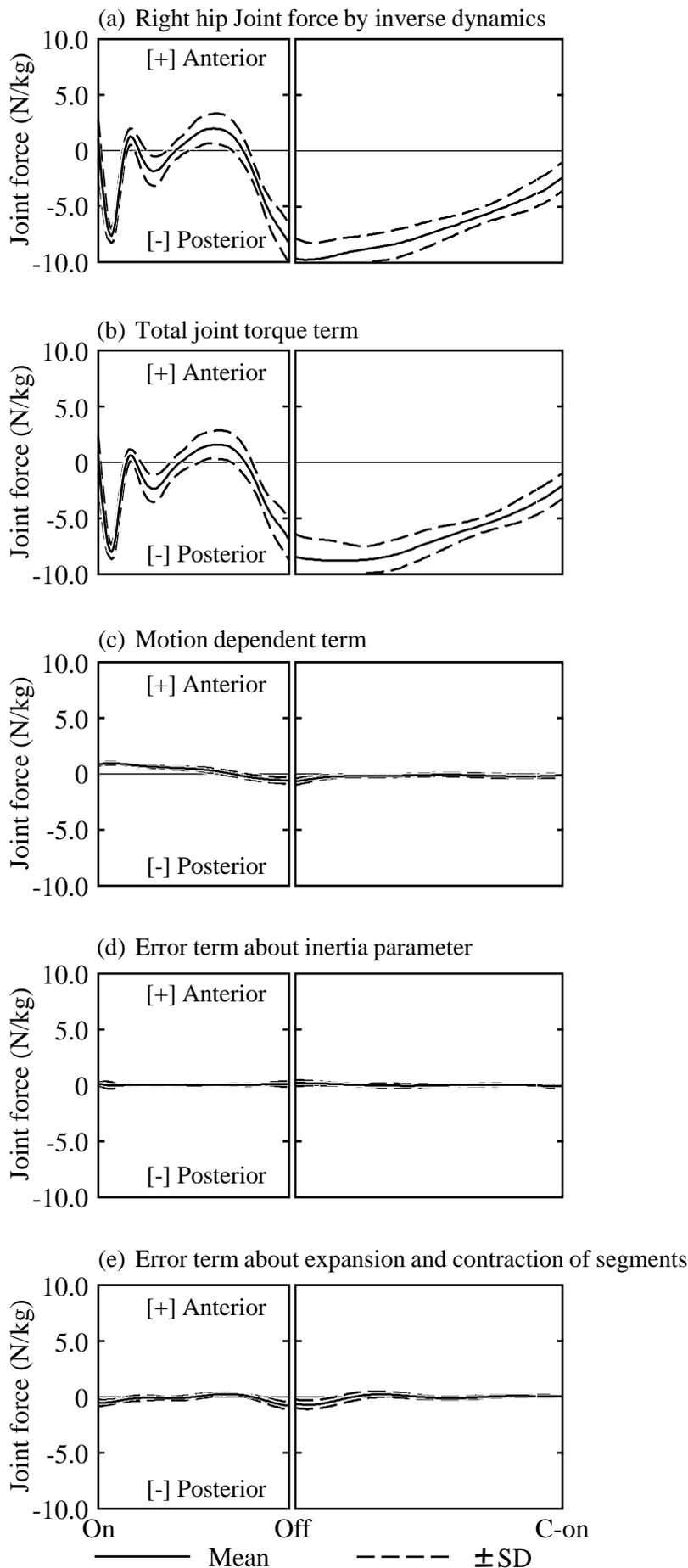


Figure 4-9 Right hip joint force acting on the lower trunk along Y-axis by total joint torque, motion dependent term, and error term

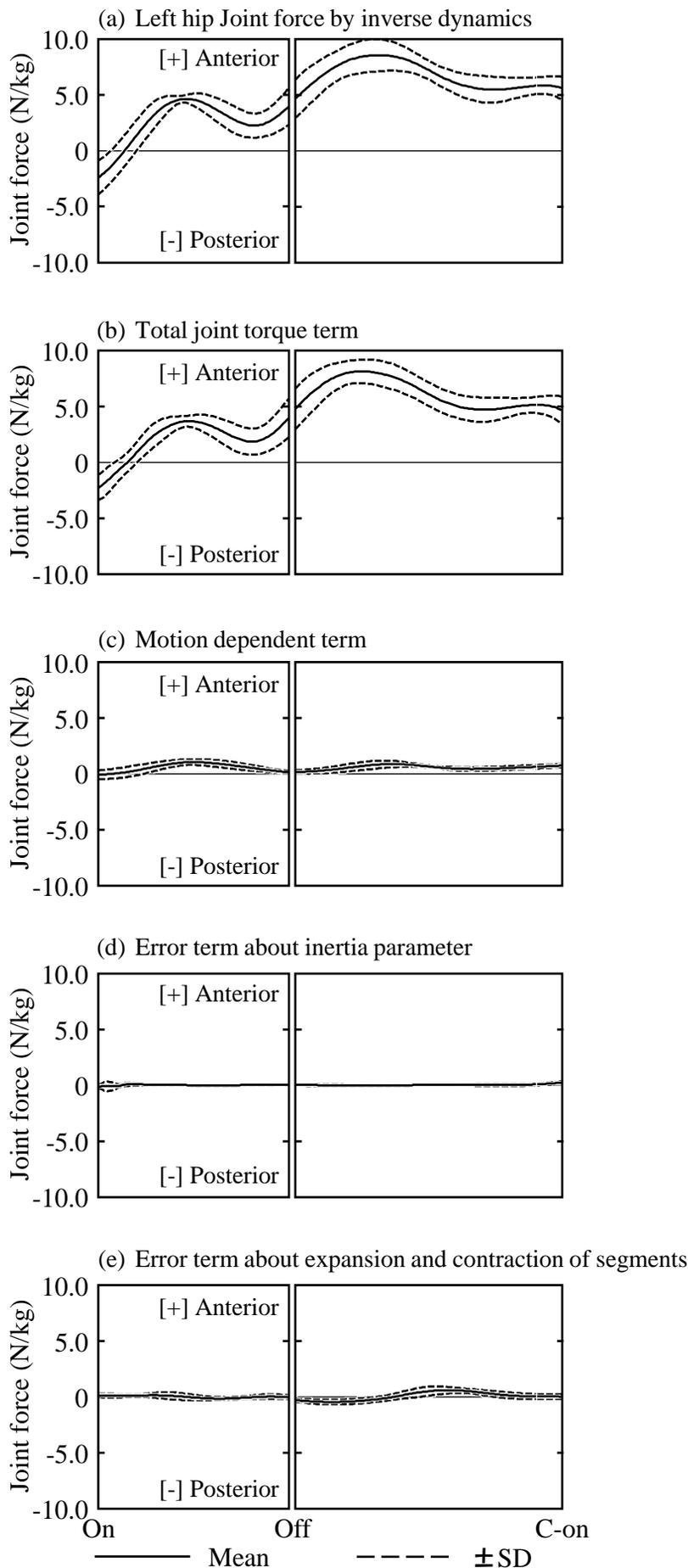


Figure 4-10 Left hip joint force acting on the lower trunk along Y-axis by total joint torque, motion dependent term, and error term

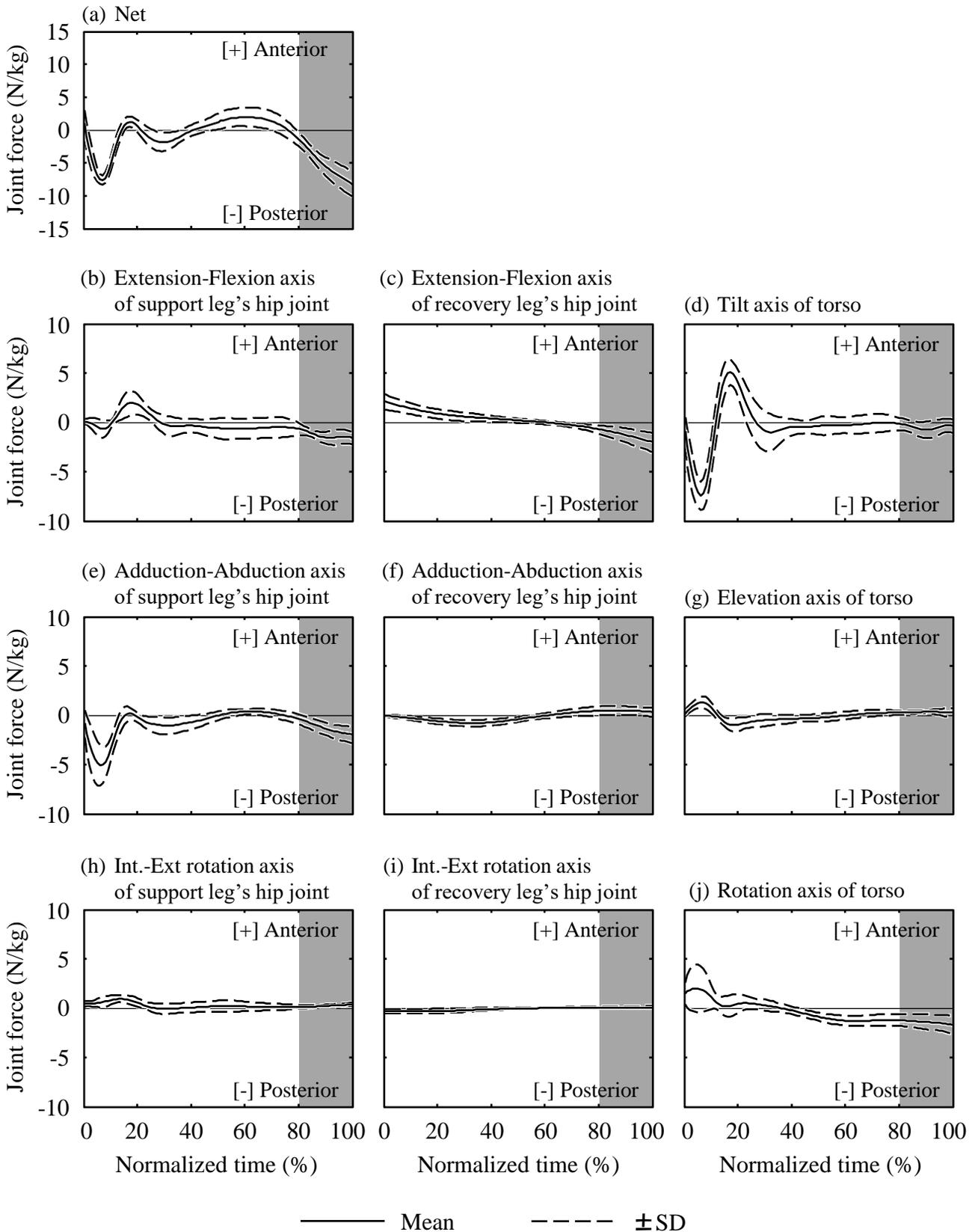


Figure 4-11

Contribution of right hip joint force acting on the lower trunk along Y-axis by the joint torque of right hip, left hip, and torso joints

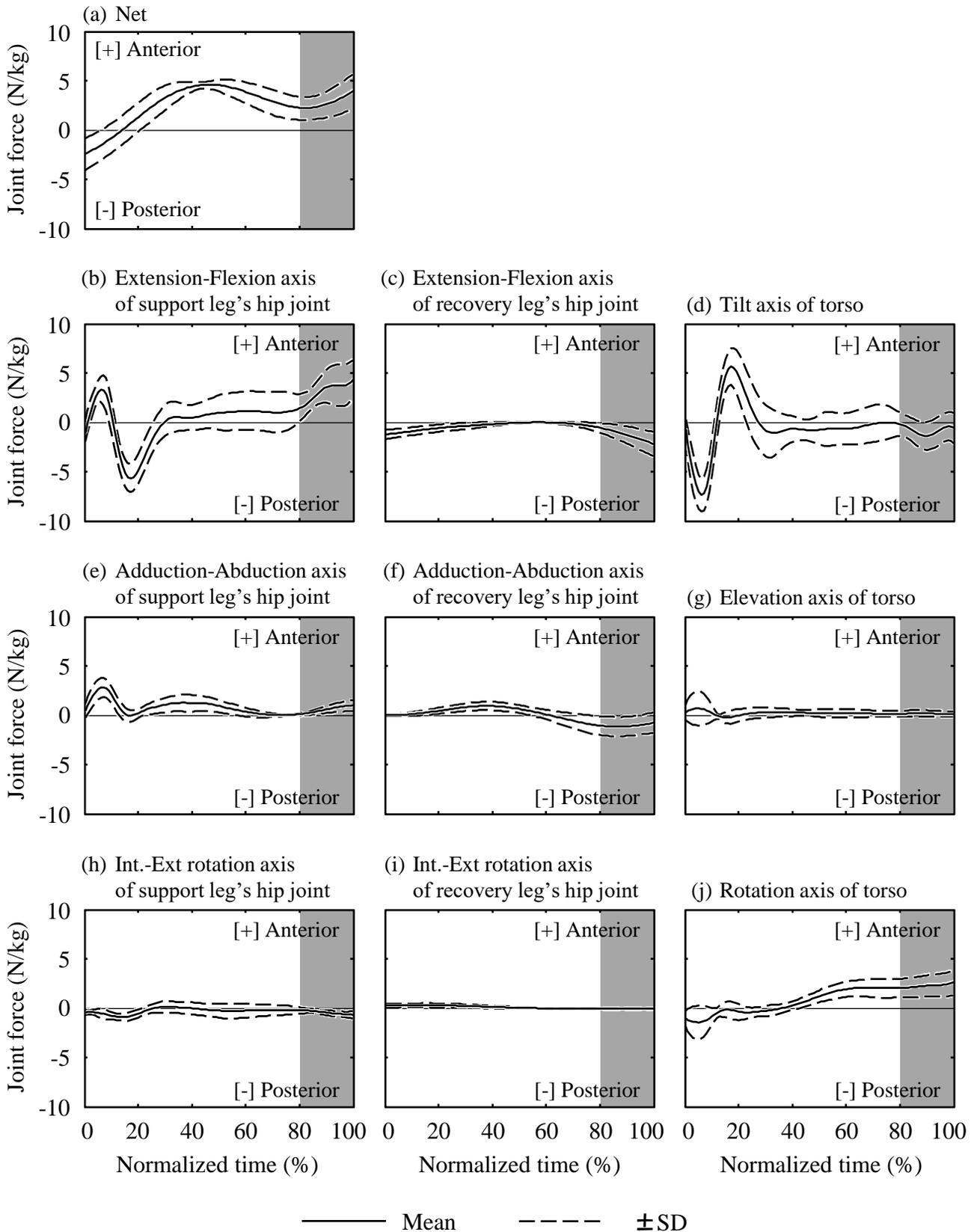


Figure 4-12

Contribution of left hip joint force acting on the lower trunk along Y-axis by the joint torque of right hip, left hip, and torso joints

ーンとその標準偏差を示している。支持期後半において、特に貢献が大きかった関節トルクは、支持脚股関節の屈曲-伸展軸、および体幹仮想関節の前方-後方回転軸まわりの関節トルクであった (Figure 4-12-b, -j)。一方、遊脚股関節の屈曲-伸展軸および内転-外転軸まわりの関節トルクは、遊脚の股関節力に対して反対向きの関節力を生成していた (Figure 4-12-c, -f)。

4.3.6 左右股関節および体幹仮想関節の関節トルクによる正味のモーメント

Figure 4-13 は、左右股関節および体幹仮想関節の関節トルクが下胴に作用させた正味のモーメントについて、全被験者の平均変化パターンとその標準偏差を示している。支持期後半において、支持脚股関節の屈曲-伸展軸まわりの関節トルクは骨盤に対して、後方回転を起こすモーメントを下胴に作用していた (Figure 4-13-a)。一方、支持脚股関節の内転-外転軸まわりの関節トルクは支持期後半において、体幹仮想関節の前方-後方回転軸まわりのトルクは支持期中間から離地までにおいて、骨盤に前方回転を起こすモーメントが下胴に作用していた (Figure 4-13-d, -i)。

4.4 考察

4.4.1 骨盤角度について

走速度に関わらず、支持期中の水平面における骨盤の動きは、支持期中間まで支持脚側の股関節に対して遊脚側の股関節が前に進み (骨盤の後方回転)、それ以降は遊脚側の股関節に対して支持脚側の股関節が前に進むこと (骨盤の前方回転) が明らかになっている (松尾, 2006; Novacheck, 1998; Saunders et al., 2005)。また、支持期中盤以降に骨盤を前方回転させることにより、脚が後方に流れるのを抑え、逆脚接地時に地面反力のブレーキ成分が過度に大きくなるのを防いでいると考えられている (松尾, 2006; Novacheck, 1998; Saunders et al., 2005)。本研究における骨盤角度はこれらの先行研究と類似したパターン

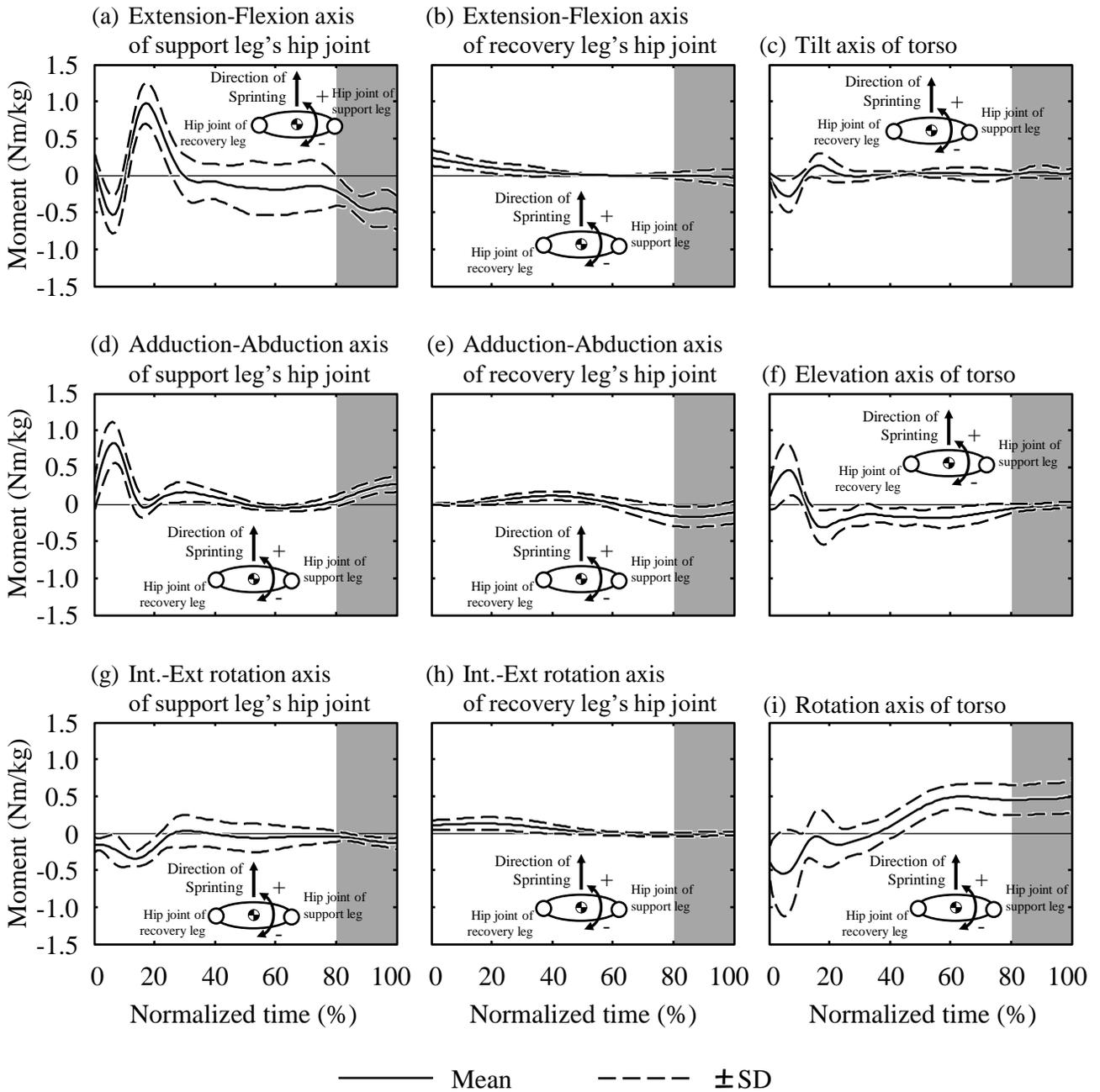


Figure 4-13 Net moment by joint torque acting on lower trunk

を示していた (Figure 4-3-a). 規格化時間 40%以降において, 体幹仮想関節によるトルクは, 骨盤を前方回転させる作用を持っており (Figure 4-5-c), 規格化時間 50%以降で見られた骨盤の前方回転の角速度は (Figure 4-3-c), 体幹仮想関節によるトルクの影響が大きかったと考えられる. また, 支持期後半 (80%~100%) では前方回転の角速度が減速しており (Figure 4-3-b), 規格化時間 85~96%の間では, その減速が小さい被験者ほど疾走速度が高い傾向 ($P<0.10$) がみられ (Figure 4-3-c), 減速の角加速度のピーク値が小さい被験者ほど疾走速度が高い傾向がみられた (Figure 4-4). 阿江 (2001) は, 世界一流スプリンターは離地瞬間から股関節力パワーによって大腿に流入する力学的エネルギーが大きく, これにより脚を素早く前方へ引き出していることを明らかにしている. また, その結果から阿江 (2001) は, 股関節力パワーは股関節速度と股関節力の内積によって決定するため, 離地前から股関節を前方に引き出すような骨盤の回転により股関節力や股関節の速度を前方向に大きくする必要があると述べている. さらに, 世界一流スプリンターと日本一流スプリンターを比較した場合, 世界一流スプリンターは離地以降の股関節力パワーのピーク値は, 日本一流スプリンターより小さいが, 離地瞬間の股関節力パワーが大きいいため脚の引出しが速いと報告している. 本研究においても, 支持期後半において骨盤の前方回転の減速が小さい被験者ほど疾走速度が高い傾向がみられたことから, 骨盤の角加速度を決定する下脛に作用している関節トルクや関節力によるモーメントを明らかにすることは, スプリント能力向上のための知見を得るうえで重要である.

4.4.2 1 サイクルにおける股関節トルクのパターンについて

Scheche et al. (2011) は, 最大疾走速度局面の走動作 ($8.95 \pm 0.70 \text{m/s}$) の三次元分析を行い, 1 サイクルにおける股関節トルクのパターンを示している. Scheche et al. (2011) の報告から, 股関節屈曲-伸展軸まわりの股関節トルクのパターンは, 支持期後半から股関節屈曲トルクの発揮が増加し, 離地後に最大 ($-4.30 \pm 0.87 \text{Nm/kg}$) なり, 遊脚期 (離地か

ら 2 回目の接地まで区間) のほぼ中間時点から股関節伸展トルクを發揮し、逆足 (左足) 離地後に最大 ($4.18 \pm 1.26 \text{Nm/kg}$) になることがわかっている。また、股関節内転-外転軸まわりの股関節トルクについては、支持期中は股関節外転トルクを發揮し、離地前後において股関節内転トルクを發揮していることが明らかになっている (Scheche et al., 2011)。本研究においても、股関節の屈曲-伸展軸および内転-外転軸まわりの関節トルクのパターンは Scheche et al. (2011) が報告したパターンと類似しており (Figure 4-5-a, -b)、股関節屈曲トルクの最大値は $-3.81 \pm 0.41 \text{Nm/kg}$ 、股関節伸展トルクの最大値は $3.62 \pm 0.27 \text{Nm/kg}$ であったことから、本研究の被験者は、短距離走者が全力疾走するための一般的なトルク發揮を行っていたと推測できる。

4.4.3 関節トルクと関節力によるモーメントについて

左右股関節および体幹仮想関節によるトルクが骨盤の動きに与える影響について検討するためには、関節トルクだけではなく、関節力によるモーメントの作用も同時に検討する必要がある。

支持期後半において、体幹仮想関節と支持脚の股関節による関節トルクは骨盤を前方回転させ (Figure 4-6-a, -c)、左右の股関節力によるモーメントは骨盤を後方回転させる作用を有していた (Figure 4-7-a, -b)。また、支持脚の股関節については、内転-外転軸まわりのトルクが骨盤を前方回転させるように作用しており、屈曲-伸展軸、内旋-外旋軸まわりのトルクの影響は小さかった (Figure 4-6-d, -g, -j)。さらに、支持期後半において、支持脚の股関節は内転トルクを發揮していた (Figure 4-8-d)。以上のことから、支持期後半では、股関節内転トルクが主に骨盤を前方回転させていたといえる。このような結果がみられた理由には以下の 2 つが考えられる。1 つ目として、支持期後半では、大腿が後方に伸展した姿勢であったため、股関節内転-外転軸が下向きになり、鉛直軸成分を持っていたことが挙げられる (Figure 4-14)。2 つ目の理由として、支持期後半において發揮された

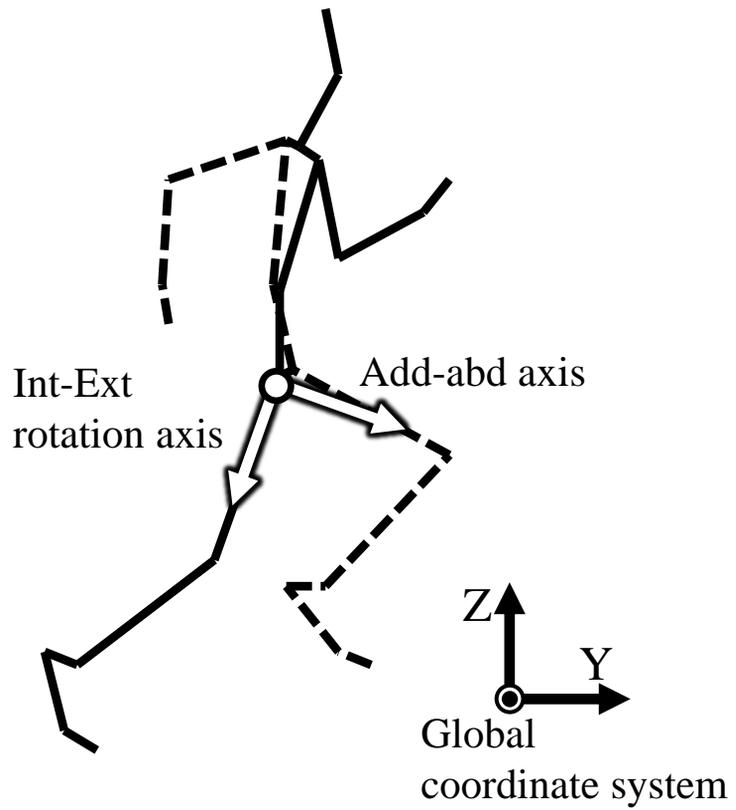


Figure 4-14 A schematic representation of the right hip joint coordinate system during later support phase

支持脚の股関節内転トルクの大きさが挙げられる。内旋-外旋軸と内転-外転軸の向きを比べると、内旋-外旋軸の方が鉛直軸成分に対する影響が大きい可能性があるが (Figure 4-14), 支持期後半に発揮された股関節内旋トルクと股関節内転トルクの大きさを比較すると股関節内転トルクの方が明らかに大きい (Figure 4-8-d, -g)。そのため、支持脚の股関節内転トルクは、鉛直軸成分に対する影響が大きかったと考えられる。

体幹仮想関節について検討すると、前方-後方回転軸のトルク (下胴の長軸まわりのトルク) が骨盤を前方回転 (下胴に作用している静止座標系の鉛直軸まわり回転成分) させていた (Figure 4-6-1)。また、支持期後半では、体幹仮想関節は前方回転トルクを発揮しており (Figure 4-8-i), このトルクが骨盤を前方回転させていたといえる。前方-後方回転軸は左右股関節の midpoint から体幹仮想関節へ向かうベクトルであり、1 サイクルを通して、ほぼ鉛直軸方向を向いていたため、上記の結果になったと考えられる (Figure 4-15)。

以上のことから、支持期後半では、体幹仮想関節の前方回転トルク、支持脚の股関節内転トルクが骨盤を前方回転させていたことが明らかになった。一方、関節力によるモーメントは骨盤を後方回転させる作用を持っていたが、関節力は関節トルクによって生成される受動的な成分であるため、別途詳細に検討する必要がある。

4.4.4 関節力に対する関節トルクの貢献について

支持期後半において、左右の股関節力は骨盤を後方回転させており (Figure 4-7-a, -b), また、これらの関節力によるモーメントの大半は、左右股関節力の前後軸成分によって生成されていた (Figure 4-7-g, -h)。支持期後半では、進行方向に対して、支持脚の重心は前に加速、遊脚の重心は後ろに減速させる必要があるため、股関節力の前後軸成分の影響が大きかったと考えられる。そこで、左右股関節および体幹仮想関節について、どの関節トルクが左右の股関節力の前後軸成分を生成していたのかを動力学的分析を用いて明らかにした。まず、Figure 4-9, 10 は、セグメントの伸縮および慣性パラメーターの誤差成分、

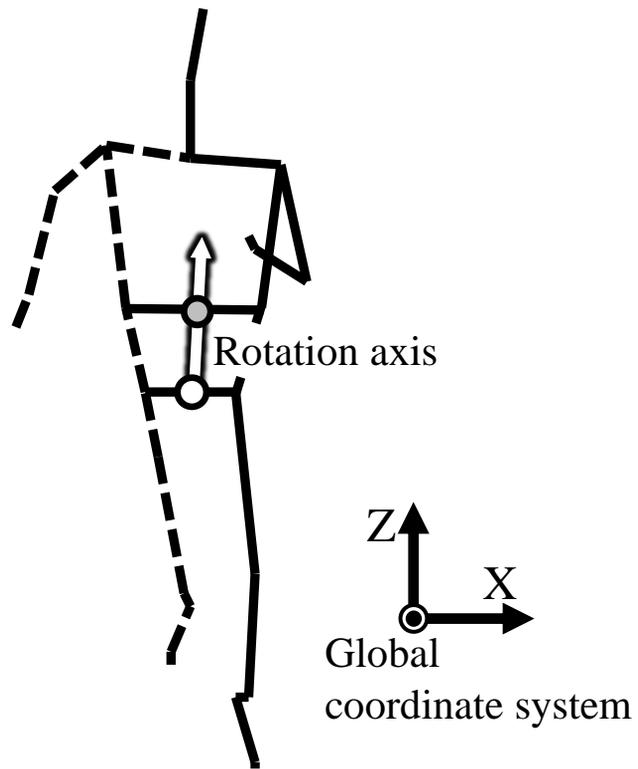


Figure 4-15 A schematic representation of the torso joint coordinate system during later support phase

運動依存成分，および全関節の関節トルクによって発生した，支持期の右股関節および左股関節について，下脛に作用している股関節力の前後成分をそれぞれ示している．このグラフから，剛体リンクモデルにおけるすべての関節トルクによって生成された股関節力の総和は，逆動力学計算で算出した股関節力の大きさとパターンと類似していること，セグメントの伸縮および慣性パラメーターの誤差による成分および運動依存成分が小さいことを確認した．次に，左右股関節および体幹仮想関節のトルクによって発生した股関節力の前後成分をみていく．その結果，支持期後半では，支持脚の股関節力の前後軸成分は，支持脚の股関節屈曲および内転トルク，遊脚の股関節伸展トルク，そして体幹仮想関節の前方回転トルクによって生成されていた (Figure 4-11, 4-12)．これらの関節トルクが支持脚の股関節力を生成していた理由として，以下のことが考えられる．まず，支持脚の股関節屈曲トルクは，矢状面 (YZ 平面) に着目した場合，支持脚の大腿に対して，反時計まわりのモーメントを作用させる (Figure 4-16-a)．また，支持期後半の大腿が鉛直軸に沿った姿勢の場合では，このモーメントは，大腿の重心に対して股関節を進行方向に対して負の加速 (相対的な減速) をさせるため，下脛に後ろ向き力 (下脛に作用している後ろ向きの支持脚股関節力) を作用させていたと考えられる (Figure 4-16-a)．次に，支持脚の股関節内転トルクおよび体幹仮想関節の前方回転トルクは，下脛に対して，鉛直軸まわりのモーメントを作用させ (Figure 4-6-a, -1)，遊脚の股関節伸展トルクは，矢状面において，下脛には反時計回りのモーメントが作用していたと考えられる (Figure 4-17)．支持期後半では，下脛の重心から右股関節へ向かう位置ベクトルは，前後軸成分に比べて左右軸，鉛直軸成分のほうが大きいため，鉛直軸まわりのモーメントおよび矢状面における反時計回りのモーメントは，位置ベクトルの左右軸および鉛直軸成分の影響により，下脛の重心に対して，支持脚の股関節を前方に加速させる．この相対的な加速により，これら3つの関節トルクは支持脚を前方に引き出す力 (支持脚の大腿に作用している前向き股関節力) を生成していたと考えられ，下脛には，反対方向の力 (下脛に作用している後ろ向きの支

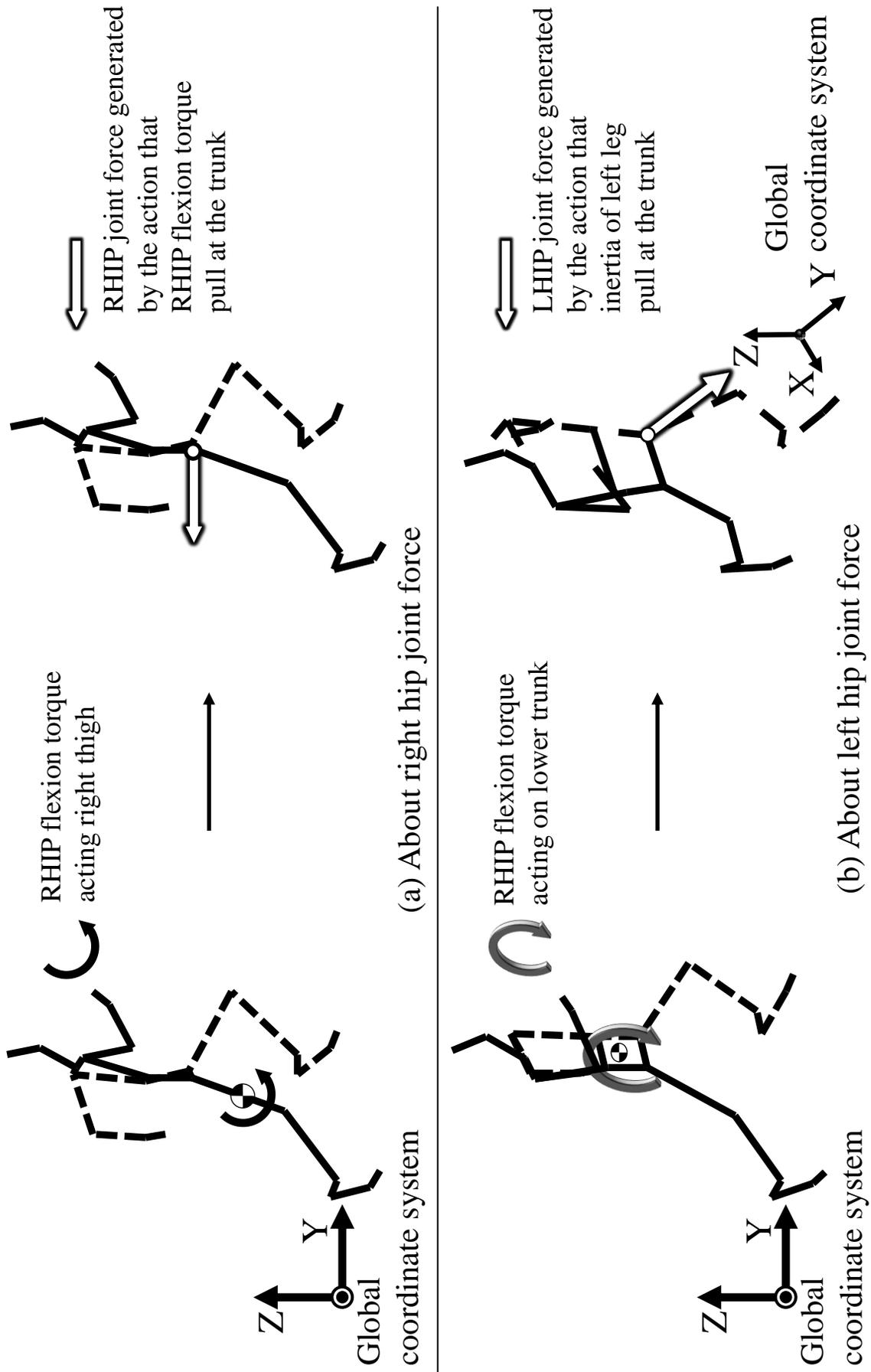


Figure 4-16 A schematic representation of right and left hip joint force by right hip flexion torque

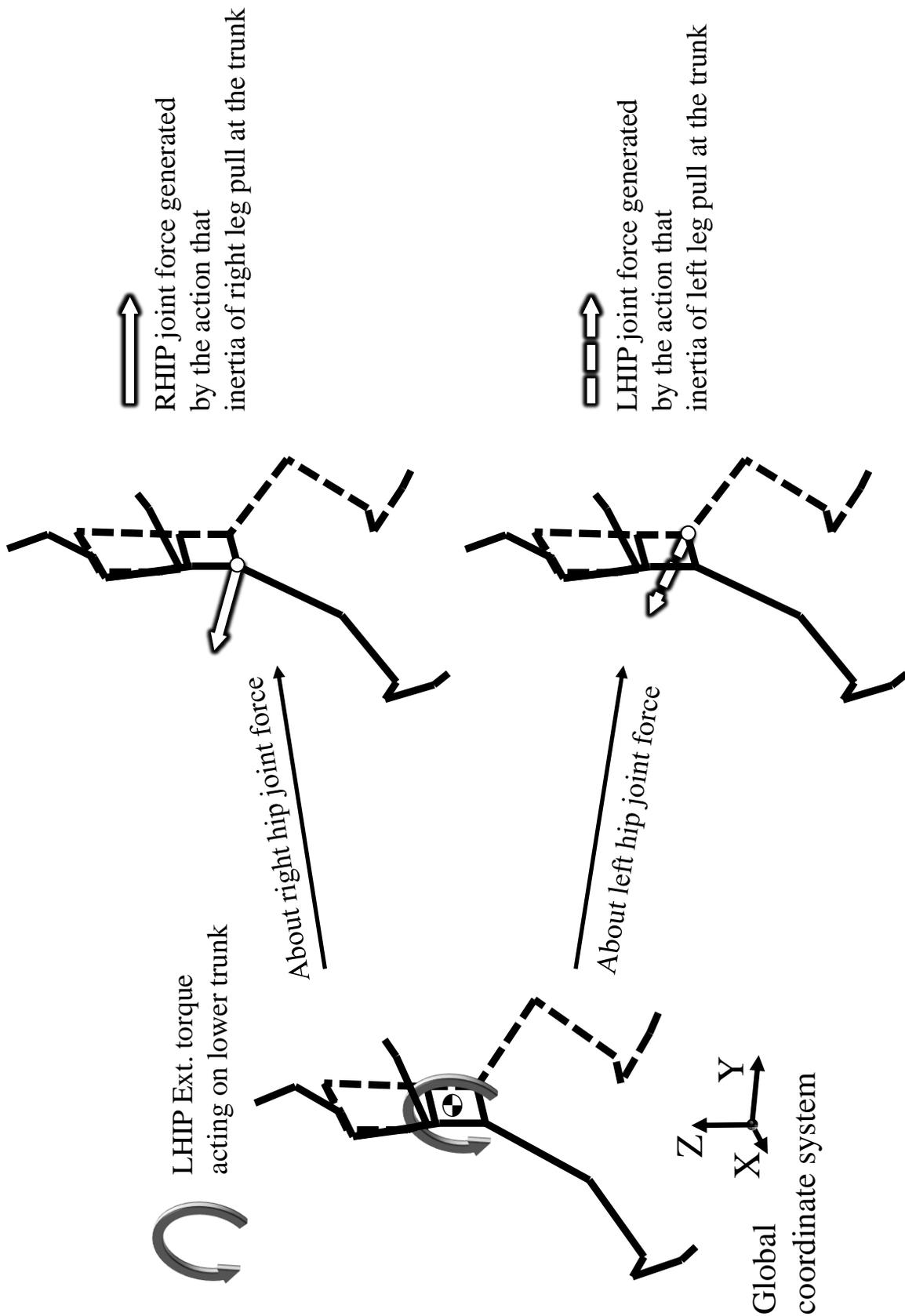


Figure 4-17 A schematic representation of right and left hip joint force by the left hip extension torque

持脚股関節力) が作用していたと考えられる (Figure 4-16a, 4-17, 4-18).

支持期後半における遊脚股関節力の前後軸成分は、支持脚の股関節屈曲および内転トルク、体幹仮想関節の前方回転トルクによって生成されていた (Figure 4-8-a, -d, -i, 4-10-b, -e, -j). なお、遊脚の股関節伸展トルクは後ろ方向の股関節力を生成していた (Figure 4-8-b, 4-10-c). この理由として、まず、支持脚の股関節内転トルクおよび体幹仮想関節の前方回転トルクは、下胴に鉛直軸まわりのモーメント (Figure 4-6-g, -l), 支持脚の股関節屈曲トルクについては、矢状面において、下胴に時計まわりのモーメントを作用させていた (Figure 4-16-b). これらのモーメントにより遊脚の股関節を作用点として遊脚を後方に戻す力 (遊脚の大腿に作用している後ろ向きの股関節力) を生成し、下胴には、前方向の力 (下胴に作用している前向きの遊脚股関節力) が作用していたと考えられる (Figure 4-16-b, 4-18). 一方、遊脚の股関節伸展トルクは、矢状面において、下胴に対し反時計まわりのモーメントを作用させていたと考えられる (Figure 4-17). このモーメントにより、遊脚の股関節を作用点として遊脚に対して前方向の力 (遊脚の大腿に作用している前向きの股関節力) が作用し、下胴には、反対方向の力 (下胴に作用している後ろ向きの遊脚股関節力) が作用していたと考えられる.

以上の理由から、左右の股関節力の前後軸成分を生成していたのは、主に、支持脚の股関節屈曲および内転トルク、体幹仮想関節の前方回転トルク、遊脚の股関節伸展トルクであった.

4.4.5 関節トルクによる正味のモーメントについて

動力学的分析を行うことにより、左右股関節および体幹仮想関節について、受動的な成分である関節力に対する関節トルクの貢献を明らかにすることができる. 関節力と関節トルクの関係を導くことにより、左右股関節および体幹仮想関節による関節トルクが下胴に作用させた正味のモーメント (関節トルクと関節力によるモーメントの和) を明らかにす

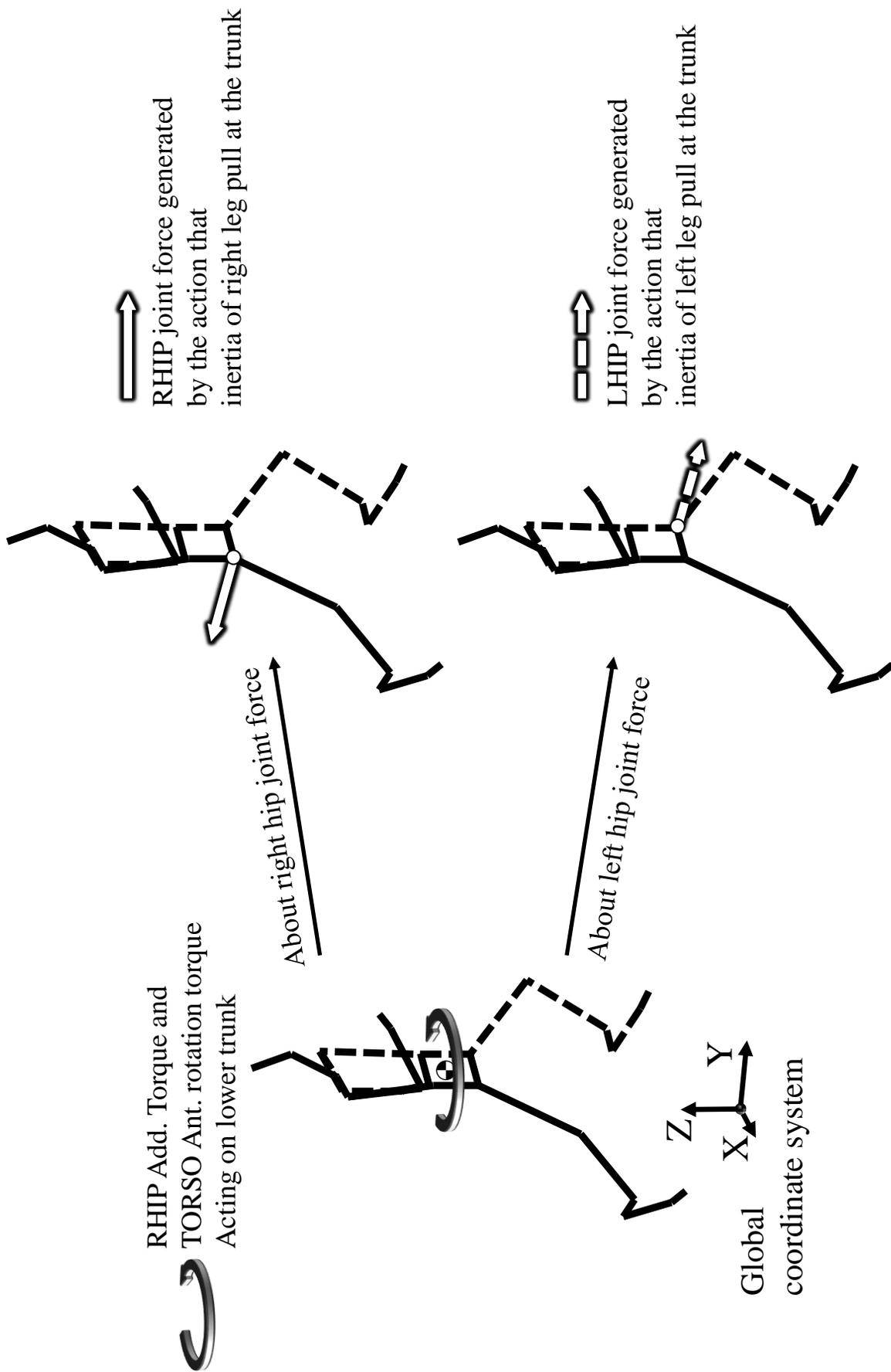


Figure 4-18 A schematic representation of right hip and left hip joint force by the right hip adduction torque and the torso anterior rotation torque

ることができる。その結果、規格化時間 30%以降で体幹仮想関節の前方回転トルクによる正味のモーメントは、規格化時間 30%あたりで前方回転を起こすモーメントを生成していた (Figure 4-13-i)。また、骨盤の角加速度は規格化時間 20%から 80%あたりで前方回転の角加速度を示し、(Figure 4-3-c)、支持期中盤以降では、骨盤は前方回転をしていた (Figure 4-3-b)。これらのことから、支持期中の骨盤の動きは、体幹仮想関節によるトルクの影響が大きいといえる。また、支持期後半 (80%以降) では、支持脚の股関節屈曲トルクは骨盤を後方回転させるモーメントを、支持脚の股関節内転トルクおよび体幹仮想関節の前方回転トルクは骨盤を前方回転させるモーメントを下胴に作用させていた (Figure 4-13-a, -d, -i)。阿江ほか (1986) は、被験者を様々な速度で走らせ、その走動作の二次元動作分析を行った結果、走速度と回復期前半における股関節屈曲筋群による負仕事との間に有意な相関関係が認められ、スプリント能力の向上には股関節屈曲筋群の強化が重要であることを明らかにしている。また、100m 走における 10m 毎の疾走動作について二次元動作分析を行った羽田ほか (2003) も、走速度が最大になった地点 (50m 地点) で回復期前半の股関節屈曲トルクが最大になったこと、および走速度の減速に伴って回復期前半の股関節屈曲トルクが小さくなったことから、短距離走者における股関節屈曲筋群の強化の必要性を明らかにしている。さらに、矢田ほか (2012) は、最大疾走速度局面における世界一流スプリンターと大学生スプリンターの走動作について、キネティック的な分析を行い、世界一流スプリンターは離地瞬間から大きな股関節屈曲トルクを発揮していたことを明らかにしている。これらの先行研究から、スプリント能力を向上させるためには股関節屈曲トルクの発揮能力を高めることが重要であることに加えて、矢田ほか (2012) の報告から、特に支持期後半の股関節屈曲トルク発揮の大きさが重要であるといえる。また、股関節屈曲トルクのリカバリー動作に対する機能として、股関節が伸展した姿勢から脚を前に引き出し、適切な位置に足を接地することが挙げられ、これは走動作を行う上で非常に重要である。しかし、本研究の結果では、支持期後半に発揮される支持脚の股関節屈曲

トルクは骨盤を後方回転させる作用を有していたことが明らかになっている。ここで、阿江（2001）は、支持期後半から回復期前半における股関節力パワーによる大腿に流入している力学的エネルギーを大きくするためには、離地前から股関節を前方に引き出すような骨盤の回転を意識することが重要であると述べている。このことから、股関節屈曲トルクによる骨盤を後方回転させる作用は、支持脚側の股関節を減速させ、脚に流入する力学的エネルギーを小さくするため、脚を素早く前方に引き出すことに対してマイナスに作用する可能性がある（Figure 4-19）。一方、体幹仮想関節が発揮した前方回転トルクと支持脚の股関節内転トルクは骨盤を前方回転させていたため、支持脚側の股関節を加速させていたと考えられる（Figure 4-20）。これにより脚に流入する力学的エネルギーを大きくすることができ、脚を素早く前方に引き出すことに寄与していた可能性がある。

以上のことから、離地後に脚を素早く前に引き出すためには、股関節屈曲筋群の強化だけでなく（渡邊ほか, 2003; 矢田ほか, 2012）、股関節内転筋群や体幹の長軸方向の回転に関与している筋の強化が重要であるといえる。このことは、三次元の動作分析、動力学的な分析を行うことにより初めて明らかになったことである。

4.5 まとめ

本章の目的は、最大疾走速度局面における疾走動作の三次元分析を行い、動力学的分析により、下胴の運動に対する、股関節トルクの影響を明らかにし、リカバリー動作に対する下肢関節の機能を検討することであった。得られた結果をまとめると以下ようになる。

- ① 支持期後半（規格化時間 80%~100%）では、骨盤の前方回転の角速度が減速し、85%~96%の間で減速が小さい被験者ほど疾走速度が高かった。
- ② 支持期後半において、股関節内転トルクと体幹仮想関節の前方回転トルクが骨盤を前方回転させ、左右股関節の関節力によるモーメントは骨盤を後方回転させていた。

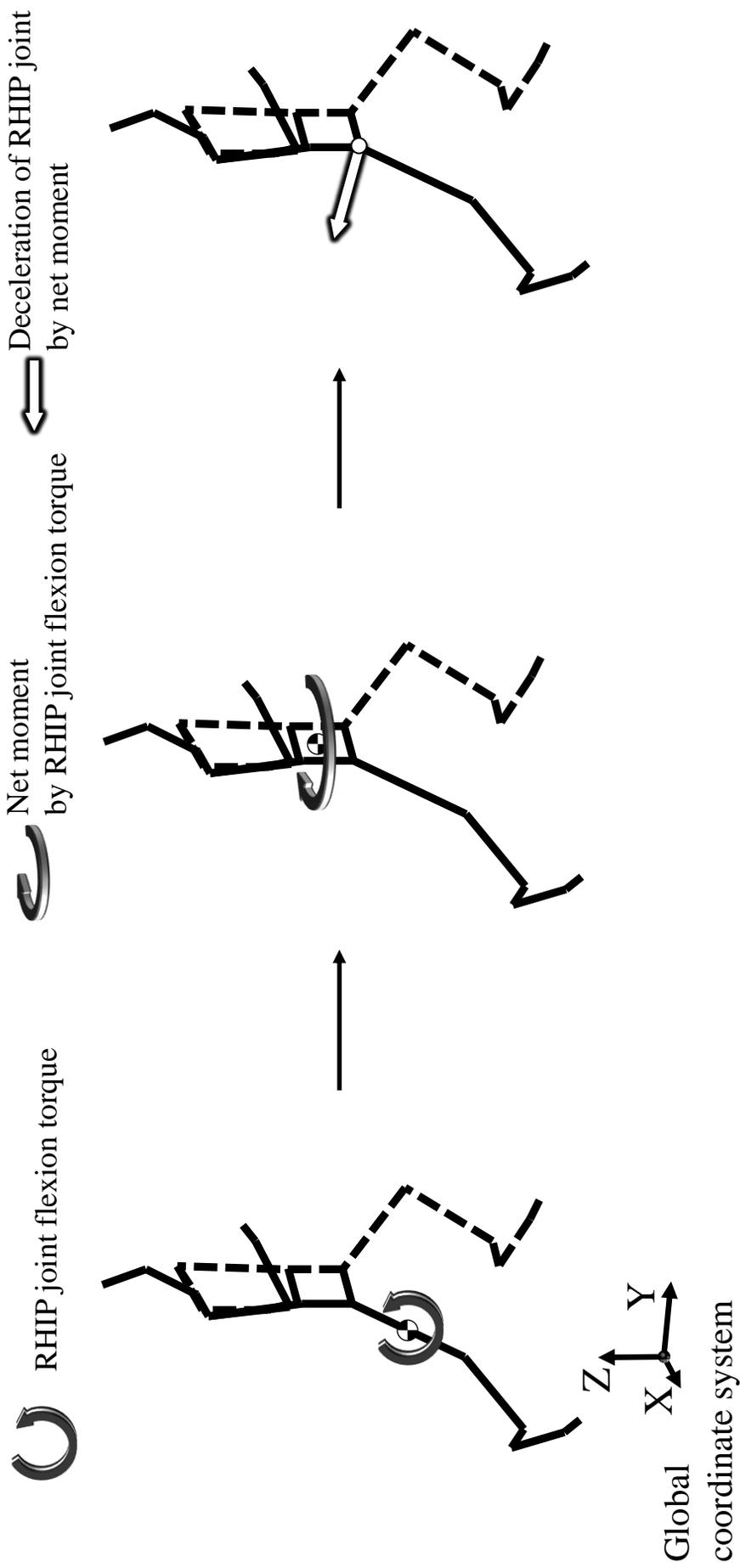


Figure 4-19 A schematic representation of deceleration of right joint by right hip joint flexion torque

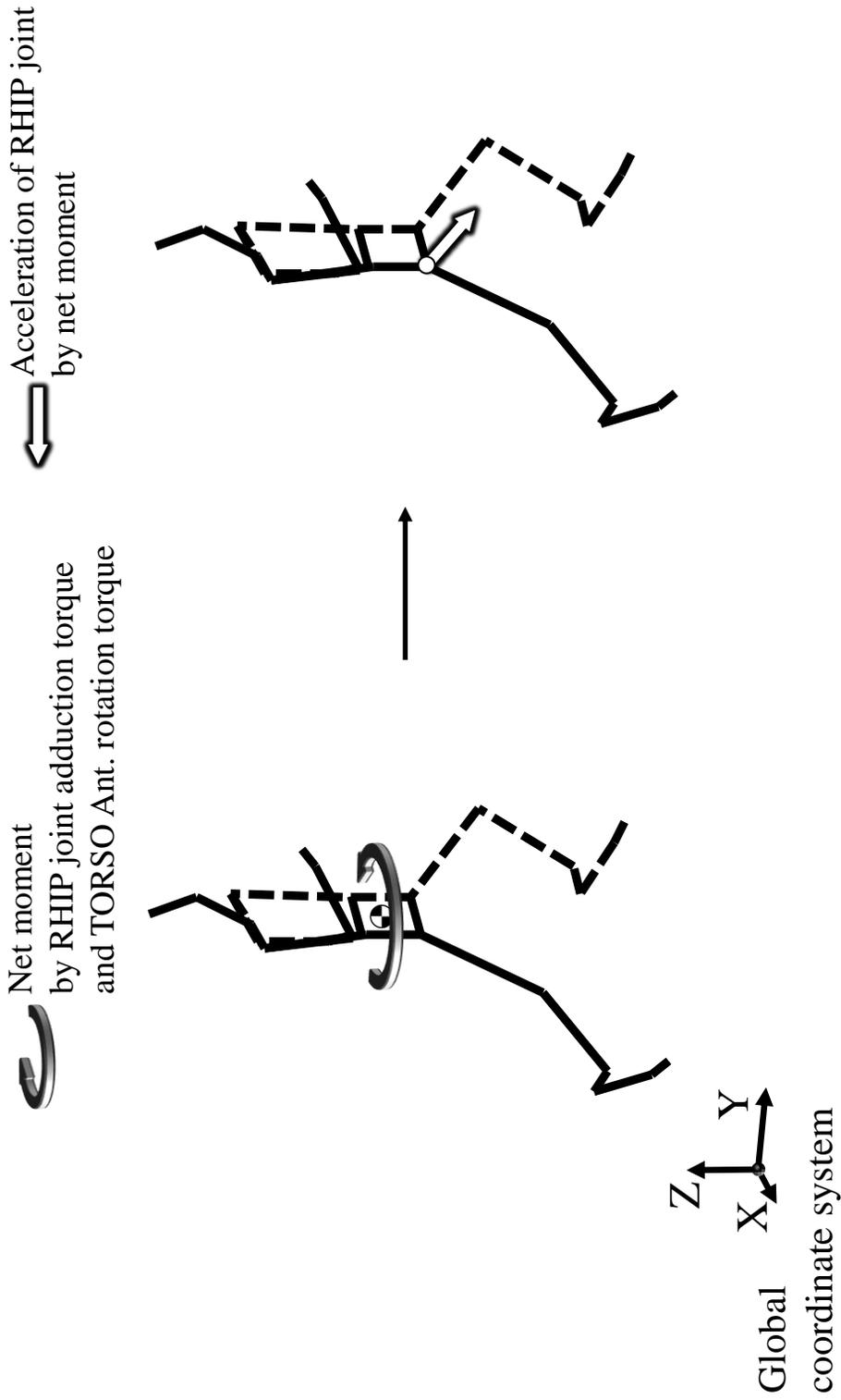


Figure 4-20 A schematic representation of acceleration of right joint by right hip joint adduction torque and torso joint anterior rotation torque

- ③ 支持期後半において、左右の股関節力によるモーメントの鉛直軸成分は、左右の股関節力の前後軸成分の影響が大きかった。右股関節力の前後軸成分は、支持脚の股関節屈曲および内転トルク、遊脚の股関節伸展トルク、そして体幹仮想関節の前方回転トルクによって生成されていた。また、左股関節の前後軸成分については、支持脚股関節の屈曲および内転トルク、遊脚股関節の伸展トルク、および体幹仮想関節の前方回転トルクの貢献が大きかった。なお、遊脚の股関節伸展トルクは負に寄与していた。
- ④ 各関節トルクが下胴に作用させた正味のモーメントを明らかにすることにより、支持期後半では、支持脚の股関節屈曲トルクが骨盤を後方回転、支持脚の股関節内転トルクおよび体幹仮想関節の前方回転トルクが骨盤を前方回転させていたことが明らかになった。

先行研究から股関節屈曲トルクは脚を前方に引き出すために重要であることが明らかになっているが、本研究の結果から、支持期後半において股関節屈曲トルクは骨盤を後方回転させる作用を持っていることが明らかになった。また、支持脚股関節の内転トルクおよび体幹仮想関節による前方回転トルクは、股関節屈曲トルクによる後方回転を抑えており、骨盤を前方回転させることにより脚を前に引き出している可能性があることが明らかになった。

第5章 全力疾走における腸腰筋と内転筋群の機能について

5.1 目的

最大疾走速度を高めることは、スプリンターにとって最大の課題であるため、スプリント能力向上への示唆を得るためにこれまでに様々な研究が行われてきた。その中で、狩野ほか(1997)と Sugisaki et al. (2011) は、短距離走者を含む陸上競技選手について、下肢筋群および大腰筋の筋横断面積とスプリント能力との関係を検討している。その結果、大腰筋などの股関節屈曲筋やハムストリングスなどの股関節伸展筋の横断面積が大きい選手ほどスプリント能力が高いことを明らかにしている。また、これらの先行研究の中で、内転筋群の筋量が多いほどスプリント能力が高いことが明らかになっている。このような結果がみられた理由として、内転筋群は股関節が伸展位では屈曲に作用し、屈曲位では伸展に作用することから、より高い疾走速度を獲得するのに貢献していると推測している。しかし、この推測は、内転筋群が股関節伸展位では屈曲に作用し、股関節屈曲位では伸展に作用することを述べている機能解剖学的な先行研究 (Dostal et al., 1986) と、二次元動作分析からより速く走るためには支持期後半から回復期前半に発揮される股関節屈曲トルクおよび回復期後半に発揮される股関節伸展トルクを大きくすることが重要であることを述べている先行研究 (阿江ほか, 1986; 渡邊ほか, 2003; 矢田ほか, 2012) を合わせて行われたものである。一方、第4章において、支持期後半に発揮される股関節屈曲トルクは骨盤を後方回転させる作用を持ち、支持脚の股関節内転トルクと体幹仮想関節のトルクによって、その後方回転を抑えていることが明らかになった。また、この結果から股関節内転トルクが脚を前方に加速させることに寄与している可能性があることがいえる。そこで、短距離走者の下肢筋群の筋量を調べた先行研究 (狩野ほか, 1997; Sugisaki et al., 2011) と第4章で得られた結果から内転筋群の張力により、支持期後半から回復期前半において股関節屈曲トルクおよび内転トルクがどれほど生成されているのかを調べることで、股関節屈曲筋

と考えられている腸腰筋の疾走中における股関節屈曲トルクに対する貢献を明らかにすることは走動作のメカニズムを明らかにするうえで重要なことである。

そこで、本章の目的は、筋骨格モデルを用いて、支持期後半から回復期前半における股関節トルクの生成に対する内転筋群および腸腰筋を含む股関節筋群の内訳を明らかにすること、そして筋張力の股関節トルクの生成に対する内訳を明らかにしたうえで、リカバリ一動作に対する内転筋群および腸腰筋の機能を明らかにすることとした。

5.2 方法

本章で用いたデータは、実験 2 より収集したものであり、データの収集および処理方法などは第 3 章で述べたとおりである。以下では、研究課題 2 で用いる算出項目および算出方法について説明する。

5.2.1 筋張力の推定

逆動力学計算によって算出された関節トルクは、その軸まわりのトルクに関与している複数の筋の張力による正味の回転成分である。研究課題 2 では、Figure 5-1 で示したように、右脚（地面反力を計測した脚）について、34 の筋を有する筋骨格モデルを構築し、筋張力を推定することにより、逆動力学計算によって算出した右脚の関節トルクを各筋の張力によって生成されたトルクに分配した。正味の関節トルクから筋張力による関節トルクへ分配するときの問題点として、逆動力学計算によって算出された関節トルクを満たす筋張力の組み合わせが無数に存在することが挙げられる。この冗長性を解決するために本研究では、Optimization method と EMG-driven method の 2 つの方法を用いて筋が発揮した関節トルクを算出した。そこで、以下に 2 つの方法について説明を行う。まず、本研究で用いた筋モデルおよび筋骨格モデルなど 2 つの方法に共通している事柄を説明し、その後、2 つの方法について具体的に説明していく。

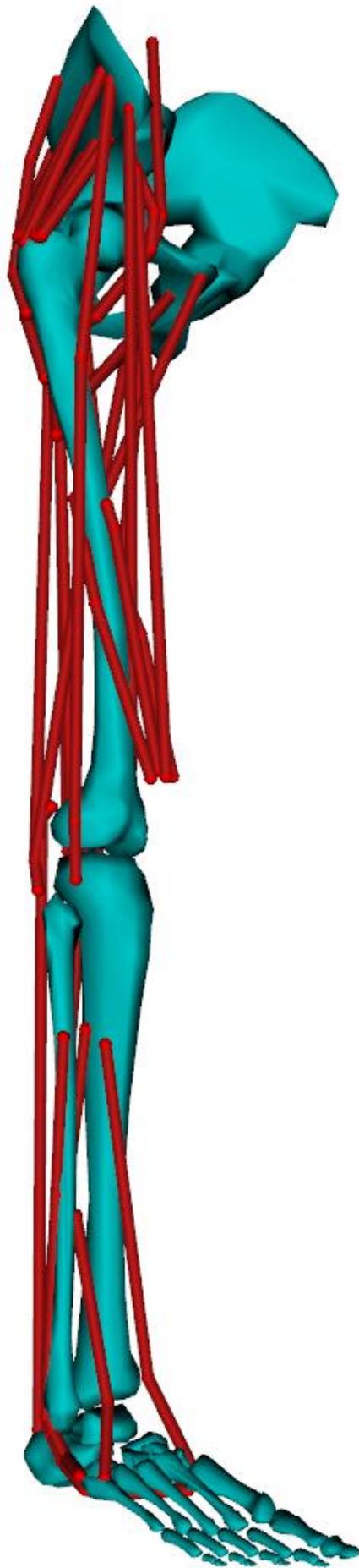


Figure 5-1 Musculoskeletal model of the support leg

5.2.1.1 筋モデル

本研究で用いた筋骨格モデルに含まれる筋は Hill-type モデルとしてモデル化した (Figure 5-2; Zajac, 1989). このモデルは, 直列弾性要素 (腱要素; SEE), 羽状角を考慮した収縮要素 (筋線維; CE), および並列弾性要素 (PE) からなる筋腱複合体である. 各筋の収縮要素の至適長 (ℓ_{opt}), 収縮要素の羽状角 (α), 直列弾性要素の自然長 (ℓ_{slack}), および筋腱複合体の経由点は筋骨格モデリングソフトウェア OpenSim (Delp et al., 2007) に含まれている筋骨格モデル (3DGaitModel2392) を参考に決定した. また, 各筋の等尺性最大張力は Ward and Smallwood (2009) が報告した生理学的横断面積の各筋の比率をもとに決定した. Table 5-1 には, 本研究の筋骨格モデルに含まれている収縮要素の最大張力, 収縮要素の至適長, 収縮要素の羽状角, 腱要素の自然長の値を示している. 各筋の筋腱複合体の長さは, 経由点を結んだ線分の長さとし (Figure 5-3), 式 (5.1) を用いて算出した.

$$\ell_{MTC} = \sum_{i=1}^{n-1} |P_{i+1} - P_i| \quad (5.1)$$

ここで, ℓ_{MTC} は筋腱複合体の長さ, n は経由点の数, i は経由点の順番, P_i は i 番目の経由点の座標値を示している. また, モーメントアームについては, 異なったセグメント座標系内で定義されている隣り合った 2 つの経由点を結んだ線分と関節中心までの距離とした (Delp et al., 1995). つまり, Figure 5-3 の場合では, p_2^{distal} と $p_3^{proximal}$ を結んだ線分と関節中心までの距離がモーメントアームとなる.

Figure 5-4 は, 直列弾性要素の長さ-張力関係, 収縮要素の長さ-張力関係, 収縮要素の収縮速度-張力関係, および並列弾性要素の長さ-張力関係を図示したものである. それぞれの関係は, 実験で得られた離散的なデータをスプライン補間することにより表現できるが (Delp, 1990), 本研究では, 計算時間を短縮するために, 連続関数としてそれぞれの関係を表現した (長谷・山崎, 1995; Nagano and Gerritsen, 2001; van Soest and Bobbert, 1993). そこで以下にそれぞれの関係式について説明する.

直列弾性要素の長さ-張力関係は, 式 (5.2) を用いて, 直列弾性要素の長さの関数 $f(\ell_{SEE})$ と

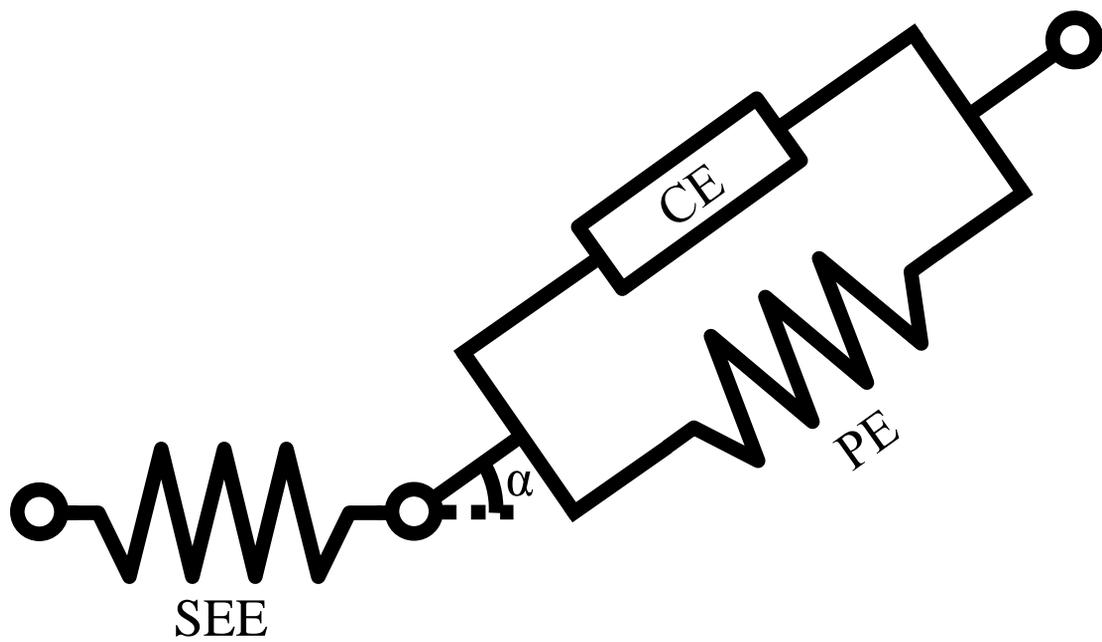


Figure 5-2

Hill-type muscle model

Table 5-1 The muscle parameter values

	Maximum force: F_{max} [N]	Optimal fiber length: l_{opt} [m]	Tendon slack length: l_{slack} [m]	Pennation angle: α [deg]	Maximum force: F_{max} [N]	Optimal fiber length: l_{opt} [m]	Tendon slack length: l_{slack} [m]	Pennation angle: α [deg]
gluteus medius (anterior compartment)	5848	0.078	0.054	8	1606	0.016	0.068	10
gluteus medius (middle compartment)	4091	0.053	0.085	0	1695	0.026	0.056	0
gluteus medius (posterior compartment)	4662	0.053	0.065	19	1921	0.510	0.038	1
gluteus maximus (superior component)	4253	0.125	0.142	5	2784	0.060	0.087	5
gluteus maximus (middle component)	6079	0.127	0.147	0	2506	0.120	0.121	3
gluteus maximus (inferior component)	4097	0.145	0.144	5	3566	0.249	0.131	5
biceps femoris (long head)	4881	0.326	0.109	0	9115	0.390	0.060	17
biceps femoris (short head)	2203	0.089	0.173	23	4190	0.380	0.064	8
semimembranosus	7949	0.359	0.080	15	5832	0.310	0.114	5
semitendinosus	2074	0.256	0.201	5	8899	0.126	0.089	5
sartorius	820	0.100	0.520	0	7214	0.136	0.087	3
adductor longus	2808	0.110	0.138	6	15163	0.157	0.084	5
adductor brevis	2160	0.020	0.133	0	22378	0.250	0.050	25
tensor fasciae latae	1386	0.425	0.095	3	4708	0.223	0.098	5
gracilis	950	0.126	0.352	3	2116	0.161	0.050	5
iliacus	4276	0.100	0.100	7	4492	0.345	0.049	10
psoas	3326	0.160	0.100	8	1788	0.100	0.079	13

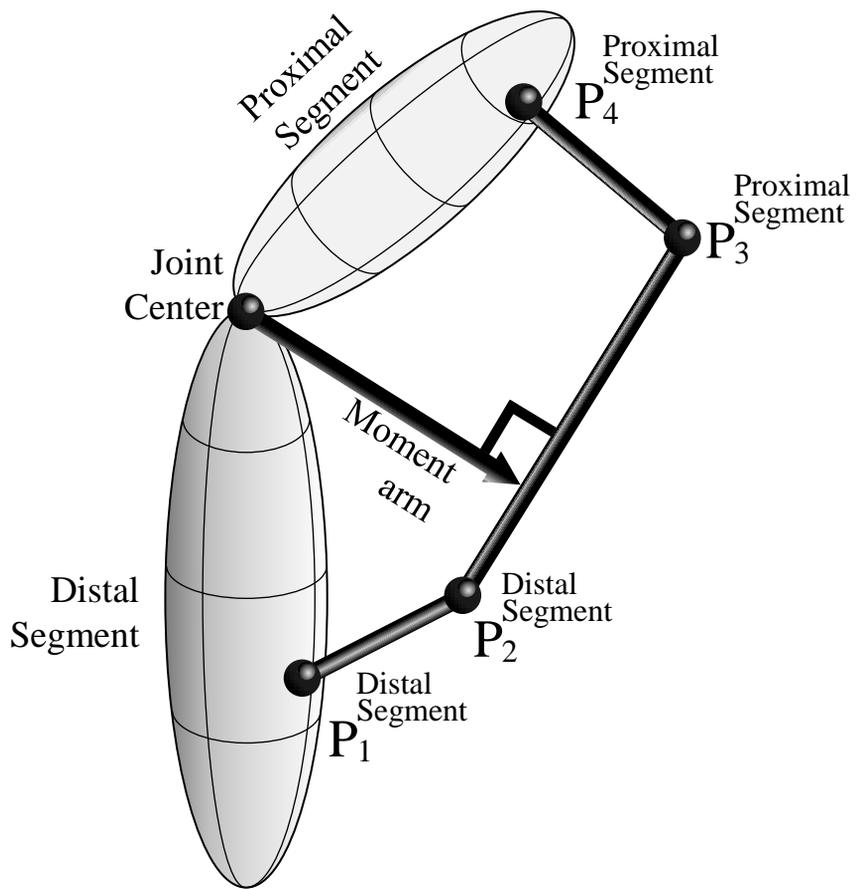


Figure 5-3 Definition of muscle-tendon structure length and moment arm

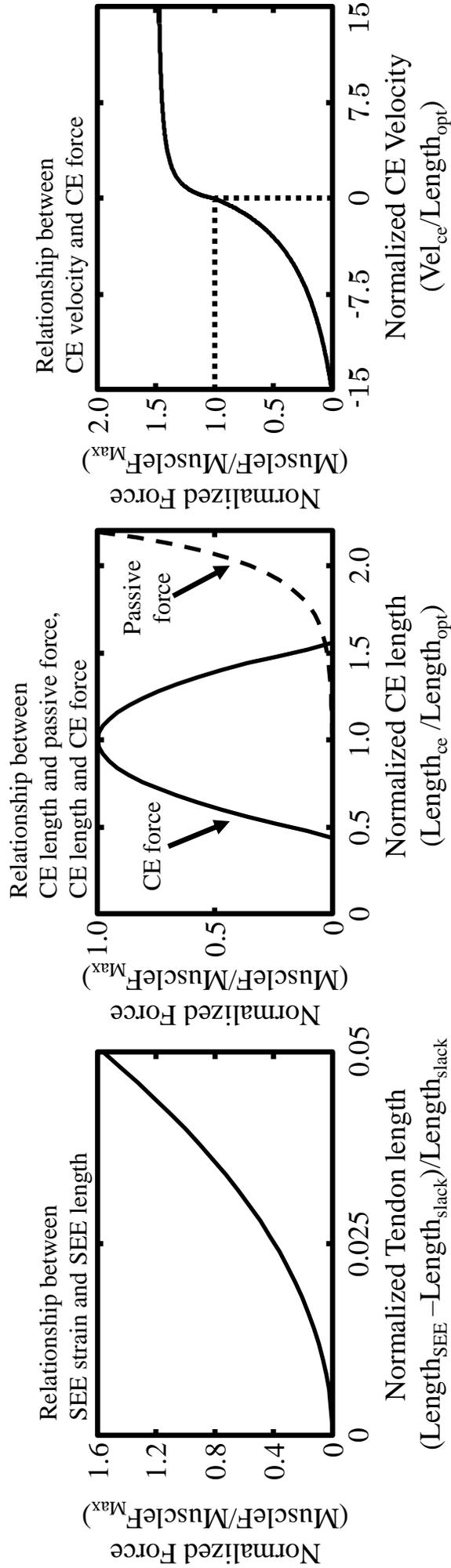


Figure 5-4 Property of CE and SEE

して表した (van Soest and Bobbert, 1993).

$$f(\ell_{\text{SEE}}) = \text{Norm. Force}_{\text{SEE}} = \left(\frac{\ell_{\text{SEE}} - \ell_{\text{slack}}}{u \cdot \ell_{\text{slack}}} \right)^2 \quad (5.2)$$

ここで, $\text{Norm. Force}_{\text{SEE}}$ は収縮要素の等尺性最大張力で規格化された直列弾性要素の張力, ℓ_{SEE} は直列弾性要素の長さ, ℓ_{slack} は直列弾性要素の自然長である. また, u は直列弾性要素の弾性を決める係数であり, 0.04 とした. つまり, 直列弾性要素が自然長に対して 4% 伸長した場合, 収縮要素の等尺性最大張力と同じ大きさの腱張力が発生することになる.

筋の長さ-張力関係は, 式 (5.3) を用いて, 収縮要素の長さの関数 $g(\ell_{\text{CE}})$ として表した (van Soest and Bobbert, 1993).

$$g(\ell_{\text{CE}}) = \text{Norm. Force}_{\text{length}} = c \cdot \left(\frac{\ell_{\text{ce}}}{\ell_{\text{opt}}} \right) - 2 \cdot c \cdot \left(\frac{\ell_{\text{ce}}}{\ell_{\text{opt}}} \right)^2 + c + 1 \quad (5.3)$$

ただし,

$$c = \frac{-1}{\text{width}^2}$$

である. ここで, ℓ_{opt} は収縮要素の至適長, ℓ_{ce} は収縮要素の長さである. また, width は等尺性張力発揮が観察される長さの範囲を指定するパラメーターであり, 0.55 とした.

$\text{Norm. Force}_{\text{length}}$ は, 収縮要素の長さによって制限される等尺性最大張力で規格化された収縮要素の発揮可能張力である.

筋の収縮速度-張力関係は, 収縮要素の収縮速度の関数 $h(\dot{\ell}_{\text{CE}})$ として表した (Nagano and Gerritsen, 2001). 短縮性収縮の場合は式 (5.4) を用いて収縮速度-張力関係を表した.

$$h(\dot{\ell}_{\text{CE}}) = \text{Norm. Force}_{\text{vel}} = \frac{(B_{\text{Rel}} + A_{\text{Rel}} \cdot B_{\text{Rel}})}{-\text{Norm. Vel}_{\text{ce}} + B_{\text{Rel}}} - A_{\text{Rel}} \quad (5.4)$$

ただし,

$$\text{Norm. Vel}_{\text{ce}} = \frac{\text{Vel}_{\text{ce}}}{\ell_{\text{opt}}}$$

である. ここで, $\text{Norm. Vel}_{\text{ce}}$ は収縮要素の至適長で規格化した収縮要素の収縮速度, Vel_{ce} は収縮要素の収縮速度である. また, A_{Rel} , B_{Rel} は Hill (1938) によって導入されたパラメーター a および b に対応し, A_{Rel} は 0.3, B_{Rel} は 0.5 とした. $\text{Norm. Force}_{\text{vel}}$ は収縮速度によって制限される等尺性最大張力で規格化された収縮要素の発揮可能張力である. 伸長性収縮

の場合は式 (5.5) を用いて収縮速度-張力関係を表した.

$$h(\dot{\ell}_{CE}) = Norm. Force_{vel} = \frac{c_1}{-Norm.Vel_{ce} + c_3} - c_2 \quad (5.5)$$

ただし,

$$Norm.Vel_{ce} = \frac{Vel_{ce}}{\ell_{opt}}$$

$$c_2 = -1 \cdot F_{asympt}$$

$$c_1 = \frac{B_{Rel} \cdot (1 + c_1)^2}{(1 + A_{Rel}) \cdot Slopefactor}$$

$$c_3 = \frac{c_1}{(1 + c_2)}$$

である. ここで, F_{asympt} は発揮張力の漸近レベル, $Slopefactor$ は収縮速度がゼロにおける収縮速度-張力曲線の伸長部と短縮部分の傾きの比であり, F_{asympt} は 1.5, $Slopefactor$ は 2.0 とした.

並列弾性要素の長さ-張力関係は式 (5.6) を用いて, 収縮要素の長さの関数 $k(\ell_{CE})$ として表した (長谷・山崎, 1995).

$$k(\ell_{CE}) = Norm. Force_{PE} = 0.00159 \cdot \left(\exp\left(5.40 \cdot \frac{\ell_{ce}}{\ell_{opt}}\right) - 1 \right) \quad (5.6)$$

ここで, $Norm. Force_{PE}$ は等尺性最大張力で規格化された並列弾性要素による張力である.

5.2.1.2 筋張力および筋張力による関節トルクの算出

上述した Hill-type モデルは, 式 (5.7) ~ (5.11) が成り立つため, 以下に示す手順により, 筋の活性度が決定すると筋張力を求めることができる.

$$\ell_{MTC} = \ell_{SEE} + \ell_{CE} \cdot \cos\alpha \quad (5.7)$$

$$F_{SEE} = F_{max} \cdot f(\ell_{SEE}) \quad (5.8)$$

$$F_{CE} = F_{max} \cdot g(\ell_{CE}) \cdot h(\dot{\ell}_{CE}) \cdot q \quad (5.9)$$

$$F_{PE} = F_{max} \cdot k(\ell_{CE}) \quad (5.10)$$

$$F_{SEE} = (F_{CE} + F_{PE}) \cdot \cos\alpha \quad (5.11)$$

ここで, 式 (5.7) は筋腱複合体の長さ, 直列弾性要素の長さ, および収縮要素の長さの関

係式であり、 l_{MTC} は筋腱複合体の長さ、 l_{SEE} は直列弾性要素の長さ、 l_{CE} は収縮要素の長さ、そして α は羽状角を示している。式 (5.8) は直列弾性要素による張力と長さの関係式を示しており、 F_{SEE} は直列弾性要素による張力、また F_{max} は収縮要素の最大張力を示している。式 (5.9) は収縮要素の張力-長さ-収縮速度の関係式を示しており、 F_{CE} は収縮要素の張力、 q は収縮要素の活性度を示している。式 (5.10) は、並列弾性要素の張力-長さの関係式を示しており、 F_{PE} は、並列弾性要素の張力を示している。式 (5.11) は直列弾性要素の張力と収縮要素の張力、並列弾性要素の張力のつり合い式である。

l_{SEE} を変数として式 (5.7) に代入することにより、 l_{CE} を求めることができ、活性度 q が既知の場合には、式 (5.8) ~ (5.10) から F_{SEE} 、 F_{CE} および F_{PE} を算出できる。ここで、算出された F_{SEE} 、 F_{CE} 、 F_{PE} を式 (5.11) に代入し、つり合い式が成り立たない場合は、変数である l_{SEE} の値が適切でないことになる。そこで、(5.11)のつり合い式が満たされるように l_{SEE} の値を探索し、この時の F_{SEE} を筋張力とした。さらに、式 (5.12) に示すように筋張力とモーメントアームを乗じることにより筋張力による関節トルクを算出した。

$$MT_j^i = r_j^i \cdot F_{SEE}^i \quad (5.12)$$

ここで、 MT_j^i は、筋 i によって生成された j 軸まわりの関節トルク、 r_j^i は筋 i における j 軸まわりのモーメントアーム、 F_{SEE}^i は筋 i の筋張力である。

5.2.1.3 optimization method

Figure 5-5 は optimization method の概略を示したものである。まず、逆動力学計算により右下肢三関節が発揮した正味の関節トルクを算出する。次に、筋骨格モデルについて、各筋の活性度を決定し、筋張力による関節トルクを算出する。各筋による関節トルクを足し合わせると筋骨格モデルによる正味の関節トルクがわかる。しかし、逆動力学計算による正味の関節トルクと筋骨格モデルによる正味の関節トルクが一致しない場合、各筋の活性度が適切でないといえる。そこで、式 (5.13) に示した制約条件、式 (5.14) に示した目的

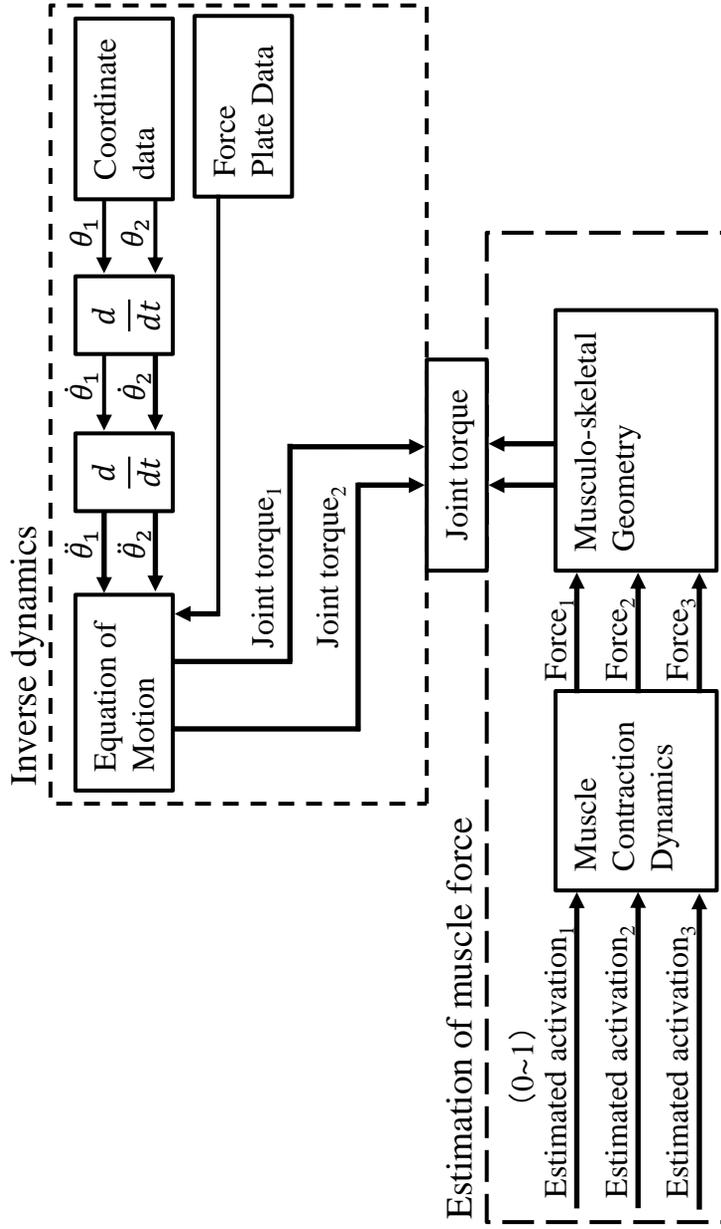


Figure 5-5 Flowchart of muscle force estimation by optimization method

関数を満たす筋活性度の組み合わせを最適化計算により 1 コマ毎に探索した。

$$JT_j = \sum_{i=1}^{34} MT_j^i \quad (5.13)$$

$$J = \sum_{i=1}^{34} (q^i)^3 \quad (5.14)$$

ここで、 JT_j は逆動力学計算によって算出された j 軸まわりの関節トルク、 MT_j^i は筋 i によって生成された j 軸まわりの関節トルクを示しており、 $j = 1$ は足関節底屈-背屈軸、 $j = 2$ は膝関節屈曲-伸展軸、 $j = 3$ は股関節屈曲-伸展軸、 $j = 4$ は股関節内転-外転軸、 $j = 5$ は股関節内旋-外旋軸である。また、 J は目的関数である。なお、最適化計算には MATLAB Optimization Toolbox (MathWorks 社製) を用いた。

5.2.1.4 EMG-driven method

Figure 5-6 は EMG-driven method の概略を示したものである。EMG-driven method では、まず、実験で収集した筋電図データから収縮要素の活性度を算出する必要がある (活性ダイナミクス; Activation dynamics)。収縮要素の活性度が算出できると 5.2.1.2 で説明したように各筋による関節トルクを算出できる。ここで、筋骨格モデルによる関節トルクと逆動力学計算による関節トルクの値が異なる場合、活性ダイナミクスで用いる係数、Table 5-1 に示した収縮要素の最大筋力および直列弾性要素の自然長などの筋骨格モデルに含まれるパラメーターが適切でないといえる。そこで、各筋の等尺性最大張力、収縮要素の至適長、直列弾性要素の自然長、活性ダイナミクスで用いる係数を変数として 2 つの正味の関節トルクの差が小さくなる組み合わせを最適化計算によって探索する。以上が EMG-driven method の大まかな手順であるが、以下に具体的な説明を行う。

(1) 活性ダイナミクス

歩行中のネコについて、足底筋の筋活動と筋張力を測定した Guimaraes et al. (1995) は、筋電図データから筋張力を推定することは難しいと述べている。その理由として、筋電図

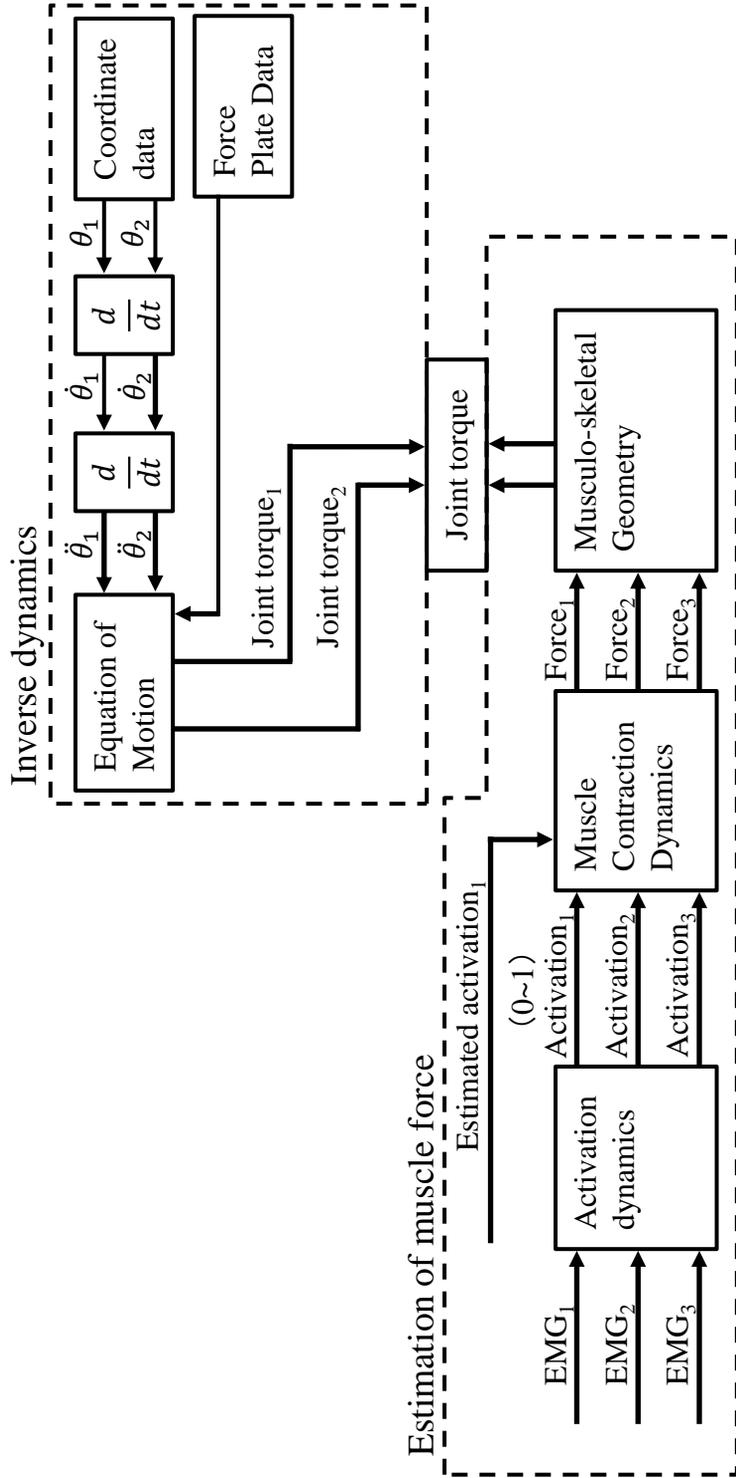


Figure 5-6 Flowchart of muscle force estimation by EMG-driven method

によって測定した筋活動の開始タイミングと張力計によって測定した筋張力が現れるタイミングに時間差 (EMD; Electromechanical delay) があること, 筋電図によって測定した筋活動の継続時間は張力が発揮されている時間よりも短いことを挙げている. また, Milner-Brown et al. (1973) は, 単収縮を行うための電気刺激と筋の張力との関係は2次の差分方程式によって表現できると述べている. これらのことから Lloyd et al. (2003) は, 式(5.15)を用いて, 実験で収集した筋活動から筋の活性度を算出するための暫定的な筋の活性度を算出している.

$$u_j(t) = \alpha_j \cdot EMG_j(t - d_j) - \beta_{j,1} \cdot u_j(t - 1) - \beta_{j,2} \cdot u_j(t - 2) \quad (5.15)$$

ただし,

$$\beta_{j,1} = c_{j,1} + c_{j,2}$$

$$\beta_{j,2} = c_{j,1} \cdot c_{j,2}$$

$$\alpha_j - \beta_{j,1} - \beta_{j,2} = 1.0$$

$$-1 < c_{j,1} < 0$$

$$-1 < c_{j,2} < 0$$

であり, $u_j(t)$ は筋 j における時間 t の暫定的な筋の活性度, $EMG_j(t)$ は筋 j における時間 t の実験で収集した筋活動の包絡線データ, d_j はEMD, α_j はゲイン係数である. また, $\beta_{j,1}$ および $\beta_{j,2}$ は, $c_{j,1}$ と $c_{j,2}$ の値で決定する帰納的な係数であり, $c_{j,1}$ と $c_{j,2}$ の絶対値が大きいと1つ前と2つ前のコマの暫定的な筋活性度の影響をより受けるため, 筋電図データに対してより滑らかなパターンになる. Figure 5-7は, 筋電図データと暫定的な筋の活性度との関係を図示したものである. ここで示した例は, まったく筋を活動させず(0), その後, 瞬間的に筋電図データが最大値(1)まで上がり, 再びゼロに戻る状態を示している. 筋電図データが記録されたタイミングと暫定的な筋の活性度が立ち上がるまでの時間差がEMDである. また, 筋電図データと比べて, 暫定的な筋の活性度はなだらかに立ち上がり, その後, 筋電図データが消失したのにもない, 暫定的な活性度もなだらかに消失している. また, 暫定的

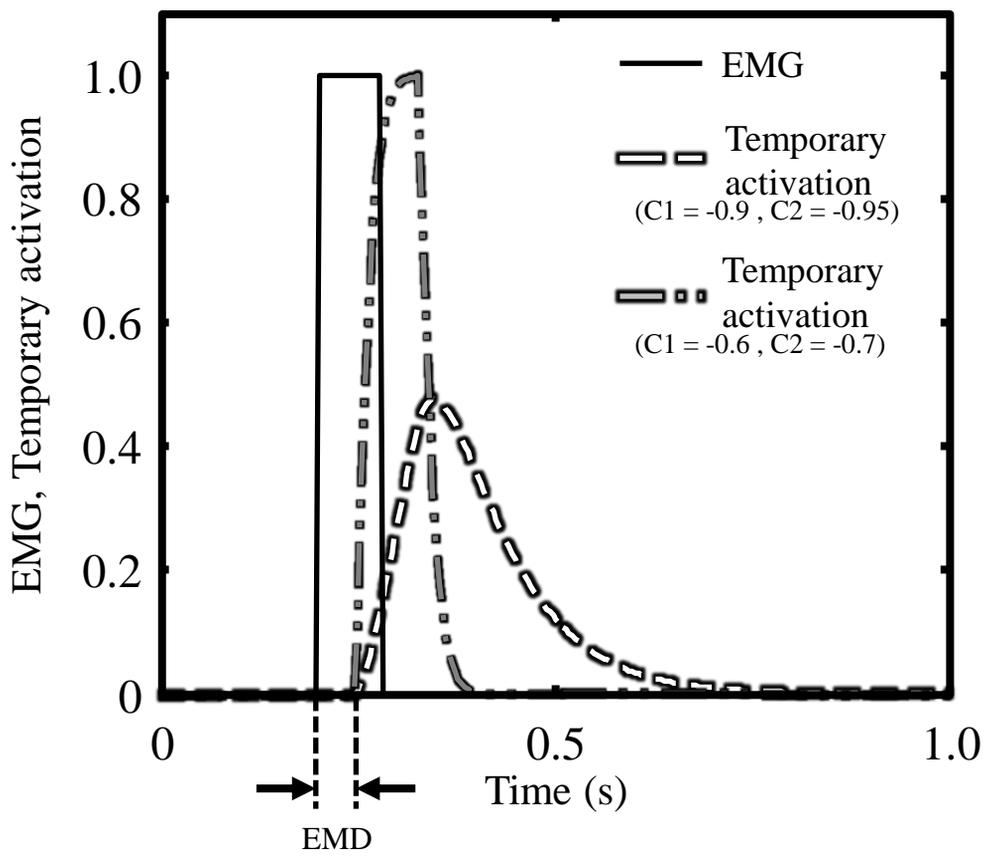


Figure 5-7 Relationship between EMG and temporary activation

な筋の活性度の立ち上がり，立ち下がりの様子は c_1 ， c_2 の値によって変化する．

Woods and Bigland-Ritchie (1983) は，筋電図によって得られた筋活動量と発揮された筋力との関係を調べ，2つの関係が線形になる筋と非線形になる筋があることを明らかにしている．その結果から Lloyd et al. (2003) は暫定的な筋の活性度 $u_j(t)$ から筋の活性度 $q_j(t)$ を求めるために式 (5.16) を提案しており，本研究でもこの式を用いた．

$$q_j(t) = \frac{\exp(A_j \cdot u_j(t)) - 1}{\exp(A_j) - 1} \quad (5.16)$$

ここで， $u_j(t)$ は暫定的な筋の活性度， $q_j(t)$ は筋の活性度， A_j は $u_j(t)$ と $q_j(t)$ の関係を定める係数である．Figure 5-8 には， A_j の値によって変化する u_j と q_j の関係を示している． A_j がゼロに近づくにつれてより線形の関係になる．

活性ダイナミクスにより実験で得られた筋電図データから筋の活性度を算出することができる．また，活性ダイナミクスは $c_{j,1}$ ， $c_{j,2}$ ， A_j の定数を変えることにより得られる結果が変化する．

(2) 最適化計算

活性ダイナミクスで得られた筋の活性度を入力とすることにより，筋骨格モデルによる正味の関節トルクを算出できる．しかし，筋骨格モデルによる関節トルクと逆動力学計算による関節トルクの値が異なっている場合，活性ダイナミクスで用いる定数 $c_{j,1}$ ， $c_{j,2}$ ， A_j および各筋の等尺性最大張力，直列弾性要素の自然長などの筋骨格モデルに含まれているパラメーターが適切でないといえる．そこで，Sartori et al. (2012) と Sartori et al. (2014) が用いた方法を参考にして，筋骨格モデルに関するパラメーターを変数として式 (5.17) の目的関数が最小になる組み合わせを最適化計算によって探索した．

$$J = \sum_{j=1}^5 E_j \quad (5.17)$$

ただし，

$$E_j = \sqrt{\frac{1}{frame} \sum_{iFr=1}^{frame} \left(JT_{j,iFr}^{EstimateMuscleForce} - JT_{j,iFr}^{InverseDynamics} \right)^2}$$

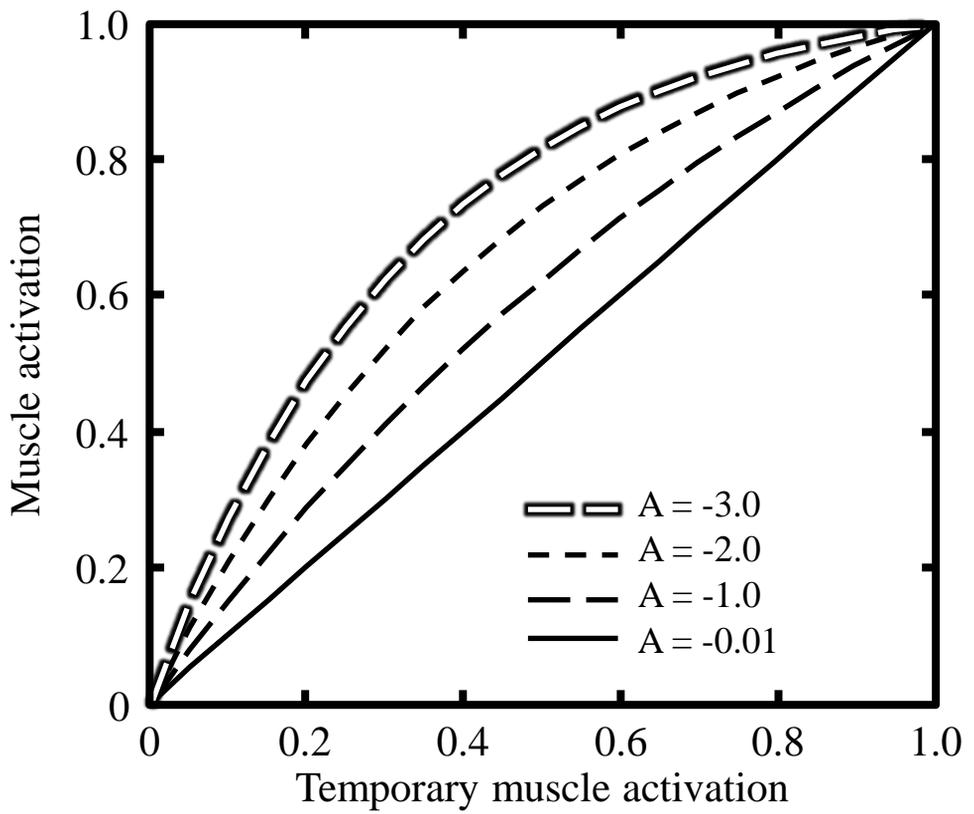


Figure 5-8 Relationship between muscle activation and temporary muscle activation

である。ここで、 E_j は j 軸まわりの関節トルクについて、逆動力学計算による関節トルクと筋骨格モデルによる関節トルクの差の二乗平均平方根である。 $JT_{j,iFr}^{\text{EstimateMuscleForce}}$ と $JT_{j,iFr}^{\text{InverseDynamics}}$ は、あるコマ iFr における筋骨格モデルによる正味の関節トルクと逆動力学計算による正味の関節トルクをそれぞれ示している。 $frame$ は分析の対象となった1サイクルに要したコマ数である。なお、 $j = 1$ は足関節底屈-背屈軸、 $j = 2$ は膝関節屈曲-伸展軸、 $j = 3$ は股関節屈曲-伸展軸、 $j = 4$ は股関節内転-外転軸、 $j = 5$ は股関節内旋-外旋軸である。最適化計算にはMATLAB Global Optimization Toolbox (MathWorks 社製)を用いた。目的関数の入力変数は筋骨格モデルに含まれている収縮要素の至適長および等尺性最大張力、直列弾性要素の自然長、表面筋電図で収集した筋については活性ダイナミクスで用いる定数 $c_{j,1}$ 、 $c_{j,2}$ 、 A_j 、 d_j とした。それぞれの変数の探索範囲は、 $c_{j,1}$ および $c_{j,2}$ は-1 から 0、 A_j は-3 から 0 までの範囲とし、 d_j の探索範囲は 10ms から 80ms とした。各筋の収縮要素の至適長は Table 5-1 で示した値の 97.5% から 102.5%、直列弾性要素の自然長は Table 5-1 で示した値の 95.0% から 105.0% までの範囲とした。収縮要素の等尺性最大張力は Table 5-1 で示した最大張力の値の 30% から 200% の間を探索範囲としたが、計算時間を短縮するため、Table 5-2 に示したようにそれぞれの筋の作用から筋骨格モデルに含まれる筋を 13 の筋群に分け、同じ筋群の中の筋については初期値の値に対する比率が同じになるようにした。

本研究では、疾走中の股関節筋群の作用および機能に着目しているため、膝関節および足関節筋群については表面筋電図を用いた筋活動の収集を行わなかった。筋活動を収集しなかった筋については Static Optimization から得られた筋の活性度を入力値とした (Sartori et al., 2014)。股関節筋群についても、腸骨筋および大腰筋は深層部にあるため、縫工筋および薄筋は最大張力が小さく、疾走中の股関節トルクの生成に与える影響が小さいと考えられるため (Sartori et al., 2014)、筋活動を収集しなかった。それらの股関節筋群についても Static Optimization から得られた筋の活性度を入力値として最適化を行った。また、Sartori et al. (2014) は、走運動 ($4.7 \pm 0.4 \text{m/s}$) の支持期において、筋電図を用いて筋活動の収集を行わ

Table 5-2 the muscle group for optimization

Muscle group	Musculotendon uints
Uniarticular hip flexors	iliacus psoas
uniarticular hip extensors	gluteus maximus (gmax1, gmax2, gmax3)
Uniarticular hip adductors	Adductor magnus (add mag1, add mag2, add mag3) adductor longus (add long) adductor brevis (add brevis)
Uniarticular hip abductors	gluteus medius (gmed1 gmed2 gmed3) gluteus minimus (gmin1 gmin2 gmin3)
uniarticular knee extensors	vastus lateralis vastus intermedius vastus medialis
Uniarticular Plantar flexors	soleus peroneus brevis peroneus longus peroneus tertius
Uniarticular ankle dorsi flexors	tibialis anterior
rectus femoris	rectus femoris
hamstrings	bideps femoris (long head) biceps femoris (short head) semimenmbranosus semitendinosus
gastrocnemius	gastrocnemius (gas med, gas lat)
tensor faciae latae	tensor faciae latae
sartorius	sartorius
gracilis	gracilis

なかった筋について static optimization によって得られた筋活動を入力値として EMG-driven method を行い、筋張力を推定している。そこで、推定した筋張力の妥当性を検討するために、支持期中の各コマの逆動力学計算による股関節トルクと推定した筋張力による股関節トルクの和との間についてピアソンの積率相関係数を算出している。その結果、股関節屈曲-伸展軸は 0.74, 股関節内転-外転軸は 0.50, 股関節内旋外旋軸は 0.70 であったことを報告している。

5.2.2 関節力に対する股関節筋群の筋張力の貢献

股関節筋群の張力が身体運動に与える影響を詳細に検討するために、式 (5.18) を用いて関節力に対する筋張力の貢献を明らかにした。

$$\begin{bmatrix} \mathbf{M} & \mathbf{0}_{45 \times 45} & \mathbf{c}_r^T \\ \mathbf{0}_{45 \times 45} & \mathbf{I} & \mathbf{c}_\theta^T \\ \mathbf{c}_r & \mathbf{c}_\theta & \mathbf{0}_{45 \times 45} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \ddot{\mathbf{X}} \\ \dot{\boldsymbol{\omega}} \\ \mathbf{JF} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{G} \\ \mathbf{N} \\ \mathbf{Cen. Acc. etc.} \end{bmatrix} \quad (5.18)$$

研究課題 1 では、 \mathbf{N} に関節トルクを列ベクトルとしてまとめたが、この列ベクトルの右脚股関節トルクについては、推定した筋張力による股関節トルクを入力することにより、右股関節筋群の筋張力と関節力との関係を検討することが可能になる。また、式 (5.18) の係数行列は各セグメントの身体部分慣性係数と姿勢によって決定する行列である。そこで、列ベクトルの右股関節トルクについて、1Nm の屈曲、内転および内旋トルクを代入することによって、疾走中の時々刻々と変化する姿勢の中で、それらのトルクを 1Nm (単位トルク) 発揮した場合に生成される右脚の股関節力を算出した。

関節力と関節トルクおよび筋張力との関係を導くことにより、関節トルクおよび筋張力が右大腿セグメントに作用させた正味のモーメントを算出できる。たとえば、右脚の股関節トルクが右大腿セグメントに作用させた正味のモーメントは、式 (5.19) を用いて算出した。

$$\mathbf{N}_{9,j,k} = \mathbf{J}\mathbf{T}_{9,j,k} + \mathbf{r}_{9,9} \times \mathbf{J}\mathbf{F}_{9,9,j,k} + \mathbf{r}_{9,8} \times \mathbf{J}\mathbf{F}_{9,8,j,k} \quad (5.19)$$

また、左股関節および体幹仮想関節の関節トルクが右大腿セグメントに作用させた正味のモーメントは式 (5.20) から得ることができる。

$$N_{9,j,k} = r_{9,9} \times JF_{9,9,j,k} + r_{9,8} \times JF_{9,8,j,k} \quad (5.20)$$

ここで、 $N_{9,j,k}$ は、関節 j の k 軸まわりの関節トルクが右大腿セグメントに作用させた正味のモーメントであり、 $j = 9$ は右股関節、 $j = 12$ は左股関節、 $j = 14$ は体幹仮想関節を示している。 $JT_{9,j,k}$ は、右大腿セグメントに作用している関節 j の k 軸まわりの関節トルクであり、 $JT_{9,9,k}$ は右股関節の k 軸まわりの関節トルクとなる。また、左股関節と体幹仮想関節は右大腿によって構成されていないため、式 (5.20) には、 JT の項は含まれない。 $JF_{9,n,j,k}$ は、関節 j における k 軸まわりの関節トルクによって生成されている右大腿セグメントに作用している関節 n の関節力を示している。 $r_{i,j}$ は、セグメント i の重心から関節 j に向かう位置ベクトルを示している。なお、関節 j と n およびセグメント i に入る値は Figure 3-2 の数字に対応している。また、 k 軸について、 $k = 1$ は、関節座標系における x 軸を、 $k = 2$ は y 軸を、 $k = 3$ は z 軸を示している。右股関節筋群の張力によって発生した関節トルクが右大腿に作用させた正味のモーメントは式 (5.21) から得ることができる。

$$N_{9,j,k}^m = JT_{9,j,k}^m + r_{9,9} \times JF_{9,9,j,k}^m + r_{9,8} \times JF_{9,8,j,k}^m \quad (5.21)$$

ここで、 $N_{9,j,k}^m$ は、筋 m の張力による関節 j の k 軸まわりの関節トルクが右大腿に作用させた正味のモーメントを示している。 $JT_{9,j,k}^m$ は、右大腿セグメントに作用している筋 m の張力による関節 j の k 軸まわりの関節トルクを示している。 $JF_{9,n,j,k}^m$ は、関節 j における k 軸まわりの関節トルクによって生成されている右大腿セグメントに作用している関節 n の関節力を示している。大腿セグメントに作用している正味のモーメントは正負については、グローバル座標系のYZ平面からみて反時計回りを正、時計回りを負とした (Figure 5-9)。

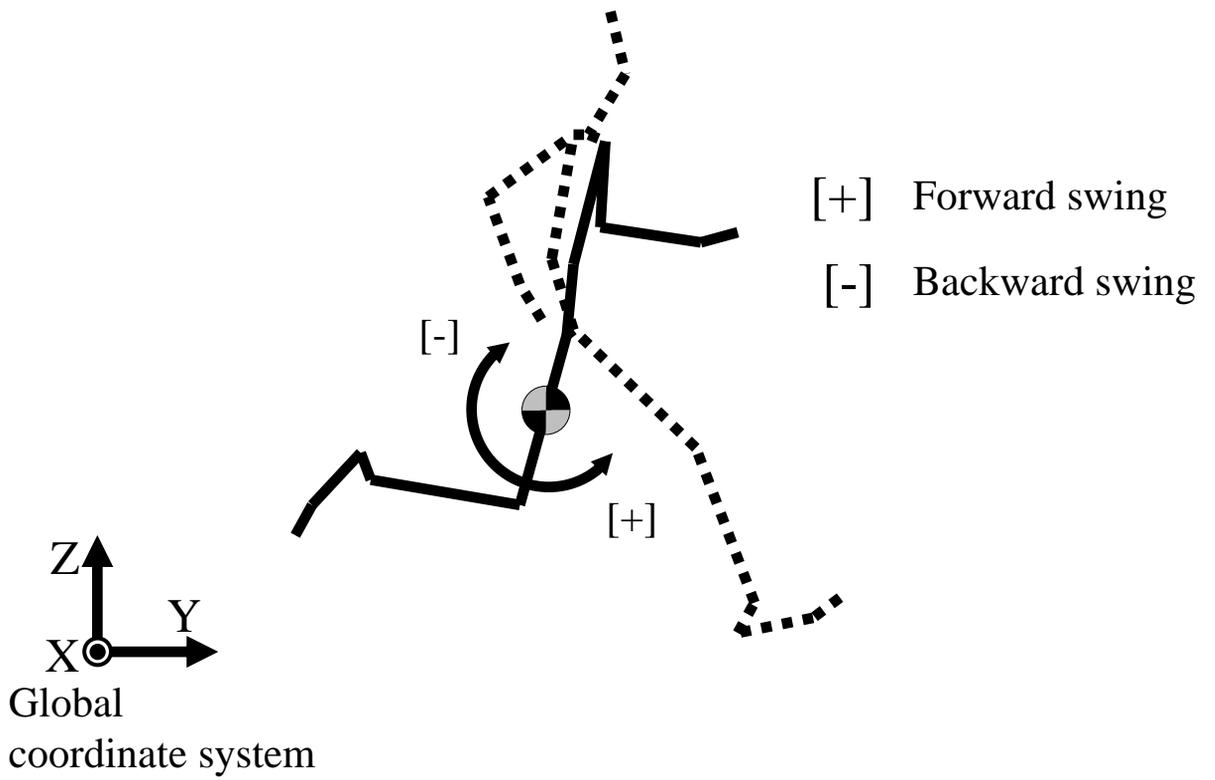


Figure 5-9 Definition of thigh rotation

5.3 結果

分析区間について、全被験者の疾走速度の平均は $9.11 \pm 0.38 \text{m/s}$ であった。

5.3.1 股関節トルクに対する股関節筋群の内訳

Figure 5-10 は、1 サイクルにおける足関節の底屈-背屈軸、膝関節の屈曲-伸展軸、ならびに股関節の屈曲-伸展軸、内転-外転軸および内旋-外旋軸について、逆動力学計算によって算出した関節トルクと推定した筋張力によって生成された関節トルクの平均変化パターンを示している。逆動力学計算による関節トルクと推定した筋張力による関節トルクは 1 サイクルを通してほぼ一致していた。

Figure 5-11 は、1 サイクルにおける長内転筋、短内転筋、大内転筋、大腿直筋、腸腰筋、および大腿筋膜張筋の張力によって生成された股関節屈曲-伸展軸まわりの関節トルクの平均パターンとその標準偏差を示している。なお、腸腰筋による関節トルクは腸骨筋と大腰筋の張力による関節トルクとを足し合わせたものであり、以下に示す腸腰筋に関するデータも腸骨筋と大腰筋を足し合わせたものである。支持期後半から回復期前半に発揮させる股関節屈曲トルクは、主に腸腰筋の張力によって生成されていた (Figure 5-11-f)。また、長内転筋、大腿筋膜張筋、大腿直筋についても、支持期後半から回復期前半において股関節屈曲トルクを生成していたが、腸腰筋と比べると小さかった (Figure 5-11-b, e, g)。

Figure 5-12 は、1 サイクルにおける長内転筋、短内転筋、大内転筋、大腿直筋、腸腰筋、および大腿筋膜張筋の張力によって生成された股関節内転-外転軸まわりの関節トルクの平均パターンとその標準偏差を示している。右足離地前後において発揮された股関節内転トルクは、内転筋群の張力によって生成されていた (Figure 5-12-b, d)。一方、大腿筋膜張筋の張力は、支持期後半から回復期前半において股関節外転トルクを生成していた (Figure 5-12-g)。

Figure 5-13 は、大殿筋、中殿筋、大腿直筋、大腿二頭筋長頭、大内転筋、長内転筋、大

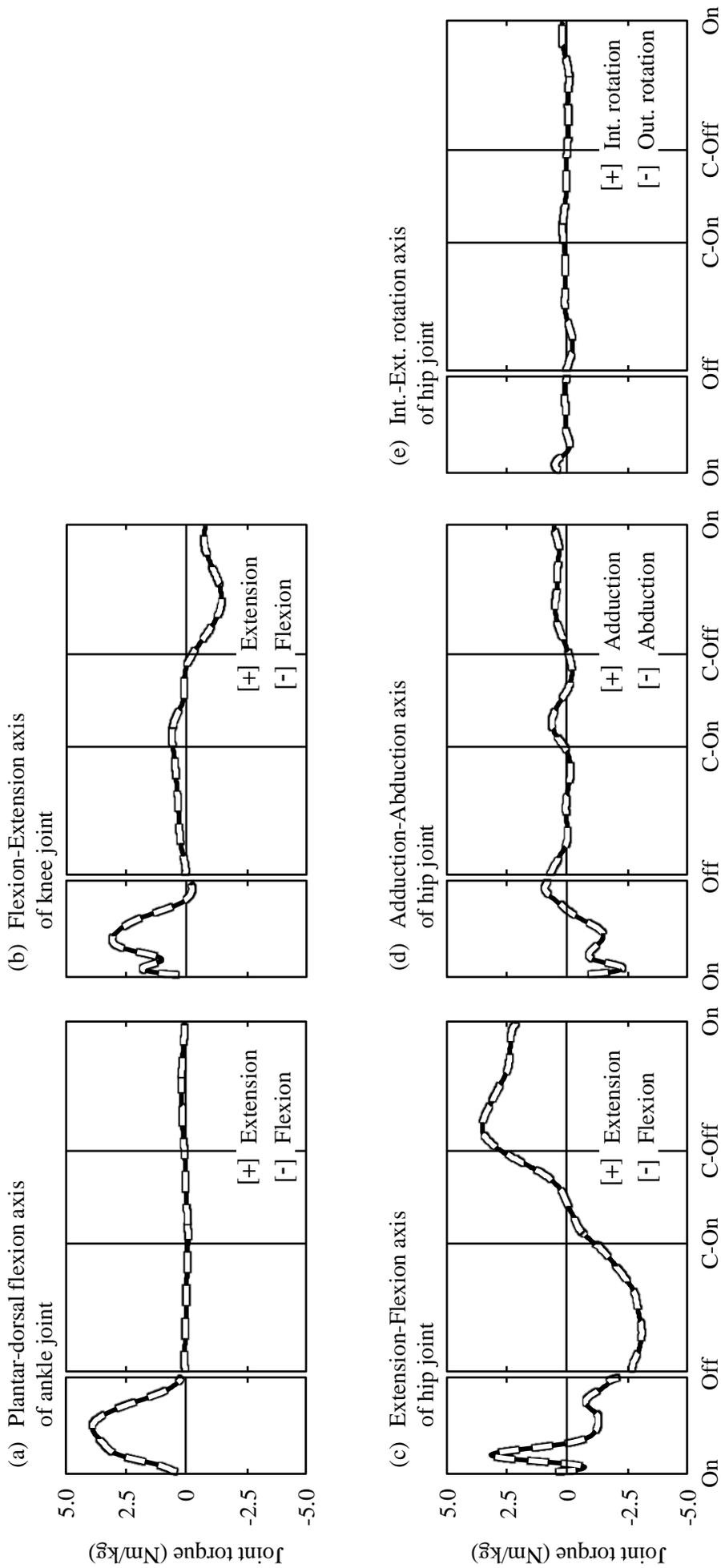


Figure 5-10 Averaged pattern of joint torque calculated by inverse dynamics and caused by muscle force estimated with optimization method

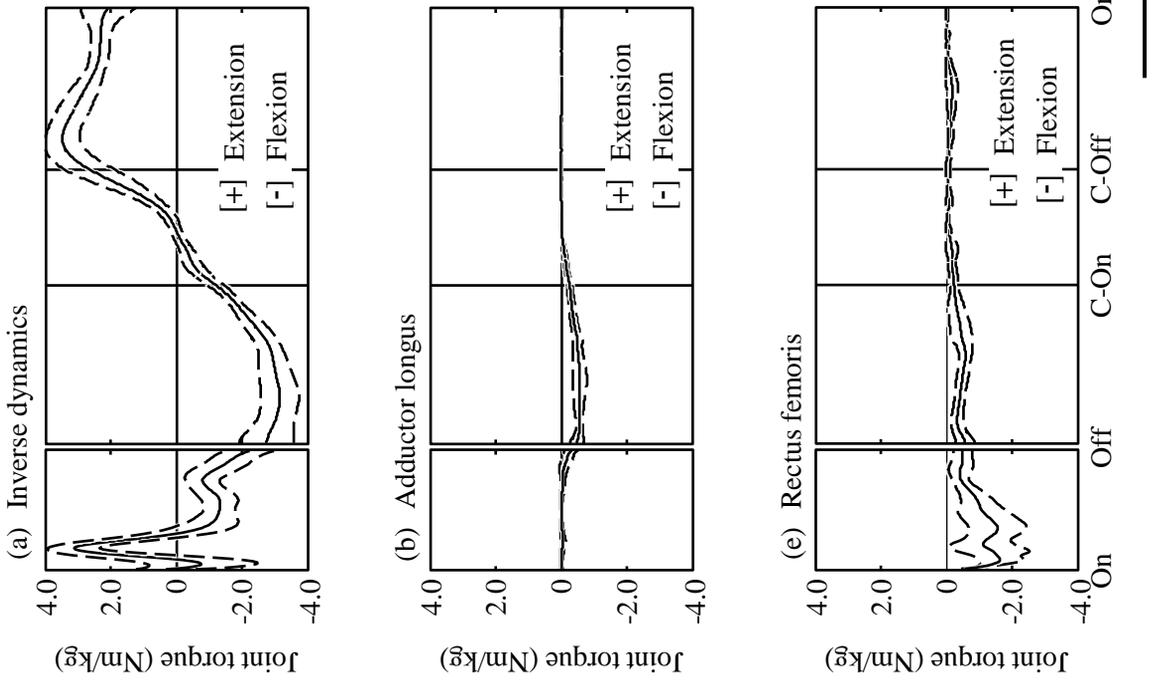


Figure 5-11 Averaged pattern of hip joint torque about extension-flexion axis caused by force of lower limb muscles estimated with optimization method

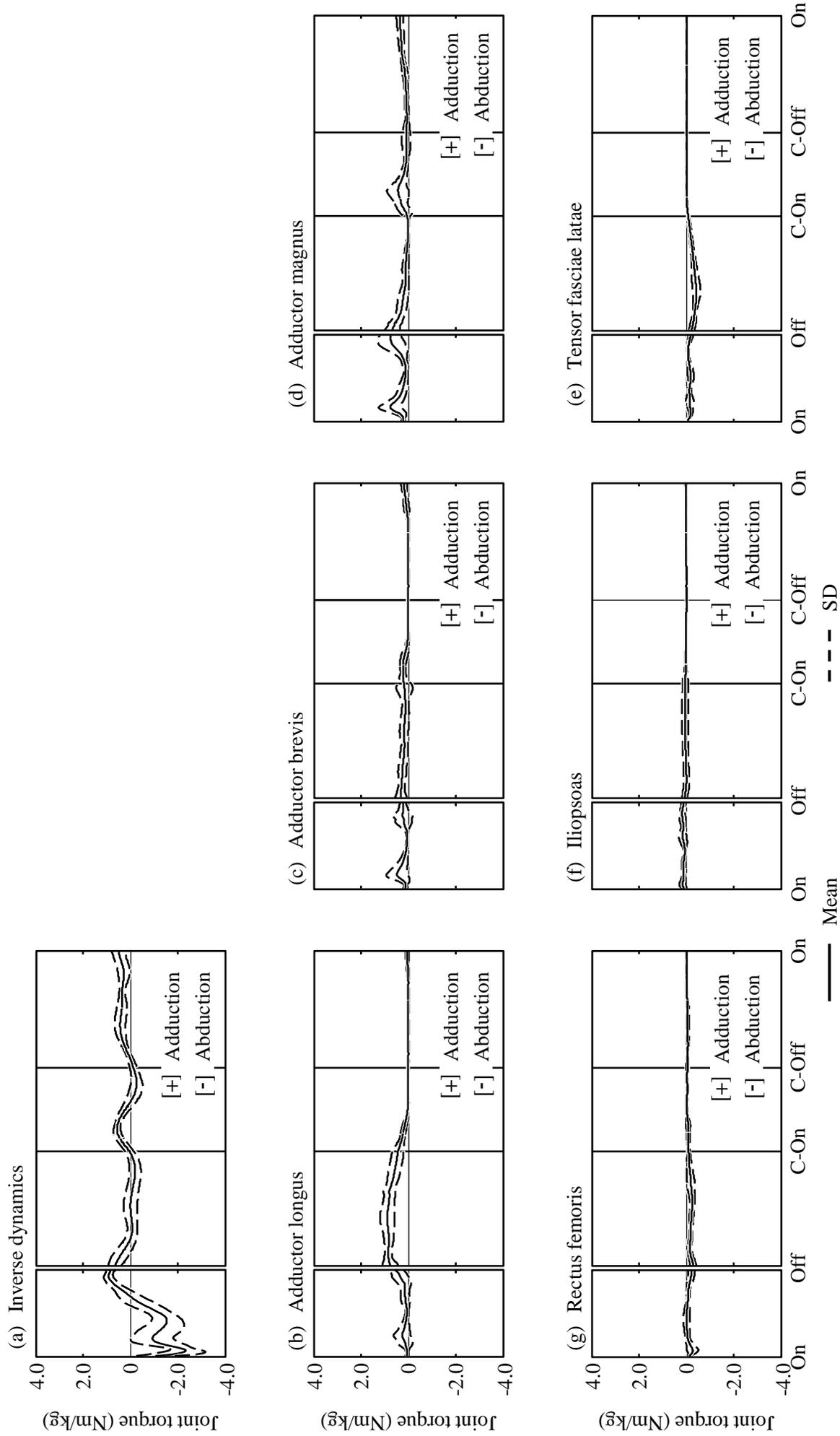


Figure 5-12 Averaged pattern of hip joint torque about adduction-abduction axis caused by force of lower limb muscles estimated with optimization method

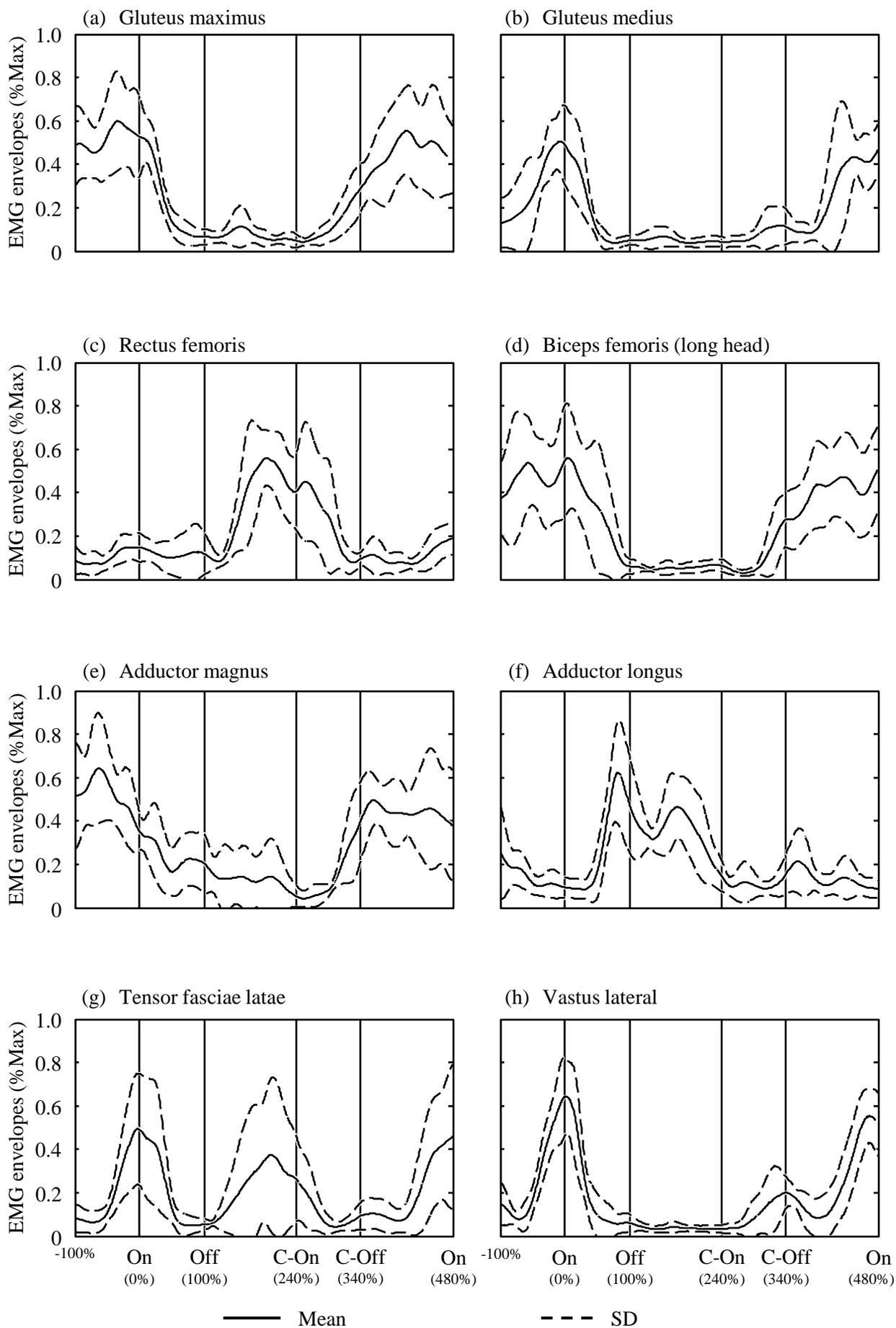


Figure 5-13 Averaged pattern of EMG envelopes during sprinting

腿筋膜張筋，および外側広筋について，表面筋電図を用いて計測した 1 サイクルの筋活動を示している．長内転筋は支持期の中間から左足接地までの区間で筋活動がみられた (Figure 5-13-f)．また，大内転筋は右足接地前に活動がみられ，接地後に活動が低下していくパターンを示していた (Figure 5-13-e)．

5.3.2 EMG-driven method を用いて推定した股関節筋群の筋張力の股関節トルクに対する内訳

Figure 5-14 は，1 サイクルにおける股関節の屈曲-伸展軸，内転-外転軸および内旋-外旋軸について，逆動力学計算による正味の関節トルクと EMG-driven method を用いて推定した筋張力による正味の関節トルクの平均変化パターンを示している．股関節屈曲-伸展軸では，1 サイクルを通して，2 つの方法で算出した正味の関節トルクのパターンは類似していたが，右足接地直後の時点，右足離地後における股関節屈曲トルクの値が大きくなる時点，回復期後半における股関節伸展トルクの値が大きくなる時点において，2 つの方法による正味の関節トルクの値の差が大きかった (Figure 5-14-a)．

股関節内転-外転軸では，右足接地から左足接地あたりまで，2 つの方法で算出した正味の関節トルクのパターンは類似していたが，右足接地直後の股関節外転トルク，右足離地前後の股関節内転トルクの値について，2 つの方法で差が大きかった (Figure 5-14-b)．

股関節内旋-外旋軸まわりの関節トルクでは，右足離地前後と左足離地直後において，逆動力学計算による正味の関節トルクは負の値 (外旋トルク) を示していたが，推定した筋張力から算出した正味の関節トルクは正の値 (内旋トルク) を示していた (Figure 5-14-c)．

Figure 5-15 は，EMG-driven method で推定した長内転筋，短内転筋，大内転筋，大腿直筋，腸腰筋，大腿筋膜張筋の張力によって生成された股関節屈曲-伸展軸まわりの関節トルクの平均パターンとその標準偏差を示している．支持期後半から回復期前半に発揮させる股関節屈曲トルクは，主に腸腰筋の張力によって生成されていた (Figure 5-15-f)．また，

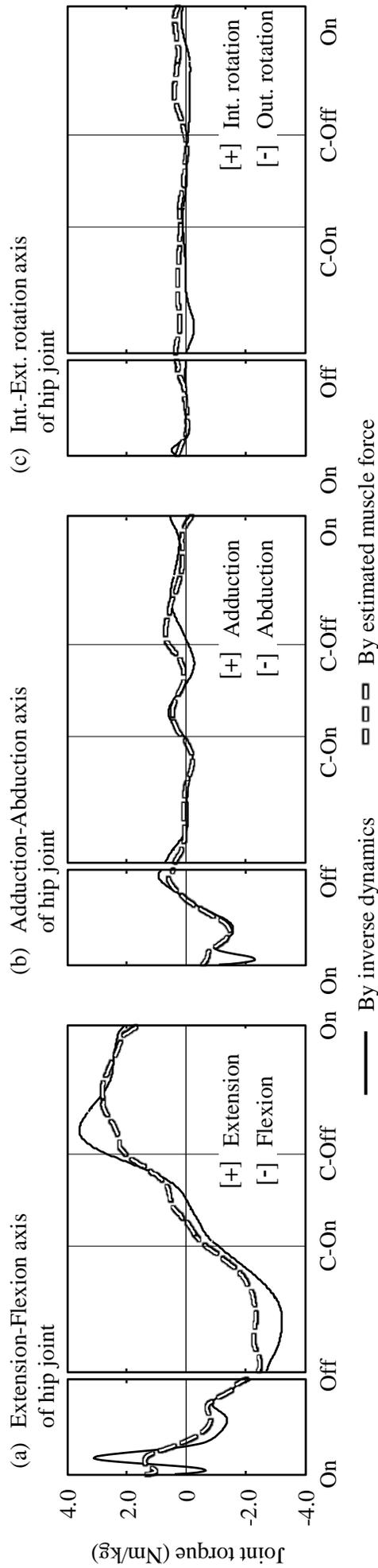


Figure 5-14 Averaged pattern of joint torque calculated by inverse dynamics and caused by muscle force estimated with EMG-driven method

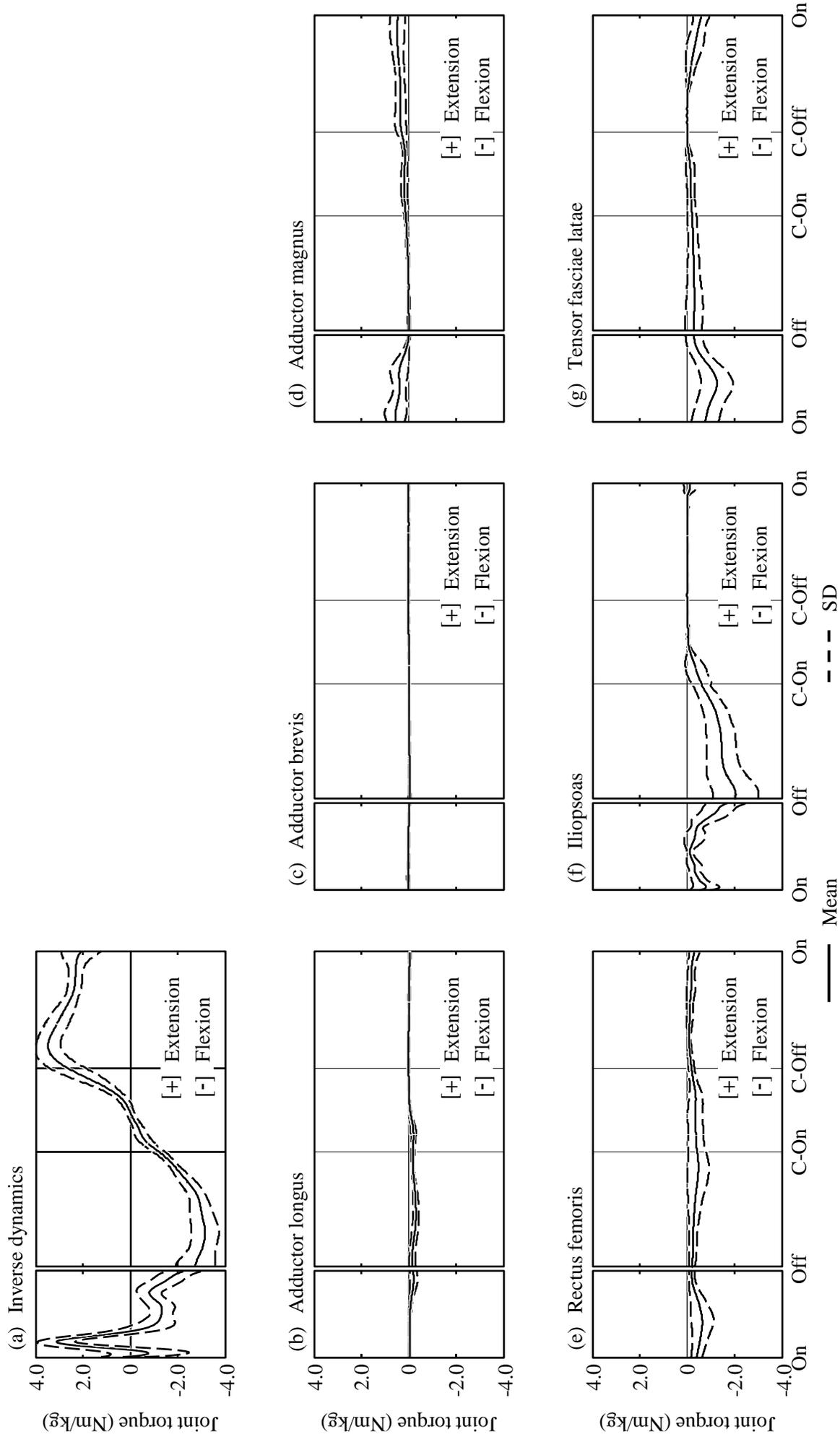


Figure 5-15 Averaged pattern of hip joint torque about extension-flexion axis caused by force of lower limb muscles estimated with EMG-driven method

長内転筋についても、支持期後半から回復期前半において股関節屈曲トルクを生成していたが、腸腰筋と比べると小さかった (Figure 5-15-b).

Figure 5-16 は、EMG-driven method で推定した長内転筋、短内転筋、大内転筋、大腿直筋、腸腰筋、大腿筋膜張筋の張力によって生成された股関節内転-外転軸まわりの関節トルクの平均パターンとその標準偏差を示している。右足離地前後において発揮された股関節内転トルクは内転筋群の張力によって生成されていた (Figure 5-16-b, d).

5.3.3 右脚の股関節力の前後成分に対する長内転筋、大内転筋および腸腰筋の貢献

5.3.3, 5.3.4 で示すデータは、optimization method により推定した筋張力から算出したデータである。

Figure 5-17 は、右足接地から左足接地において、右大腿に作用している右脚股関節力の前後成分に対する、左右股関節および体幹仮想関節による関節トルクの貢献および逆動力学計算によって算出された右股関節力（各関節トルクによる成分、各セグメントの角速度による成分、重力による成分の総和）の前後成分の平均パターンとその標準偏差を示している。支持期後半から回復期前半において、左右の股関節および体幹仮想関節による関節トルクは前方向の股関節力を生成していた。

Figure 5-18 は、右足接地から左足接地における大腿に作用している右脚股関節力の前後成分に対する長内転筋、大内転筋および腸腰筋の張力による股関節トルクの貢献の平均パターンとその標準偏差を示している。支持期後半から回復期前半において、長内転筋および大内転筋の張力が前方向の股関節力を生成していた (Figure 5-18-a, b)。一方、腸腰筋は、回復期前半において前後方向の股関節力の生成は小さかった (Figure 5-18-c)。また、長内転筋、大内転筋が生成していた前方向の股関節力について、内転-外転軸まわりのトルクによって股関節力を生成していた (Figure 5-18-g, h)。一方、腸腰筋については屈曲-伸展軸まわりのトルクによって股関節力を生成していた (Figure 5-18-f)。

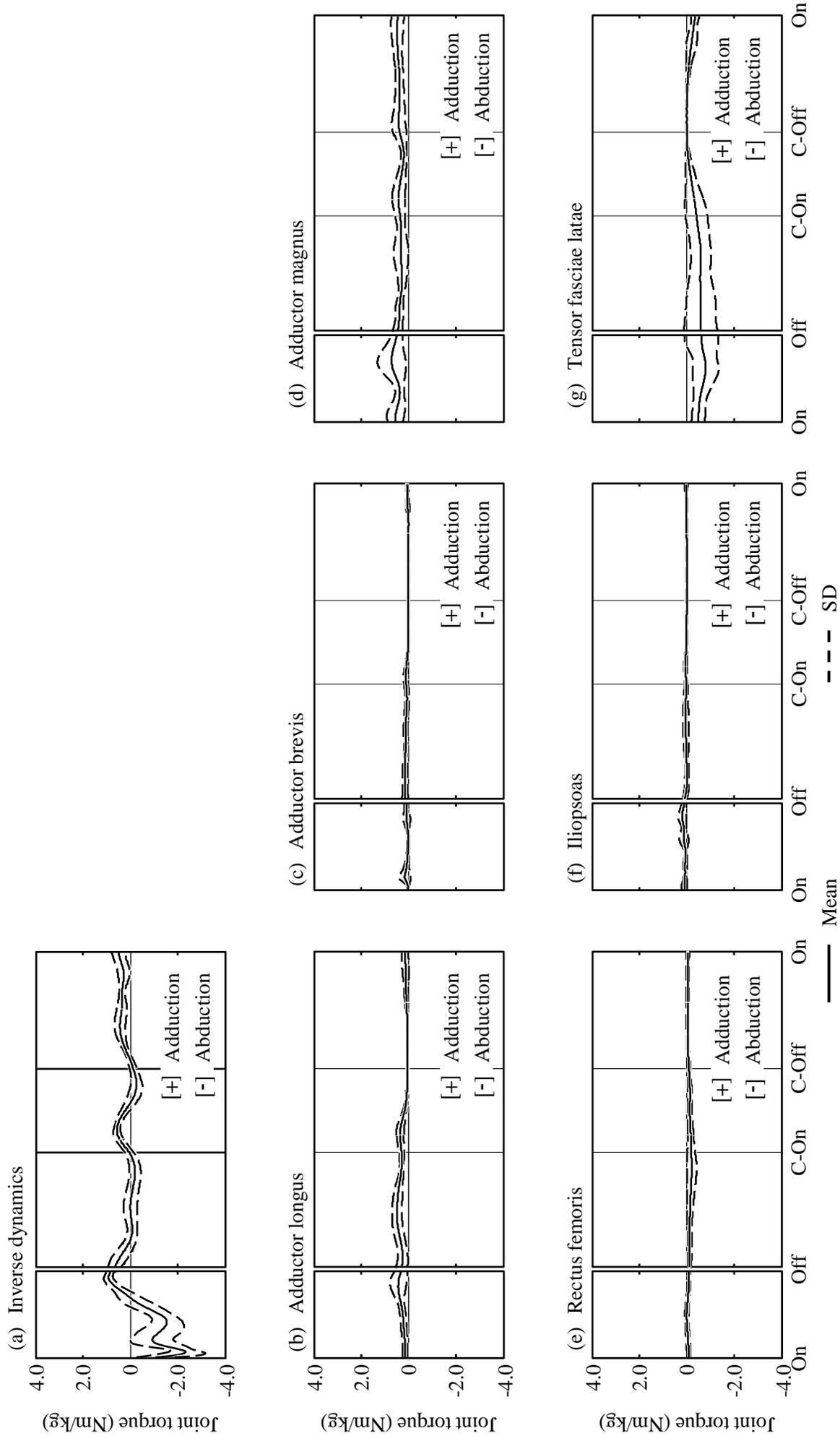
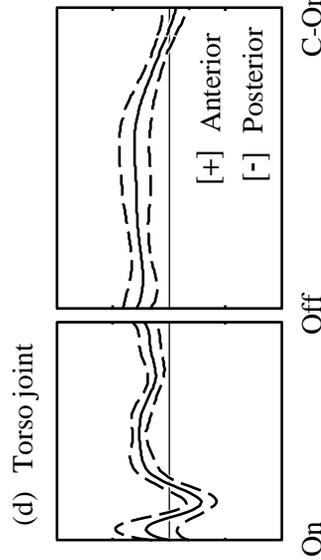
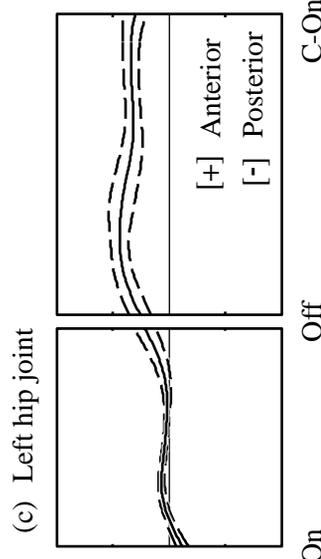
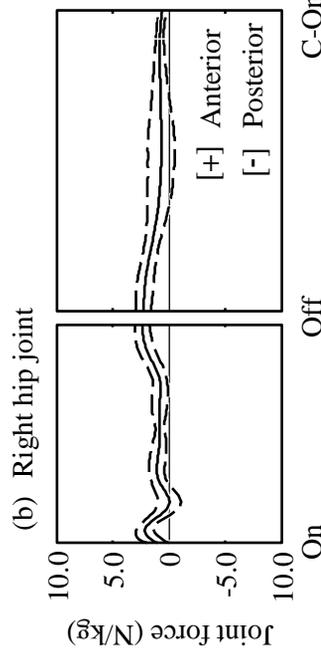
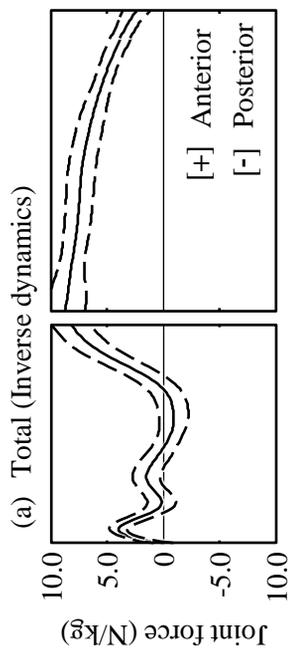


Figure 5-16 Averaged pattern of hip joint torque about adduction-abduction axis caused by force of lower limb muscles estimated with EMG-driven method



— Mean
- - - SD

Figure 5-17 Contribution of anteroposterior right hip joint force acting on the right thigh by joint torque

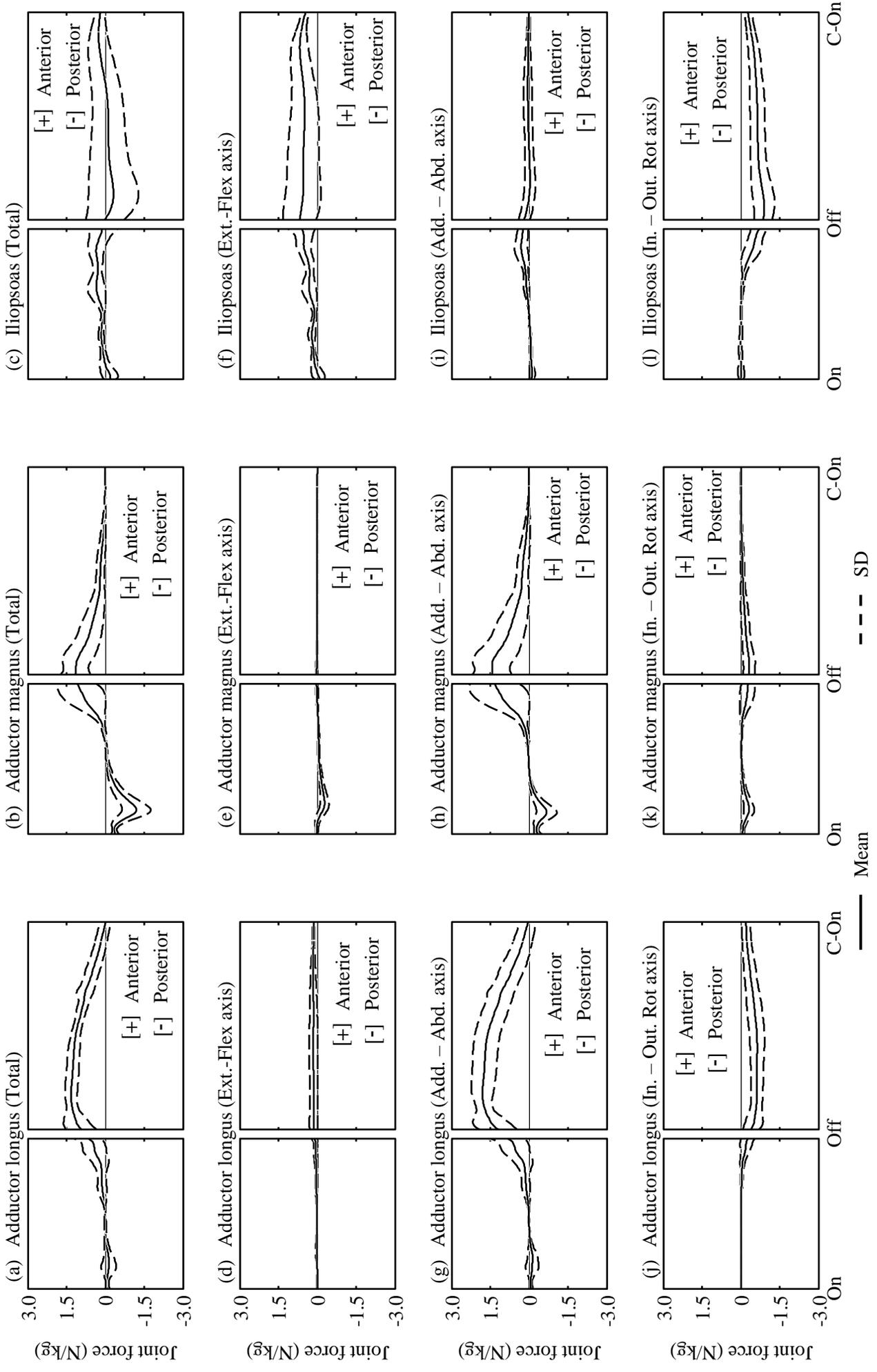


Figure 5-18 Contribution of anteroposterior hip joint force acting on the right thigh by adductors and iliopsoas

Figure 5-19 は、右足接地から左足接地における、長内転筋、大内転筋、腸腰筋の張力によって生成された股関節トルクの平均パターンとその標準偏差を示している。屈曲-伸展軸まわりについて、支持期後半から回復期前半において長内転筋と腸腰筋は股関節屈曲トルクを生成していた (Figure 5-19-a, c)。内転-外転軸まわりについて、長内転筋は支持期後半から回復期前半、大内転筋は離地前後において股関節内転トルクを生成していた (Figure 5-19-d, e)。また、股関節内旋-外旋軸まわりについて、腸腰筋および長内転筋は支持期後半から回復期前半、大内転筋は離地前後において股関節内旋トルクを生成していた (Figure 5-19-g, h, i)。

Figure 5-20 は、右足接地から左足接地において、右股関節屈曲トルク、内転トルクおよび内旋トルクを 1Nm 発揮した場合に、右大腿に作用する股関節力の前後成分を示している。なお、結果はそれぞれの関節トルク成分による関節力の値であり、各セグメントの角速度による成分 (いわゆる運動依存力)、重力による成分は含まれていない。支持期後半から回復期前半において、1Nm の股関節屈曲トルクと内転トルクによって生成される股関節力は前方向に作用していたが、内転トルクによる股関節力の方が大きかった (Figure 5-20-a, b)。また、股関節屈曲トルクについて、大腿に作用している股関節屈曲トルクは前方向の股関節力を生成していたが、下脛に作用している股関節屈曲トルクは後方向の関節力を生成しており、互いに打ち消しあうようなパターンを示していた (Figure 5-20-d, g)。一方、股関節内旋トルクによって生成される股関節力は後方向に作用していた (Figure 5-20-c)。

5.3.4 長内転筋、大内転筋および腸腰筋による大腿に作用している正味のモーメント

Figure 5-21 は、右足接地から左足接地において、左右の股関節および体幹仮想関節が発揮した関節トルクが右大腿に作用させた正味のモーメントの平均パターンとその標準偏差を示している。支持期後半あたりから右脚股関節の股関節トルクは右大腿に対して前方へのスイングを起こすモーメント (Figure 5-21-a)、体幹仮想関節および左脚股関節が発揮し

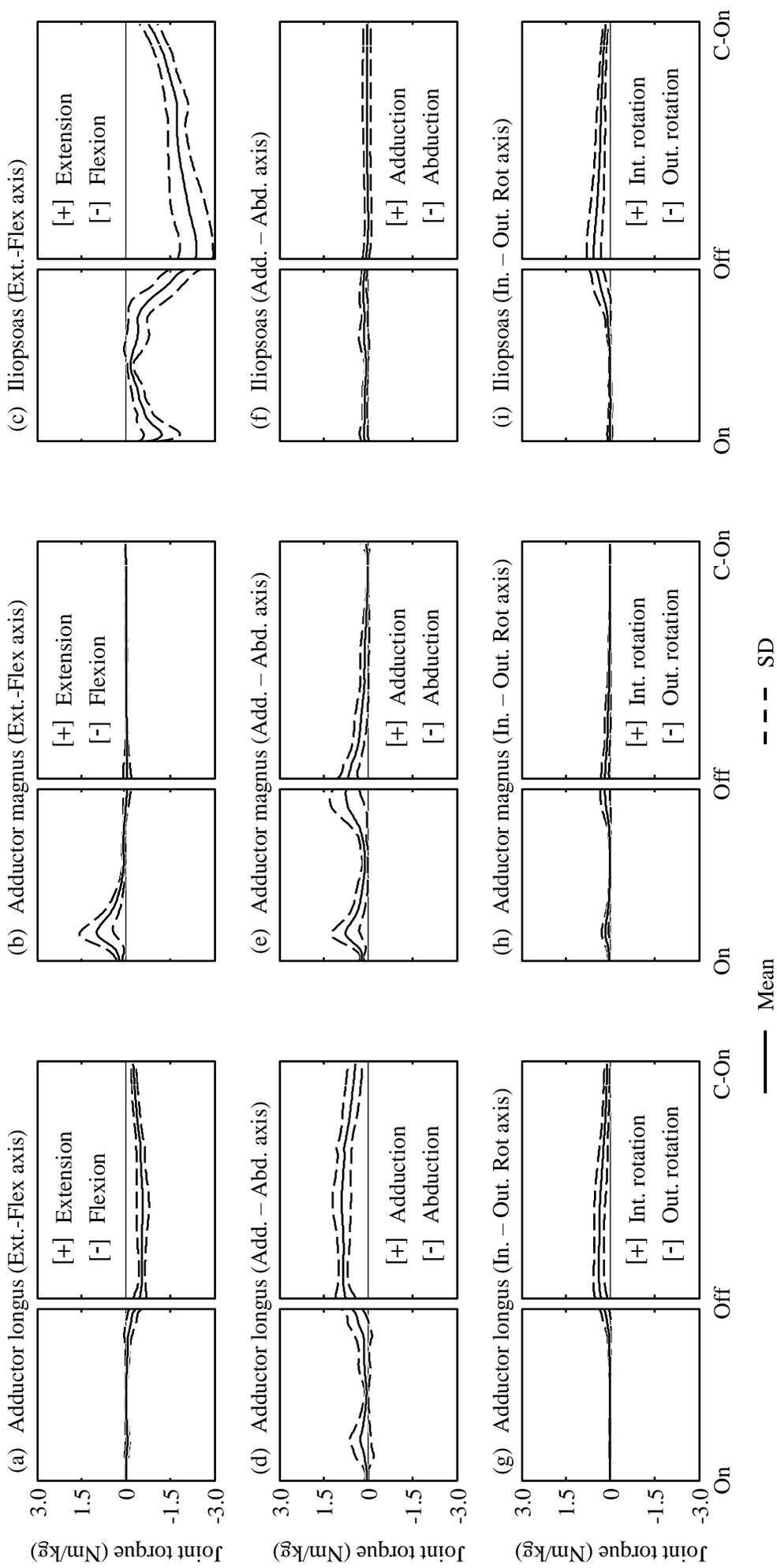


Figure 5-19 Averaged pattern of hip joint torque by adductors and iliopsoas

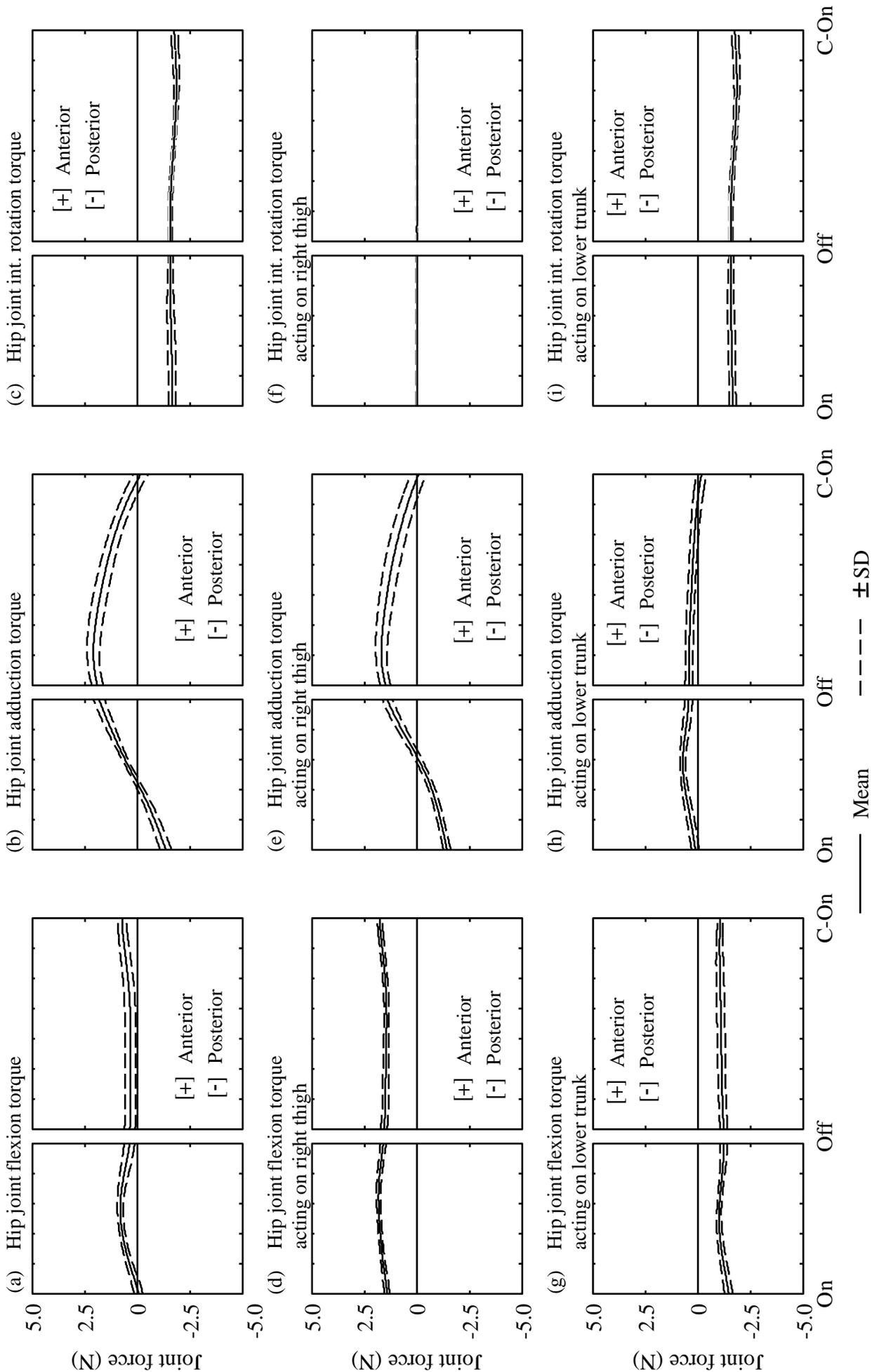


Figure 5-20 Averaged pattern of anteroposterior hip joint force acting on the right thigh by unit hip joint torque

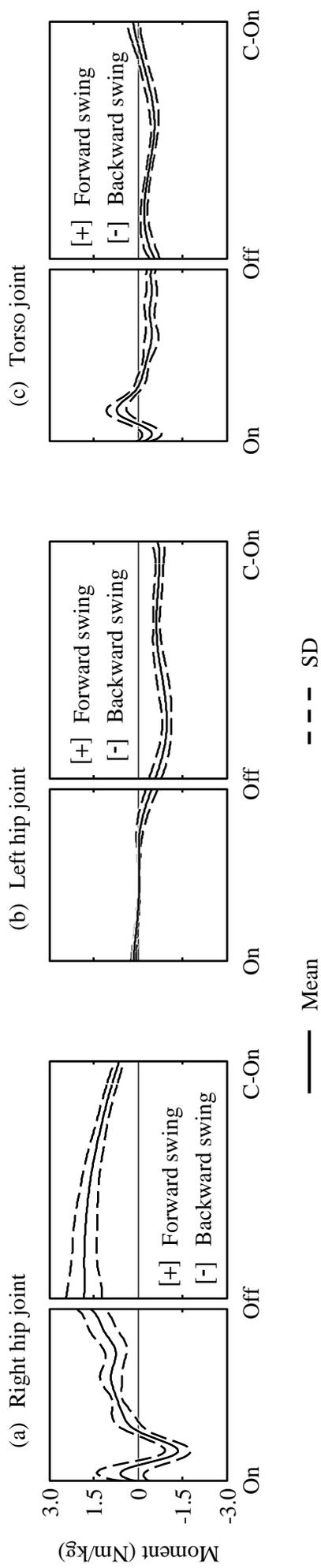


Figure 5-21 Net moment by joint torque acting on the right thigh

たトルクは右大腿に後方へのスイングを起こすモーメントを作用させていた (Figure 5-21-b, c).

Figure 5-22 は, 右脚の長内転筋, 大内転筋および腸腰筋の張力が右大腿に作用させた正味のモーメントの平均パターンとその標準偏差を示している. 腸腰筋による張力は支持期後半から, 右大腿に対して前方へのスイングを起こすモーメントを作用させていた (Figure 5-22-c). また, 長内転筋も右大腿を前方へのスイングさせるモーメントを生成していたが, 腸腰筋と比べると小さかった (Figure 5-22-a). 一方, 大内転筋は, 右大腿に対して正味のモーメントをほぼ作用させていなかった (Figure 5-22-b).

5.4 考察

5.4.1 股関節トルクの生成に対する股関節筋群の内訳について

本章の目的の 1 つは, 支持期後半から回復期前半に発揮される股関節トルクに対する, 腸腰筋および内転筋群を含む股関節筋群の張力の内訳を明らかにすることであった. そこで, 筋骨格モデルを構築し, 1 サイクルにおける股関節筋群の筋張力を推定した. Figure 5-10 は逆動力学計算によって算出した関節トルクと推定した筋張力による関節トルクの和を示している. 1 サイクルについて, 2 種類の関節トルクがほぼ一致していることから, 最適化計算に含まれている制約条件が満たされていることが確認できた.

支持期後半から回復期前半において発揮された股関節屈曲トルクは, 主に腸腰筋の張力によって生成されていた (Figure 5-11-f). 一方, 内転筋群については長内転筋が回復期前半に股関節屈曲トルクを生成していたが, その値は腸腰筋と比べると小さかった (Figure 5-11-b). 全力疾走中における内転筋群の筋活動について表面電極を用いて調べた松尾ほか (2011) は, 長内転筋は支持期後半から回復期前半で活動していることから, 股関節屈曲筋として働いていると述べている. 本研究の被験者においても, 支持期後半から回復期前半で長内転筋は活動をしており (Figure 5-13-f), 股関節屈曲トルクを生成していた (Figure

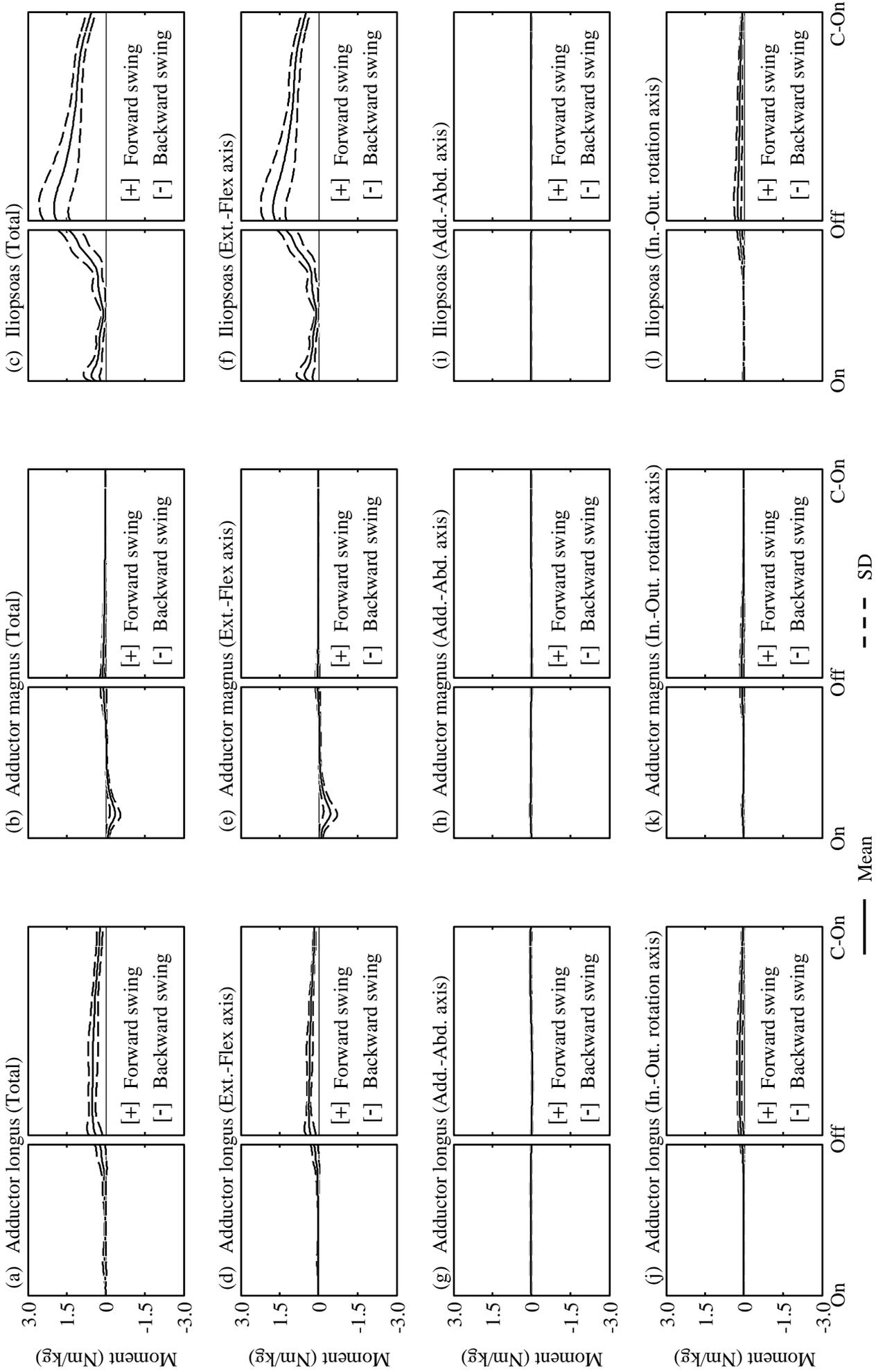


Figure5-22 Net moment by adductors and iliopsoas acting on the right thigh

5-11-b). しかし、長内転筋が生成する股関節屈曲トルクの大きさは腸腰筋と比べると小さく、全力疾走における長内転筋の股関節屈曲筋としての機能は小さいといえる。このことは、全力疾走において、内転筋群が股関節屈曲トルクの生成に寄与していることを推測している先行研究（狩野ほか, 1997; Sugisaki et al., 2011）とは異なった結果である。

上述した結果は、OpenSim に含まれる筋骨格モデル（3DGaitModel2392）を用いて推定した結果であり、内転筋群の付着位置をわずかに移動させることによって、股関節トルクに対する内転筋群と腸腰筋による張力の内訳が大きく変化する可能性が考えられる。そこで、長内転筋の付着点を移動させ、筋張力を推定し、股関節筋群の内訳を確認したが、付着点を移動させたすべてのモデルにおいて、長内転筋による股関節屈曲トルクの大きさが腸腰筋によるものを上回ることはなかった（Figure A-3~9）。

内転筋群が股関節屈曲トルクの生成に寄与せず、先行研究と異なる結果がみられた理由として、右足離地前後に発揮される股関節内転トルクの大きさが挙げられる（Figure 5-12）。支持期後半から回復期前半において、長内転筋は股関節の屈曲作用をわずかに持っているが（Figure 5-11-b）、この屈曲作用を大きくするために発揮する張力を大きくした場合、その張力により股関節内転トルクも同時に大きくなる。長内転筋による股関節内転トルクが大きくなると、過度な股関節内転トルクによって、回復期前半あたりで股関節内転動作が大きくなり、適切な走動作を行うことができなくなる可能性がある。また、最適化計算に着目して考察すると、制約条件が満たされなくなるか、制約条件を満たすために、大腿筋膜張筋のような股関節外転筋がより大きな張力を発揮して目的関数が大きくなる可能性もある。このようなことから、長内転筋の張力による股関節屈曲トルクが腸腰筋と比べると小さかったと考えられる。

Yokozawa et al. (2007) は 3.3, 4.2 および 5.0m/s の走動作を二次元動作分析（矢状面）し、筋骨格モデルを用いて筋張力による関節トルクを算出している。そこで、支持期前半から回復期前半に発揮される股関節屈曲トルクは、腸腰筋と内転筋群によって生成されて

いることを述べている。しかし、この研究は、矢状面上の分析であるため、最適化計算で用いた制約条件は、足関節底屈-背屈軸、膝関節および股関節屈曲-伸展軸について、逆動力学計算による関節トルクと筋張力による関節トルクの和が一致するように設定している。すなわち、Yokozawa et al. (2007) の結果は、股関節内転-外転軸、内旋-外旋軸まわりの関節トルクを考慮していない条件で示されていたものである。また、スプリンターの内転筋群の筋量(狩野ほか, 1997; Sugisaki et al., 2011) や筋電図を用いて疾走中の内転筋群の筋活動(松尾ほか, 2011) を調べた研究では、最大疾走速度局面の走動作を二次元動作分析した研究(阿江ほか, 1986; 馬場ほか, 2000) の結果をもとに内転筋群が股関節屈曲トルクを生成していることを推測している。すなわち、内転筋群が支持期後半から回復期前半において、股関節の屈曲に作用している可能性を述べている先行研究は、矢状面上の動作のみに注目しており、支持期後半から回復期前半における内転-外転軸まわりのトルクの大きさについては考慮されていないことがわかる。一方、本研究では、三次元の動作分析を行っているため、股関節トルクの制約条件は、3 軸まわり(屈曲-伸展, 内転-外転, 内旋-外旋) について逆動力学計算による関節トルクと筋張力による関節トルクの和が一致するように設定していることから、内転筋群が持っている股関節の屈曲作用は小さいという結果は、先述した先行研究の結果および推測と比べて妥当性が高いといえる。

本章では、内転筋群の股関節屈曲筋としての機能が小さいという結果の一般性を高めるために、表面筋電図で計測した筋活動データを入力値として、筋張力を推定し、股関節トルクに対する股関節筋群の内訳を検討した。その結果、支持期後半から回復期前半において発揮された股関節屈曲トルクは、主に腸腰筋の張力によって生成され (Figure 5-15-f), 長内転筋が生成した股関節屈曲トルクは腸腰筋と比べると小さかった (Figure 5-15-b)。この結果は、optimization method によって推定した結果とほぼ同じであったといえる (Figure 5-11-b, f)。このような結果がみられた理由として、optimization method と同様に、支持期後半から回復期前半において、股関節屈曲トルクに対する長内転筋の内訳を高

めるために長内転筋が大きな張力を発揮すると、同時に股関節内転トルクが過度に大きくなることが挙げられる。

以上のことから、支持期後半から回復期前半において、内転筋群が股関節の屈曲筋として働いている可能性は低いといえるが、内転筋群の筋量が多い短距離走者ほどスプリント能力が高いことが明らかになっていることから、内転筋群は最大疾走速度を高めるために股関節屈曲トルク生成以外の機能を持っている可能性がある。そこで、以下では、右足離地前後において、股関節内転トルクの生成に対する内訳が大きかった長内転筋、大内転筋、支持期後半から回復期前半において、股関節屈曲トルクを多く生成していた腸腰筋に着目して、動力学的分析を用いて、内転筋群と腸腰筋のリカバリー動作に対する機能について考察していく。

5.4.2 右股関節力の前後成分に対する長内転筋、大内転筋および腸腰筋の貢献について

宮下ほか（1986）は、世界一流スプリンターと日本一流スプリンターを比較し、世界一流スプリンターは離地後の大腿の後方への振れ幅が小さいと述べている。また、矢田ほか（2011）は、世界一流スプリンターと日本人大学短距離選手の最大疾走速度局面の疾走動作を比較し、世界一流スプリンターは接地時において、逆脚の股関節がより屈曲した姿勢であった（回復脚の引き付けが速い）ことを明らかにしている。これらのことから、最大疾走速度を高めるために、支持期後半から回復期前半において、脚を素早く前方向に加速させることが重要であると考えられる。そこで、身体 15 セグメントの運動方程式と身体 14 関節の連結方程式を連立方程式でまとめ、それを解くことにより、右股関節力に対する各関節トルクおよび右股関節筋群の貢献を算出した。その結果、支持期後半から回復期前半における前方向の股関節力は、左右股関節および体幹仮想関節の関節トルクによって生成されていた（Figure 5-17）。第 4 章の結果から、支持期後半における支持脚（本章における右脚）の股関節力は、支持脚の股関節屈曲および内転トルク、体幹仮想関節によるトルク、

遊脚（本章における左脚）の股関節伸展トルクによって生成されていることが明らかになっており、本章でも、これらの関節トルクによって前方向の関節力を生成していたと考えられる。そこで、以下では、右股関節力の前後成分に対する、右脚の長内転筋、大内転筋および腸腰筋の張力の貢献を調べることによりそれらの筋のリカバリー動作に対する機能を明らかにする。

支持期後半から回復期前半において、右大腿に作用している股関節力の前後成分に対する右脚の長内転筋、大内転筋および腸腰筋の張力の貢献について、長内転筋と大内転筋は前方向の股関節力を生成し（Figure 5-18-a, b）、腸腰筋は前方向の股関節力を生成していなかった（Figure 5-18-c）。この結果は、長内転筋および大内転筋の張力は右脚を前方へ加速させているが、腸腰筋の張力は右脚を前に加速させていないことを示している。支持期後半から回復期前半に発揮される股関節屈曲トルクは、股関節伸展位から屈曲位に姿勢を変えることにより、身体に対して後方にある脚を前方に引き出していると考えられているが（阿江ほか, 1986; 渡邊ほか, 2003）、股関節屈曲トルクをもっとも多く生成していた腸腰筋は右脚を前方に加速させる作用を持っていなかった。そこで、以下では、このような結果がみられた理由について考察していく。

それぞれの筋張力による前方向の股関節力への貢献について、支持期後半から回復期前半では、長内転筋および大内転筋は内転-外転軸、腸腰筋は屈曲-伸展軸まわりの関節トルクが前方向の股関節力を生成していた（Figure 5-18-f, g, h）。また、その局面において、長内転筋および大内転筋は股関節内転トルク、腸腰筋は股関節屈曲トルクを生成していることから（Figure 5-19-c, d, e）、内転筋群は股関節内転トルクによって、腸腰筋は股関節屈曲トルクによって前方向の股関節力を生成していたといえる。ここで、長内転筋および大内転筋による股関節内転トルクと腸腰筋による股関節屈曲トルクの大きさを比べると腸腰筋による股関節屈曲トルクの方が大きい（Figure 5-19-c, d, e）、長内転筋および大内転筋による股関節内転トルクの方がより大きな前方向の股関節力を生成していた（Figure 5-18-f, g,

h). このことは、股関節内転トルクの方が小さな関節トルクで大きな股関節力を生み出すことができることを示している。その原因を調べるために、右足接地から左足接地までの間において股関節屈曲トルクおよび内転トルクを 1Nm 発揮した場合に発生する股関節力の大きさを検討した。その結果、股関節屈曲トルクによって生成された股関節力は、股関節内転トルクによって生成された股関節力よりも小さかった (Figure 5-20-a, b)。そこで、股関節屈曲および内転トルクについて、同じ大きさの関節トルクを発揮した場合でも、生成される股関節力に違いが生じる理由について考察する。

股関節屈曲トルクを 1Nm 発揮した場合、大腿に作用している股関節屈曲トルクは前方向の関節力、下脛に作用している股関節屈曲トルクは後ろ方向の関節力を大腿に対して生成し、互いに打ち消し合うようなパターンを示していた (Figure 5-20-d, g)。Figure 5-23 は、股関節屈曲トルクによって生成される股関節力についての説明を図示したものである。股関節屈曲トルクは、被験者を右側方からみた場合、大腿に対して反時計回りの回転作用を持っている。この回転作用により、股関節を介して下脛セグメントには後ろ方向の力が作用する。下脛セグメントに作用している後ろ方向の力の反作用として大腿には前方向の力が作用しているため股関節力は前方向であったと考えられる。一方、下脛に作用している股関節屈曲トルクは時計回りの回転成分を持っているため、右股関節を介して右大腿に対して後方の力 (大腿に作用している後ろ方向の股関節力) を作用させていたと考えられる。したがって、股関節屈曲トルクについて、大腿に作用している回転作用による関節力と下脛に作用している回転作用による関節力が互いに打ち消し合っていたため、大腿に作用している前方向の股関節力の生成が小さかったと考えられる。

股関節内転トルクによって大腿に対して生成された股関節力の前後成分は、支持期後半から回復期前半において、下脛に作用している成分により前方向の股関節力が大きくなり、それにより前方向の股関節力の総和が大きくなっていた (Figure 5-20-b, e)。Figure 5-24 は、股関節内転トルクによる前後方向の股関節力の生成について説明したものである。支

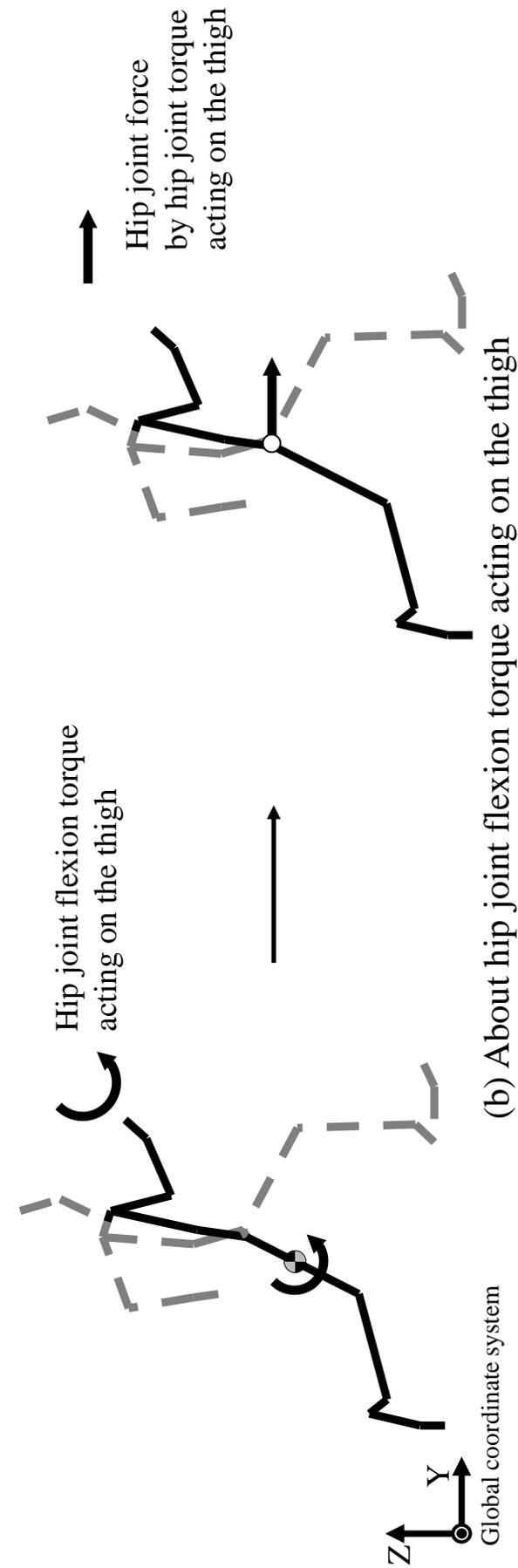
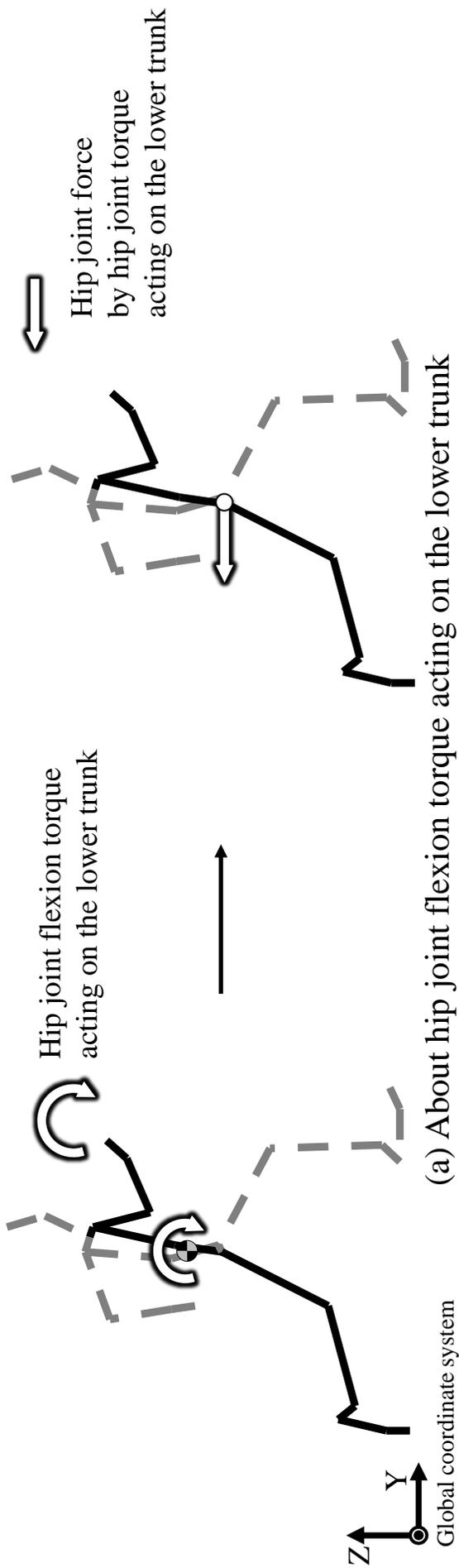


Figure 5-23

A schematic representation of hip joint force by hip flexion torque

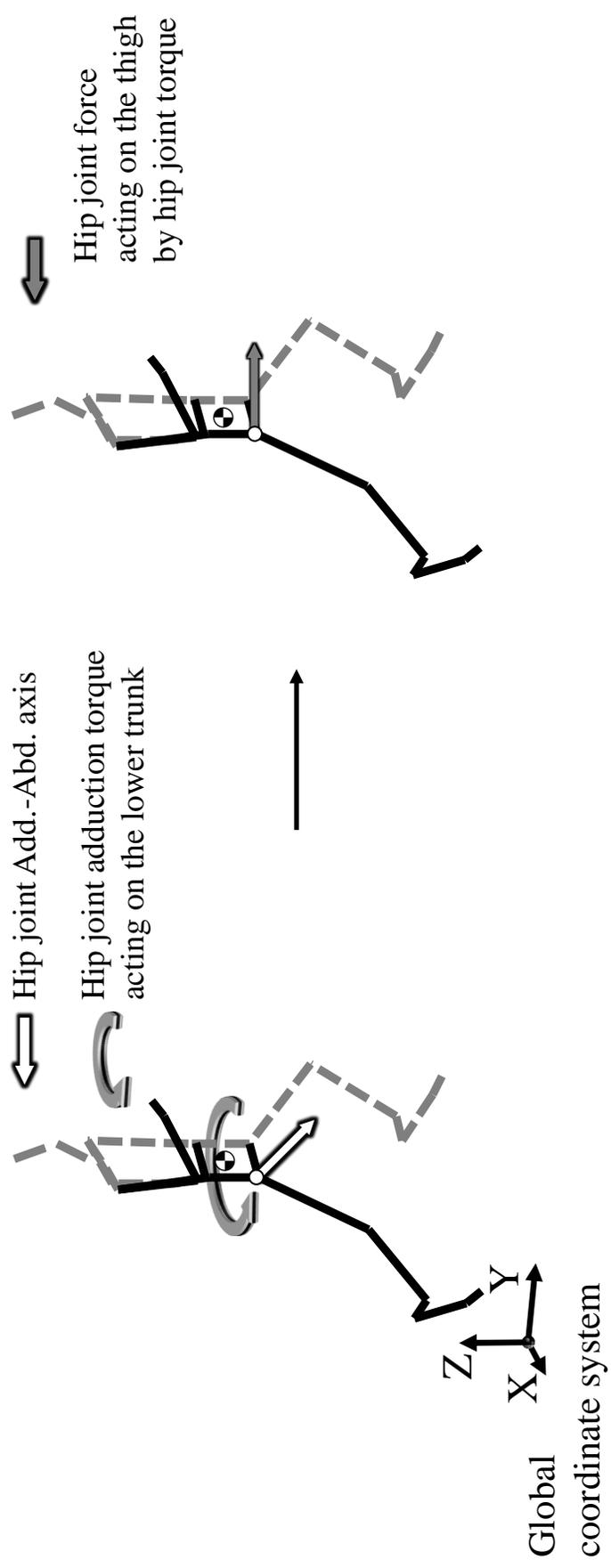


Figure 5-24 A schematic representation of hip joint force by hip adduction torque

持期後半から回復期前半において、大腿は後方にスイング（上半身に対して大腿が後方にある状態）した姿勢であるため、股関節内転-外転軸は下方向を向く。つまり、股関節内転トルクは鉛直軸まわりの回転成分を持ち、**Figure 5-24** に示した姿勢の場合、股関節内転トルクは下胴セグメントに作用している回転作用の鉛直軸成分によって、右脚を前方に引っ張る力（前方向の右股関節力）を生成していたと考えられる。

以上のことから、同じ大きさの股関節屈曲トルクと内転トルクを發揮した場合でも、生成される前方向の股関節力が異なり、それにより、内転筋群と腸腰筋の張力によって発生する関節力の前後成分に差が生じたと考えられる。

支持期後半から回復期前半では、内転筋群および腸腰筋は股関節内旋トルクを發揮してしており (**Figure 5-19-g, h, i**)、内旋トルクは後ろ方向の股関節力を大腿に対して生成していた (**Figure 5-18-j, k, l**)。まず、内転筋群や腸腰筋の張力が股関節内旋トルクを生成していることについて、**Basmajian and Slonecker (1989)** は、内転筋群の停止は大腿骨の内側から後面に入り込むように付着していること、大腿骨は骨頭脛があるため股関節中心は大腿骨の長軸方向にはなく、身体の内側に位置することから、内転筋群は股関節内旋作用を持っていると報告している。また、腸腰筋についても、その停止は大腿骨の内側から小転子に付着していることから内旋作用を持っている可能性がある。このことから、本研究で用いた筋骨格モデルでも、内転筋群および腸腰筋が股関節内旋トルクを生成していたと考えられる。次に、股関節内旋トルクが後ろ方向の股関節力を大腿に対して生成していたことについて検討する。**Figure 5-20-c** は 1Nm の内旋トルクによって生成させる股関節力を示したものである。また、**Figure 5-25** は、支持期後半から回復期前半における股関節内旋トルクによる股関節力の生成についての説明を図示したものである。大腿に作用している股関節内旋トルクは大腿の長軸まわりの回転成分であるため、脚の重心の加速にほぼ影響を与えていなかったと考えられる。また、その反作用である下胴に作用している股関節内旋トルクは、主に、鉛直軸まわりの成分によって大腿に対して後ろ方向の力（大腿に作

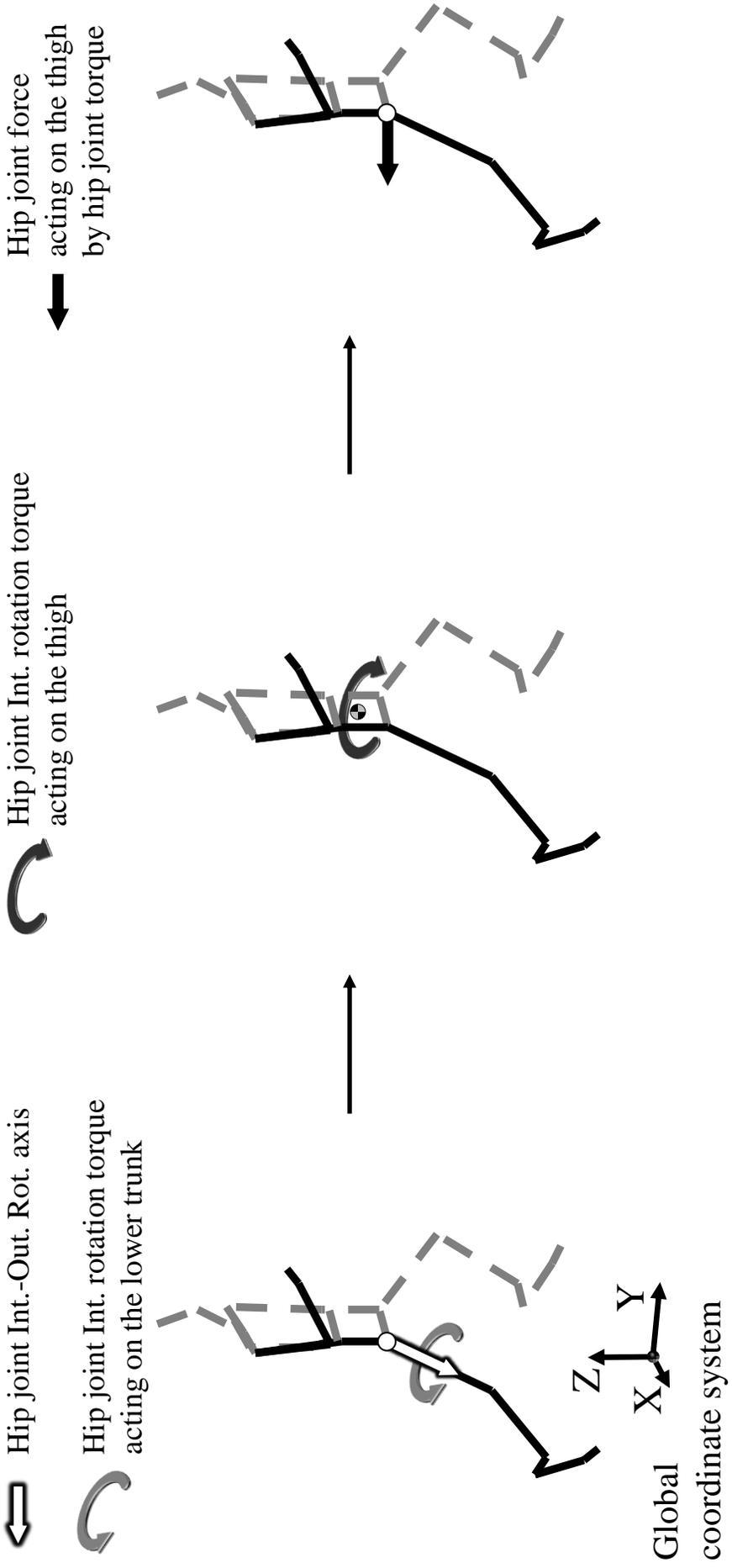


Figure 5-25 A schematic representation of hip joint force by hip Int. rotation torque

用する後ろ方向の股関節力) を作用させていたと考えられる。そのため、股関節内旋トルクは後ろ方向の関節力を生成していたと考えられる。したがって、支持期後半から回復期前半において、内転筋群は股関節を内転させようとする作用と同時に前方向の股関節力を生成し、脚を前に引き出していた(前方へ加速させていた)と考えられる。一方、腸腰筋は、前方向の股関節力を生成しておらず、その理由として股関節屈曲トルクは1Nmあたりに生成される股関節力が小さいこと、内旋トルクが後ろ方向の股関節力を生成してしまうことが考えられる。

しかし、世界一流スプリンターは離地瞬間から股関節屈曲トルクが日本人学生スプリンターより大きく、その後のピーク値も大きいことを示している研究(矢田ほか, 2012)、最大疾走速度と股関節屈曲トルクの大きさに有意な正の相関関係が認められたことを報告した研究(渡邊ほか, 2003)、疾走速度の増加に伴って股関節屈曲トルクおよび腸腰筋の張力が増加することを報告した研究(Dorn et al., 2012; 羽田ほか, 2003; Schache et al., 2011)から、最大疾走速度を高めるためには、股関節屈曲トルクおよび腸腰筋の張力を大きくすることは重要であると考えられる。そこで、以下では、内転筋群および腸腰筋の張力が右大腿に作用させた正味のモーメントを検討することにより、腸腰筋のリカバリー動作の機能について考察していく。

5.4.3 長内転筋、大内転筋および腸腰筋による大腿に作用している正味のモーメント

支持期後半から回復期前半では、身体に対して後方にある脚を前に加速させると同時に、後方にスイングした大腿を前方へスイングさせる必要がある。そこで、左右股関節および体幹仮想関節が発揮した関節トルクが右大腿セグメントに作用させた正味のモーメントについて検討した。その結果、支持期後半から回復期前半では、左股関節および体幹仮想関節は、大腿に対して後方スイングさせるモーメントを作用させていた(Figure 5-21-b, c)。その理由として、この局面では、左股関節および体幹仮想関節は前方向の右関節力を大腿

に作用させており (Figure 5-17-c, d), これにより後方スイングのモーメントが発生したと考えられる (Figure 5-26). 一方, 右股関節は, 前方へのスイングを起こすモーメントを右大腿に作用させており (Figure 5-21-a), 主に, 腸腰筋の張力がそのモーメントを生成していた (Figure 5-22-c). また, 腸腰筋による正味のモーメントを詳細にみると, 股関節屈曲-伸展軸まわりの成分によって前方へのスイングを起こすモーメントを大腿に対して生成しており (Figure 5-22-f), 腸腰筋は支持期後半から回復期前半において, 股関節屈曲トルクを発揮していた (Figure 5-19-c). このことから, 腸腰筋による股関節屈曲トルクによって, 前方スイングのモーメントが生成されていたといえる. そこで, このようなことがみられた理由について考察する. まず, 本研究で定義した大腿の前方-後方スイングは, 絶対座標系の X 軸まわりの回転であり (Figure 5-9), 走運動の場合, 股関節屈曲-伸展軸は絶対座標系の X 成分を多く持っているため, 腸腰筋による股関節屈曲トルクが大腿を前方にスイングさせる作用を持っていたと考えられる. また, 別の理由として, 支持期後半から回復期前半に発揮される股関節屈曲トルクは, 前方向の股関節力の生成が小さかったため (Figure 5-20-a), Figure 5-26 で示した前方向の股関節力によって生成される後方へのスイングを起こすモーメントが小さかったことが考えられる.

以上のことから, 腸腰筋は脚を前方に加速させる作用はなかったが, 大腿に対して前方スイングのモーメントを生成していたと考えられる. 離地後において, 身体に対して後方にある脚を前方に加速させるためには, 大腿に前方向の股関節力を作用させる必要があるが, 前方向の股関節力により大腿セグメントには後方スイングを起こすモーメントが作用する. したがって, 離地後の大腿が後方スイングした姿勢から大腿を前方へスイングさせ, 次の接地の準備をするためには, 股関節力による後方スイングのモーメントよりも大きな前方スイングを起こすモーメントが発生するように腸腰筋は張力を発揮する必要があると考えられる.

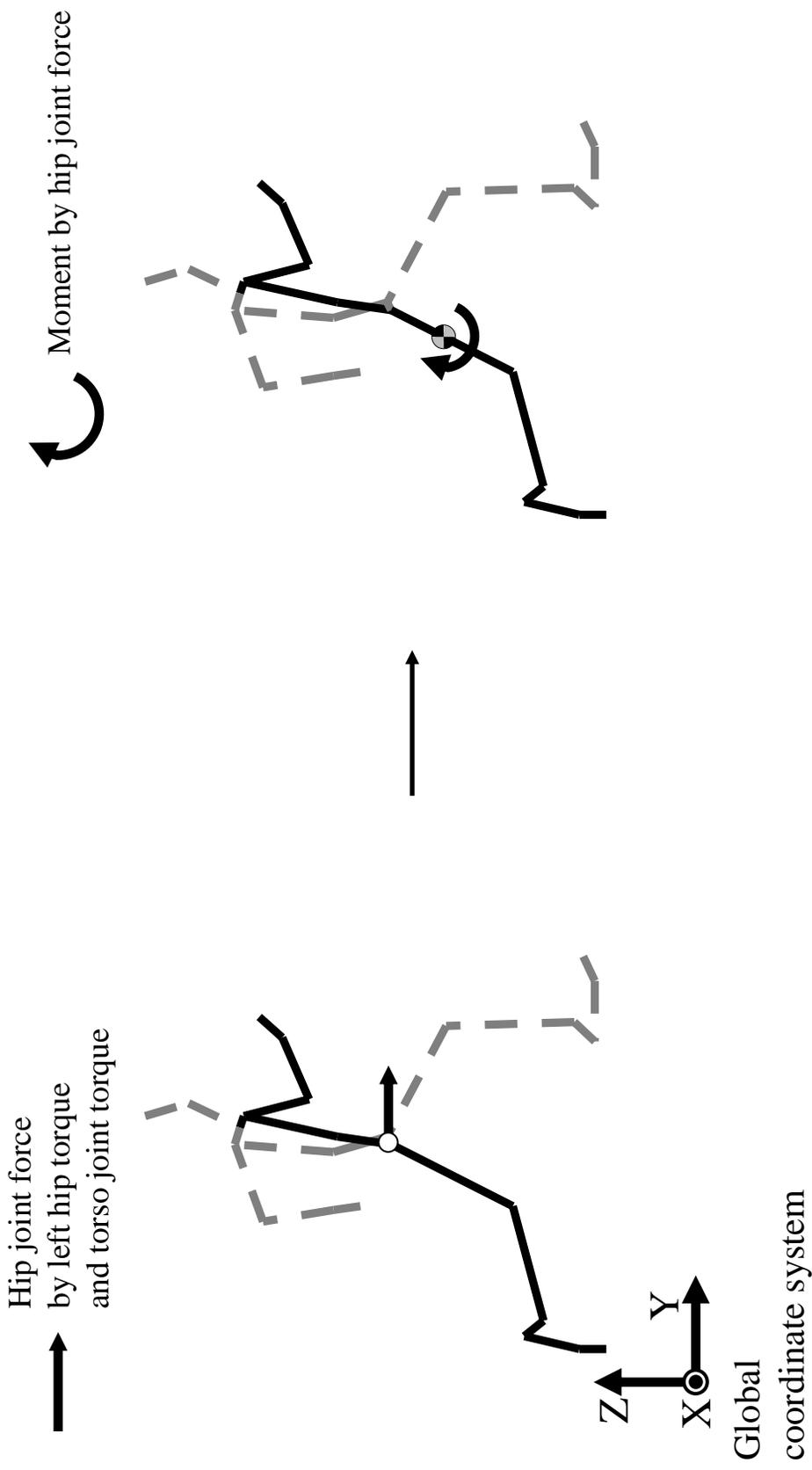


Figure 5-26 A schematic representation of moment by hip joint force

5.5 まとめ

本章の目的は、筋骨格モデルを用いて、支持期後半から回復期前半における股関節トルクの生成に対する内転筋群および腸腰筋を含む股関節筋群の内訳を明らかにすること、そして筋張力の股関節トルクの生成に対する内訳を明らかにしたうえで、リハビリ動作に対する内転筋群および腸腰筋の機能を明らかにすることとした。得られた結果をまとめると以下ようになる。

- ① 支持期後半から回復期前半で発揮される股関節屈曲トルクは、主に腸腰筋で生成されており、内転筋群によって生成される股関節屈曲トルクは小さかった。
- ② 支持期後半から回復期前半において、内転筋群は、股関節内転作用によって、脚を前方に加速させており、腸腰筋の張力は脚を前方向に加速させていなかった。
- ③ 支持期後半から回復期前半において、腸腰筋は大腿に対して前方へのスイングを起こすモーメントを作用させていた。

先行研究より、支持期後半から回復期前半において、内転筋群は股関節屈曲筋として働いていると推測されているが、本研究の結果から、内転筋群による股関節屈曲作用は小さいことが明らかになった。しかし、内転筋群は、その内転作用によって脚を前方に加速させていた。また、腸腰筋は股関節屈曲作用によって脚を前方に加速させていると考えられていたが、本研究の結果から、腸腰筋は脚を前に加速させておらず、大腿の前方スイングモーメントを生成していたことが明らかになった。以上のことは、三次元分析、動力学的分析および筋張力推定を行うことにより初めて明らかになったことである。

第 6 章 総合討論

本研究は、研究課題 1（第 4 章）において、最大疾走速度局面における走動作中の股関節屈曲および内転トルクが骨盤の鉛直軸まわりの動きに与える影響を明らかにし、リカバリー動作に対する股関節トルクの機能を検討した。また、研究課題 2（第 5 章）では、走動作中の内転筋群および腸腰筋が下胴セグメントおよび同側の脚に与える影響を明らかにし、リカバリー動作に対する 2 つの筋の機能を検討した。そこで、本章では、先行研究を踏まえて本研究で得られた結果を再検討することにより第 4 章、第 5 章から得られた知見の重要性や新規性について考察し、トレーニングへの示唆について考察する。

6.1 股関節屈曲および内転トルクが骨盤および同側の脚に与える力学的な作用について

水平面からみた走動作の支持期中における骨盤の動きは、支持期中盤以降では支持脚側の股関節が前に進むように回転していることが明らかになっている（松尾, 2006; Novacheck, 1998; Saunders et al., 2005）。また、支持期中盤以降に骨盤を前方回転させることにより、脚が後方に流れるのを抑え、逆脚接地時に地面反力のブレーキ成分が過度に大きくなるのを防いでいると考えられている（松尾, 2006; Novacheck, 1998; Saunders et al., 2005）。しかし、骨盤の動きを決定している力学的な要因は明らかになっていないため、本研究では 3 次元の動作分析を行い、力学的な要因を明らかにし、股関節トルクのリカバリー動作に対する機能について検討した。その結果、支持期後半において支持脚の股関節屈曲トルクは、下胴に対して同側の股関節を後ろに戻すような鉛直軸まわりのモーメントを（Figure 4-13-a）、支持脚の股関節内転トルクおよび体幹仮想関節によるトルクは、下胴に対して同側の股関節を前に進めるような鉛直軸まわりのモーメントをそれぞれ作用させていた（Figure 4-13-d, i）。また、支持期後半から回復期前半において、股関節屈曲トルクを 1Nm 発揮した場合に生成される前方向の股関節力は小さく（Figure 5-20-a）、股関節内

転トルクによって生成される前方向の股関節力は股関節屈曲トルクよりも大きかった (Figure 5-20-b). さらに, 股関節屈曲トルクは, 大腿に対して前方スイングを起こすモーメントを生成していた (Figure 5-22-f). これらの結果は, 股関節屈曲トルクによる脚を前方向に加速させる作用が小さいこと, 股関節内転トルクにより脚が前方向に加速していることを示しており, 二次元動作分析により走動作における股関節屈曲トルクの機能を説明している先行研究とは異なった結果といえる. そこで, 以下に, 走動作を分析した先行研究を振り返り, その問題点, 本研究で得られた結果が先行研究と異なった原因について考えていく.

最大疾走速度局面を含む走動作をキネティクスの動作分析した研究は, 様々な走速度における走動作 (定速度) を分析した研究 (阿江ほか, 1986; Dorn et al., 2012; Schache et al., 2011), クラウチングスタートからの全力疾走の動作分析を行った研究 (馬場ほか, 2000; 羽田ほか, 2003; 伊藤ほか, 1997), スプリント能力が異なる被験者について走動作を分析した研究 (渡邊ほか, 2003; 矢田ほか, 2012) に分けられる. それらの研究の中で, 阿江ほか (1986) は, 走速度増加により股関節屈曲トルクの発揮が大きくなること, 股関節屈曲トルクによる仕事量が有意に増加すること明らかにし, 支持期後半から回復期前半で発揮される股関節屈曲トルクによって大腿を引きつけていると述べている. また, 羽田ほか (2003) は, 100 走の 10m 毎の走動作を分析し, 減速局面では, 回復期前半に脚を引きつける股関節屈曲トルクが減少すると述べている. さらに, 短距離走者の最大疾走速度局面における走動作を分析した渡邊ほか (2003) は, 疾走速度と股関節屈曲トルクのピーク値との間に有意な相関関係がみられ, 優れた短距離走者は股関節屈曲トルクによって素早く脚を前方へと切り返していると述べている. 矢田ほか (2012) は, 世界一流スプリンターと日本人学生スプリンターについて最大疾走速度局面のキネティクスの相違を調べ, 日本人学生スプリンターと比べて世界一流スプリンターは離地時の股関節屈曲トルクの発揮が統計的に有意に大きいことを明らかにし, より大きな股関節屈曲トルクによって世界一流スプリン

ターは回復脚の引きつけを早めることができていると述べている。これらの統計処理を用いて股関節屈曲トルクと疾走速度との関係などを調べた先行研究によって、スプリント能力の向上のために、股関節屈曲トルクの発揮が重要であることが明らかになっている。しかし、先行研究の中で述べられている股関節屈曲トルクが「大腿を前方に切り返す」(渡邊ほか, 2003), 股関節屈曲トルクが「大腿を引きつける」(阿江ほか, 1986; 羽田ほか, 2003; 矢田ほか 2012) という表現が Figure 6-1 で示したように「股関節の伸展した姿勢から屈曲した姿勢にする」「上半身に対して後方にある脚を前方へ進める」という 2 つの動作を組み合わせた動作 (脚のリカバリー) を表している場合、「大腿を前方に切り返す」「大腿を引きつける」といった股関節屈曲トルクの役割は、走速度の増加に伴って股関節屈曲トルクが増加するという結果から導き出された推論である。股関節屈曲トルクが持っている股関節の屈曲作用, 脚を前方向に加速させる作用を定量化するためには、多体系の運動方程式に基づいた分析 (動力的分析) を行い、関節トルクと関節力や関節トルクとセグメントの加速度および角加速度との関係を調べる必要がある。また、二次元動作分析では、左右軸の並進成分と鉛直および前後軸まわりの回転成分を考慮できないため、動力的分析の結果にも影響を及ぼす可能性がある。そこで、本研究では、走動作の三次元データを用いて動力的分析を行った結果、上述したように、支持期後半から回復期前半において股関節屈曲トルクによって生成させる前方向の股関節力が小さいこと (Figure 5-20-a), ならびに大腿に対して前方スイングを起こすモーメントを生成していたことが示された (Figure 5-22-f)。

以上のことから、全力疾走の動作分析を行った先行研究では、矢状面上の動作のみに着目し、股関節屈曲トルクの大きさと走速度の相関関係の結果から脚の動きを推測していたため、「脚を引き付ける」「大腿を前方に切り返す」のような脚を前に加速させるという意味が含まれるような誤った考察が行われたと考えられる。一方、本研究の動力的分析によって示された結果は、走動作の三次元データを収集し、多体系の運動方程式に基づいて

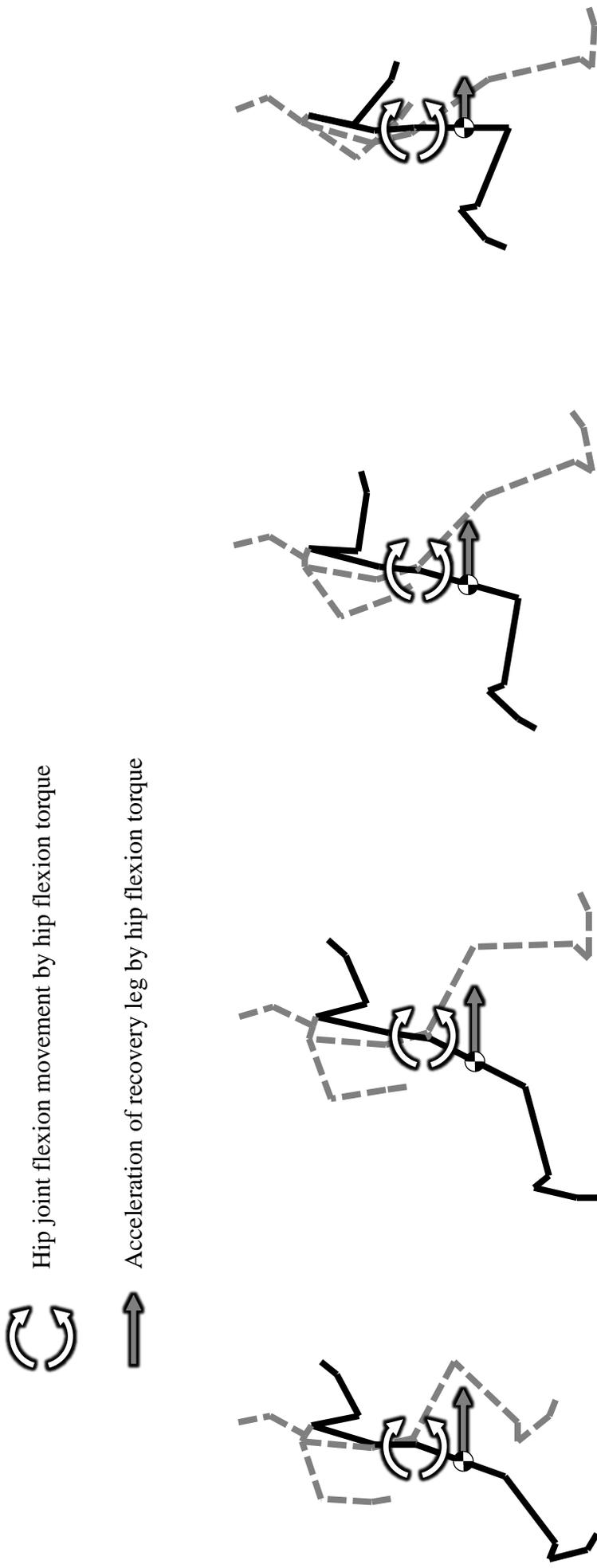


Figure 6-1 Function of hip flexion torque explained by previous study

入力値（原因）である関節トルクから出力値（結果）の関節力を算出しているため、2つの値の因果関係を示しており、得られた結果は、股関節屈曲トルクの大きさやパターンと走速度やスプリント能力の関係を分析するのみでは明らかにすることができない有益な知見であるといえる。

6.2 内転筋群および腸腰筋が骨盤および同側の脚に与える力学的な作用について

スプリンターにおける下肢の形態的特性を調べた研究から、大腰筋のような股関節屈曲筋、およびハムストリングスのような股関節伸展筋の筋量が多いほどスプリント能力が高いということが明らかになっている（狩野ほか, 1997; 久野, 2000; Sugisaki et al., 2011; 渡邊ほか, 2000）。また、これらの先行研究の中で、狩野ほか（1997）と Sugisaki et al.（2011）は、内転筋群の筋量が多いほどスプリント能力が高いということを明らかにし、内転筋群は支持期後半から回復期前半において、股関節屈曲筋としての機能を有していると述べている。さらに、表面筋電図を用いて、全力疾走中の大内転筋および長内転筋の筋活動を調べた松尾ほか（2011）は、支持期後半から回復期前半において長内転筋が活動していることを明らかにし、長内転筋が股関節屈曲筋として働いていることを報告している。これらの先行研究における内転筋群が股関節屈曲筋として働いているという考察は、内転筋群が股関節伸展位では屈曲に作用し、股関節屈曲位では伸展に作用することを述べている機能解剖学的な先行研究（Dostal et al., 1986）と2次元動作分析から股関節屈曲トルクが「脚を引きつけている」と述べている先行研究（阿江ほか, 1986）を組み合わせで行われたものであると考えられる。一方、研究課題1（第4章）の結果から、股関節内転トルクが下胴に対して同側の股関節を前に進めるような鉛直軸まわりのモーメントを作用させ（Figure 4-13-d）、脚を前方向に加速させている可能性があることが明らかになった。これらのことから、研究課題2（第5章）では、筋骨格モデルを用いて、支持期後半から回復期前半における股関節トルクの生成に対する内転筋群および腸腰筋を含む股関節筋群の貢献を明らか

にし、リカバリー動作に対する内転筋群および腸腰筋の機能を検討した。その結果、以下のことが明らかになった。①支持期後半から回復期前半で発揮される股関節屈曲トルクは、主に腸腰筋で生成されていた (Figure 5-11-f)。また、長内転筋がより大きな股関節屈曲トルクを生成させるために張力の発揮を大きくした場合、股関節内転トルクが過度に大きくなるため、内転筋群によって生成される股関節屈曲トルクが大きくなることはない (Figure 5-11-b)。②支持期後半から回復期前半において、内転筋群は、股関節の内転作用によって、脚を前方に加速させていた (Figure 5-18-g, h)。また、股関節屈曲トルクによって発生する前方向の股関節力は小さく、腸腰筋の張力は脚を前方向に加速させていなかった (Figure 5-18-c)。③支持期後半から回復期前半において、腸腰筋は、その張力によって発生する股関節屈曲トルクによって大腿に対して前方へのスイングを起こすモーメントを作用させていた (Figure 5-22-c)。

走運動において、足が離地した後に次の接地を行うためには、上半身に対して後方にある脚を前方に移動させ、股関節の伸展位から屈曲位に姿勢を変える必要がある (Figure 6-1)。また、先行研究では、Figure 6-1 に示した回復脚のリカバリー動作は股関節屈曲トルクによって行われていると考えられている (阿江ほか, 1986; 羽田ほか, 2003; 渡邊ほか, 2003; 矢田ほか, 2012)。しかし、筋張力を推定し、動力学的な分析を行った本研究の結果からは、股関節屈曲トルクを多く生成していた腸腰筋には、股関節の屈曲作用 (大腿に対して前方スイングを起こすモーメント) はあるが (Figure 5-22-c)、脚を前に加速させる作用はないことが明らかになった (Figure 5-18-c)。また、股関節内転トルクを生成していた内転筋群は、内転作用によって脚を前方に加速させていた (Figure 5-18-g, h)。すなわち、脚のリカバリー動作を行うためには、脚を前方向に加速し (並進運動)、股関節の伸展姿勢から屈曲姿勢 (回転運動) に変える必要があるが、先行研究では、股関節屈曲トルクによって、離地後に脚を前方向に加速し、同時に股関節伸展位から屈曲位に姿勢を変えていると述べ、誤った解釈を行っており、この解釈により、狩野ほか (1997)、松尾ほか (2011)、Sugisaki

et al. (2011) は、支持期後半から回復期前半では、股関節屈曲トルクによってリカバリー動作が行われていると考え、長内転筋が股関節屈曲筋として機能しているという誤った考察を行ったと考えられる。

以上のことから、走運動の二次元動作分析を行った先行研究による、支持期後半から回復期前半における股関節屈曲トルクが股関節の屈曲作用と脚を前方に加速させている作用を持っているという解釈、スプリンターについて下肢の形態的な特性を調べた先行研究による、内転筋群が支持期後半から回復期前半において、股関節屈曲筋としてリカバリー動作を行っているという解釈には誤りがあることが示された。また、本研究で収集した最大疾走速度局面における走動作の三次元データから股関節筋群の筋張力を推定し、支持期後半から回復期前半において内転筋群の股関節屈曲筋としての機能が小さいことが明らかになった。推定した筋張力を入力値として動力的分析を行うことにより、内転筋群による股関節内転トルクによって離地後に脚を前に引き出し、腸腰筋によって大腿を前方スイングさせていたことが明らかになり、リカバリー動作に対して、2つの筋の機能が示された。

本研究で得られた結果は、動力的分析により、筋張力から関節力を算出しているため、スプリンターの下肢筋群の横断面積や走動作中の内転筋群の筋電図データから内転筋群の作用を推測した先行研究よりも妥当であり、得られた知見は新規性が高いといえる。

6.3 トレーニングへの示唆

脚のリカバリー動作 (Figure 6-1) を素早く行うことはストライド頻度を高めるうえで重要である。また、本研究の結果から、腸腰筋は股関節屈曲トルクによって前方スイングを起こすモーメントを大腿に対して生成し (Figure 5-22-c)、内転筋群は股関節内転トルクによって前方向の股関節力を大腿に対して生成していたことが明らかになった (Figure 5-18-a, b)。身体に対して後方にある脚を前方向に大きく加速させるためには、大腿に作用している前方向の股関節力を大きくする必要があるが、前方向の股関節力が大きくなると、

大腿に対して後方スイングを起こすモーメントも大きくなる (Figure 5-26). そこで、適切なりカバリー動作を行うために、股関節力によって発生した大腿への後方スイングのモーメントに対して、腸腰筋は、より大きな前方スイングのモーメントを大腿に対して作用させ、股関節を屈曲させる必要がある。これらのことから、より素早いリカバリー動作を行うためには、股関節屈曲筋群の強化だけでなく、内転筋群のような同側の股関節を前に進めるような、骨盤に対して鉛直軸まわりのモーメントを生成している筋を強化する必要があるといえる。

短距離走者に対して股関節筋群のトレーニングを行わせ、トレーニング前後のスプリント能力の変化を報告したものとして、大島 (2009) の研究がある。大島 (2009) は、支持期後半から回復期前半において、大きな股関節屈曲トルクは、「脚を素早く引きつける」「脚を素早く前方に切り返す」ことにより最大疾走速度に影響を与えていると述べている先行研究 (阿江ほか, 1986; 渡邊ほか, 2003) を参考にして、短距離走者 7 名に対して、Figure 6-2 に示したような運動を 6 回 4 セット行わせるトレーニングを週 3 回 4 週間、計 12 回行わせている。その結果、トレーニングを行った 7 名の短距離走者について、回復期前半の股関節屈曲トルクの最大値は有意に大きくなったが、最大疾走速度およびストライド頻度に有意な変化はみられなかったことが明らかになっている。大島 (2009) の研究で用いたトレーニングを行ってもスプリント能力に改善がみられなかった理由の 1 つとして、トレーニングで用いた運動は、股関節屈曲筋群のみの強化を目的としていたことが挙げられる。本研究の結果から、股関節屈曲トルクが生成する大腿に作用している前方向の股関節力は小さいことが明らかになっている。そのため、股関節屈曲筋群のみの強化では、前方向の股関節力が大きくなり、最大疾走速度、ストライド頻度に変化がみられなかったと推測できる。大島 (2009) の研究結果からも、素早いリカバリー動作を行うためには、股関節屈曲筋群の強化だけでなく、骨盤の長軸回転に関係している筋の強化が重要であることがいえる。

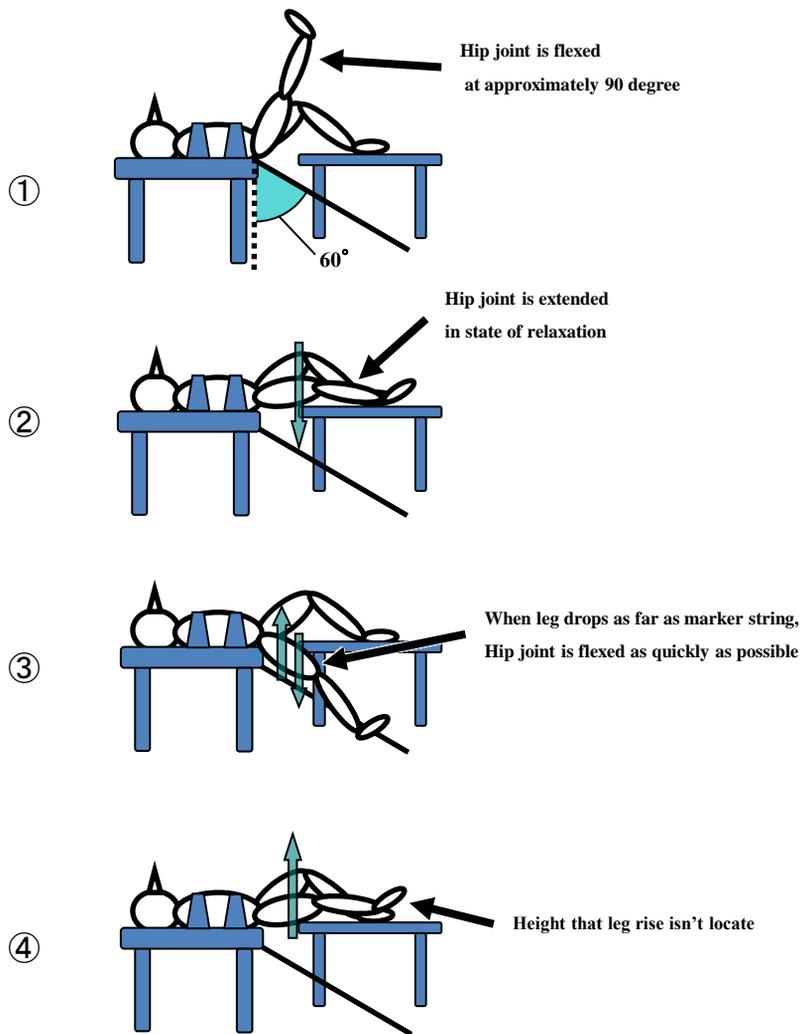


Figure 6-2 Schematic representation of crosscut movement in hip joint flexion

以上のことから、素早いリカバリー動作を行うためには、股関節屈曲筋群の強化だけでなく、脚を前に加速させるために、骨盤に対して鉛直軸まわりのモーメントを生成している筋（内転筋群など）の強化も重要であるといえる。本研究で得られた結果は、最大疾走速度局面の走運動を動力的な分析をすることによって初めて明らかになったことであり、関節トルクと関節力との関係を明らかにし、脚のリカバリー動作の分析をすることにより、従来の先行研究では明らかにできない知見を得ることも可能になる。しかし、本研究の実験設定では、スプリント能力が向上していく過程で関節トルクと関節力および走動作との関係がどのように変化していくのかは言及できない。したがって、スプリント能力の向上を目的として、より有益な知見を得るためには、短距離走者に対して、縦断的に三次元の動作分析を行い、スプリント能力の変化と骨盤の動きの変化との関係、スプリント能力の変化と股関節および体幹仮想関節のトルク発揮パターンや大きさの変化との関係などを詳細に分析していく必要がある。

第7章 結論

7.1 結論

本研究の目的は、最大疾走速度局面における疾走動作の三次元分析を行い、股関節トルクおよび股関節筋群の筋張力が下洞の動きに及ぼす影響を明らかにした上で、脚のリカバリー動作に対する関節トルクおよび筋張力の機能を検討することであった。

本研究で得られた知見をまとめると以下のようなになる。

① 下洞に関与している関節の関節トルクが下洞の動きに及ぼす影響について

支持期後半（規格化時間 80%～100%）では、骨盤の前方回転の角速度が減速し、85%～96%の間で減速が小さい被験者ほど疾走速度が高かった。また、支持期後半において、支持脚の股関節屈曲トルクが骨盤の後方回転を起こすモーメント（同側の股関節を後方に戻すような鉛直軸まわりのモーメント）、支持脚の股関節内転トルクおよび体幹仮想関節によるトルクは、股関節屈曲トルクによる骨盤の後方回転を抑えるモーメントを生成していた。このことから、支持脚の股関節内転トルクおよび体幹仮想関節によるトルクは、骨盤を前方回転させることによって脚を前に引き出していることが明らかになった。

② 全力疾走における腸腰筋と内転筋群の機能について

支持期後半から回復期前半で発揮される股関節屈曲トルクは、主に腸腰筋で生成されており、内転筋群によって生成される股関節屈曲トルクは小さかったことが明らかになった。股関節屈曲トルクの生成が小さかった内転筋群は、股関節内転トルクにより前方向の股関節力を生成し、脚を前に加速させていた。一方、股関節屈曲トルクの生成が大きかった腸腰筋が生成した股関節力は小さかったが、腸腰筋は、大腿に対して前方へのスイングを起こすモーメントを作用させていた。

以上のことから、走動作において、脚のリカバリー動作を行うためには、「脚を前に加速させる」「伸展した股関節を屈曲させる」ことを同時に行う必要がある。本研究の結果から、腸腰筋には伸展した股関節を屈曲させる機能、内転筋群には脚を前に加速させる機能があることが明らかになった。より素早い脚のリカバリー動作を行うためには、股関節屈曲トルクの強化だけでなく、内転筋群のような骨盤を前方回転させるモーメントを生成する筋の強化も重要であるといえる。

7.2 今後の課題

本研究では、股関節が下胴に与えている力学的な影響を明らかにすることにより、リカバリー動作に対する股関節筋群の機能を検討した。その結果、素早いリカバリー動作を行うためには、股関節の屈曲作用を持っている股関節屈曲筋群だけでなく、脚を加速させる作用を持っている骨盤の鉛直軸まわりのモーメントを生成する筋（内転筋群など）の強化が重要であることが明らかになった。しかし、リカバリー動作を行う上で重要な役割を持っている筋の張力や関節トルクを増加させることにより、スプリント能力が向上するのかどうかは定かではなく、今後も検討が必要である。例えば、スプリント能力が向上する過程でヒトの全力疾走における骨盤の動き、股関節まわりのトルクの発揮がどのように変化していくのかを縦断的に三次元の動作分析することにより、上述した問題を解決することができ、よりの確なトレーニングへの示唆を導くことができると考えられる。

参考文献

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

阿江通良・鈴木美紗緒・宮西智久・岡田英孝・平野敬靖（1994）世界一流スプリンターの100m レースパターンの分析—男子を中心に—. 日本陸上競技連盟強化本部バイオメカニクス研究班編, 世界一流競技者の技術: 第3回世界陸上選手権大会バイオメカニクス班報告書. ベースボールマガジン社, pp.14-28.

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

阿江通良（2001）スプリントに関するバイオメカニクスの研究から得られるいくつかの示唆. *スプリント研究*, 11: 15-26.

馬場崇豪・和田幸洋・伊藤章（2000）短距離走の筋活動様式. *体育学研究*, 45(2): 186-200.

Basmajian, J.V. and Slonecker, C.E.（1989）*Grant's Method of Anatomy - A Clinical Problem – Solving Approach* (11th Ed). Williams and Wilkins.

Buchanan, S.T., Lloyd G.D., Manal K., and Besier F.T.（2005）Estimation of muscle forces and joint moments using a forward-inverse dynamics model. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(11): 1911-1916.

Chumanov, S.E., Heiderscheit, C.B., and Thelen, G.D. (2007) The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting. *Journal of Biomechanics*, 40(16): 3555-3562.

Chumanov, S.E., Heiderschett, C.B., and Thelen, G.D. (2011) Hamstring musculotendon dynamics during stance and swing phases of high-speed running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(3): 525-532.

Delp, L.S. and Loan, P.J. (1995) A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures. *Computers in Biology and Medicine*, 25(1): 21-34.

Delp, L.S., Anderson, D.F., Arnold, S.A., Loan, P., Habib, A., John, T.C., Guendelman, E., and Thelen, G.D. (2007) OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11): 1940-1950.

Dorn, T.W., Schache, A.G., and Pandy, M.G. (2012) Muscular strategy shift in human running: dependence of running speed on hip and ankle muscle performance. *The Journal of Experimental Biology*, 215: 1944-1956.

Dostal, F.W., Soderberg, L.G., and Anderws, G.J. (1986) Actions of hip muscles. *Physical Therapy*, 66(3): 351-358.

Farrar, M. and Thorland, W. (1987) Relationship between isokinetic strength and sprint times in college-age men. *Journal of Sports Medicine*, 27(3): 368-372.

Guimaraes, A.C., Herzog, W., Allinger, T. L., and Zhang, Y. T. (1995) The EMG-Force Relationship of the cat soleus muscle and its association with contractile conditions during locomotion. *The Journal of Experimental Biology*, 198, 975-987.

Hamner, S.R., Seth, A., and Delp, S.L. (2010) Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of Biomechanics*, 43(14): 2709-2716.

Hamner, S.R. and Delp, S.L. (2013) Muscle contributions to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds. *Journal of Biomechanics*, 46(4): 780-787.

羽田雄一・阿江通良・榎本靖士・法元康二・藤井範久 (2003) 100m 走における疾走スピードと下肢関節のキネティクスの変化. *バイオメカニクス研究*, 7(3): 193-205.

長谷和徳・山崎信寿(1995)汎用3次元筋骨格モデルの開発. *日本機械学会論文集*, 61-591C: 295-300.

L. Huang, Y. Liu, S. Wei, L. Li, W. Fu, Y. Sun, and Y. Feng (2013) Segment-interaction and its relevance to the control of movement during sprinting. *Journal of Biomechanics*, 46(12): 2018-2023

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(2): 71-83.

狩野豊・高橋英幸・森丘保典・秋間広・宮下憲・久野譜也・勝田茂（1997）スプリンターにおける内転筋群の形態的特性とスプリント能力の関係. 体育学研究, 41(5): 352-359.

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(3): 793-804.

小池関也・森洋人・阿江通良（2006）多体系の運動方程式に基づく跳躍動作の動力学的分析（身体重心鉛直速度に対する下肢関節トルクの貢献度）. 日本機械学会スポーツ工学シンポジウム講演論文集, 6: 17-22.

小池関也・森洋人・阿江通良・藤井範久（2007）走動作における下肢筋張力の身体重心速度に対する貢献度の推定. 日本機械学会スポーツ工学シンポジウム講演論文集, 7: 287-292.

小池関也（2012）動作分析のための各種解析手法. 日本機械学会スポーツ工学シンポジウム講演論文集, 12: 17-22.

久野譜也（2000）大腰筋の筋横断面積と疾走能力及び歩行能力との関係. *バイオメカニズム学会誌*, 24(3): 148-152.

倉林準・持丸正明・河内まき子（2003）股関節中心推定方法の比較・検討. バイオメカニクス学会誌, 27(1): 29-35.

Lloyd, G.D. and Besier, F.T. (2003) An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *Journal of Biomechanics*, 36(3): 765-776.

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

Mann, R.A., Moran, G.T., and Dougherty, S.E. (1986) Comparative electromyography of the lower extremity in jogging, running and sprinting. *American Journal of Sports Medicine*, 14(6): 501-510.

Marshall, R.N., Jensen, R.K., and Wood, G.A. (1985) A general Newtonian simulation of an n-segment open chain model. *Journal of Biomechanics*, 18(5): 359-367.

松尾彰文（2006）走動作の骨盤と肩の動き. 体育の科学, 56(3) : 162-167.

松尾彰文・広川龍太郎・柳谷登志雄・土江寛裕・杉田正明（2008）男女 100m レースのスピード変化. バイオメカニクス研究, 12(2) : 74-83.

松尾信之助・藤井宏明・荻山靖・大山卞圭悟（2011）走速度変化に伴う股関節内転筋群活動の変化. 体育学研究, 56(2): 287-295.

Milner-Brown, H.S., Stein, R.B., and Yemm, R. (1973) The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. *Journal of Physiology*, 230(2): 359-370.

宮下憲・阿江通良・横井孝志・橋原孝博・大木昭一郎 (1986) 世界一流スプリンターの疾走フォームの分析. *Japanese Journal of Sports Science*, 5 : 892-898.

Nagano, A. and Gerritsen, G. M. K. (2001) Effects of neuromuscular strength training on vertical jumping performance –a computer simulation study. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(2): 113-128.

仲谷政剛・小池関也 (2014a) 収縮様式を考慮した定速走動作における支持脚筋群の動力学的役割. *バイオメカニズム学会誌*, 38(1): 61-72.

仲谷政剛・小池関也 (2014b) 筋張力の動力学的変換率および発揮負担度からみた定速走における支持脚筋群の動的特徴. *バイオメカニズム学会誌*, 38(3): 207-216.

Novacheck, T.F. (1998) The biomechanics of running. *Gait and Posture*, 7(1): 77-95.

大島雄治 (2009) 下肢のスイング動作における伸張-短縮型トレーニングが疾走動作に与える影響. 筑波大学体育研究科修士論文.

Sartori, M., Gizzi, L., Lloyd, D.G., and Farina, D. (2013) A musculoskeletal model of human locomotion driven by a low dimensional set of impulsive excitation primitives. *Frontiers in Computational Neuroscience*, 7(79): 1-22.

Sartori, M., Farina, D., and Lloyd, G. D. (2014) Hybrid neuromusculoskeletal modeling to best track joint moments using a balance between muscle excitations derived from electromyograms and optimization. *Journal of Biomechanics*, 47(15): 3613-3621.

Saunders, S.W., Schache, A.G., Rath, D., and Hodges, P.W. (2005) Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. *Clinical Biomechanics*, 20(8): 784-793.

Schache, A.G., Blanch, P.D., Dorn, T.M., Brown, N.A., Rosemond, D., and Pandy, M.G. (2011) Effect of running speed on lower limb joint kinetics. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(7): 1260-1271.

Seireg, A. and Arvikr, R. J. (1973) A mathematical model for evaluation forces in lower extremities of the musculo-skeletal system. *Journal of Biomechanics*, 6(3): 313-326.

清水信行・井上剛志・竹原昭一郎 (2007) 簡単な空間多剛体系の動力学解析. 日本機械学会編, マルチモディダイナミクス(2)—数値解析と実際—. コロナ社, pp.79-84.

Simonsen B.E., Thomsen L., and Klausen K. (1985) Activity of mono- and biarticular leg muscle during sprint running. *European Journal of Applied Physiology*, 54(4): 524-532.

Sugisaki, N., Kanehisa, H., Tauchi, K., Okazaki, S., Iso, S., and Okada, J. (2011) The relationship between 30-m sprint running time and muscle cross-sectional areas of the psoas major and lower limb muscles in male college short and middle distance runners. *International Journal of Sport and Health Science*, 9: 1-7.

van Soest, J.A. and Bobbert, F.M. (1993) The contribution of muscle properties in the control of explosive movements. *Biological Cybernetics*, 69(3): 195-204.

Thelen, D.G., Cumanov, E.S., Hoerth, D.M., Best, M.T., Swanson, S.C., and Heiderscheit, B.C. (2005) Hamstring muscle kinematics during treadmill sprinting. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(1): 108-114.

和達三樹 (1983) 物理のための数学. 岩波書店, pp.110.

Ward, R.S. and Smallwood, H.L. (2009) Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 467(4): 1074-1082.

- 渡邊伸晃・榎本好孝・大山卞圭悟・狩野豊・安井年文・宮下憲・久野譜也・勝田茂（2000）
スプリンターの股関節筋力とスプリント走パフォーマンスとの関係. 体育学研究, 45(4):
520-529.
- 渡邊伸晃・榎本靖士・大山卞圭悟・宮下憲・尾縣貢・勝田茂（2003）スプリント走時の疾
走動作および関節トルクと等速性最大筋力との関係. 体育学研究, 48 : 405-419.
- Wells, R.P. and Winter, D.A. (1980) Assessment of signal noise in the kinematics of
normal, pathological and sporting gaits. *Human Locomotion*, 1:36-41.
- Woods, J.J. and Bigland-Ritchie, B. (1983) Linear and non-linear surface emg/force
relationships in human muscles. *American Journal of Physical Medicine*, 62(6):
287-299.
- 矢田恵大・阿江通良・谷川聡・伊藤章・福田厚治・貴嶋孝太（2011）標準動作モデルによ
る世界一流および学生短距離選手の疾走動作の比較. 陸上競技研究, 87(4) : 10-16.
- 矢田恵大・阿江通良・谷川聡（2012）世界一流および学生短距離選手の回復脚におけるキ
ネティクスの相違. 陸上競技研究, 90 (3) : 9-16.
- 横澤俊治（2005）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. 筑波大学人間
総合科学研究科博士論文.

Yokozawa, T., Fujii, N., and Ae, M. (2007) Muscle activities of the lower limb during level and uphill running. *Journal of Biomechanics*, 40(15): 3467-3475.

Zajac, F. E. (1989) Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 17(4): 359-411.

謝辞

本研究は、指導教員である藤井範久教授，小池関也准教授，榎本靖士准教授，谷川聡准教授のご指導のもと行われたものである。先生方には多くの助言と懇切丁寧なご校閲を頂いた。

大山卞圭吾准教授には，研究課題 2 の実験のご協力をして頂いた。

木越清信助教には，陸上競技部混成ブロックの選手が実験に参加することをご快諾いただいた。また，被験者の皆様にも深く感謝いたします。

スポーツバイオメカニクス研究室の諸兄には，多くのご助言を頂き，実験の験者としてもご協力頂いた。

ここに記して，ご協力を賜った皆様へ深く感謝の意を表すとともに，今後も研究に尽力することを誓います。

Appendix

A1 長内転筋の付着点を変更したモデルによる股関節トルクに対する長内転筋および腸腰筋の内訳

研究課題 1 から、支持期後半では股関節内転トルクが骨盤を前方回転させる作用を持っていることが明らかになった。この結果から研究課題 2 では、股関節筋群の中でも、内転筋群と腸腰筋の作用を分析し、リハビリ動作に対する機能を明らかにすることを目的としている。そのために、本研究では、筋骨格モデリングソフトウェア OpenSim (Delp et al., 2007) に含まれている筋骨格モデル (3DGaitModel2392) を用いて筋張力を推定するが、内転筋群の付着位置をわずかに移動させることで、股関節トルクに対する股関節筋群の内訳が大きく変化する可能性が考えられる。そこで、先行研究から股関節の屈曲作用を有すると推測されている長内転筋の付着位置の変更による、股関節トルクに対する股関節筋群の内訳の影響を調べることは、OpenSim (Delp et al., 2007) に含まれている筋骨格モデルで得られた結果が妥当であるかどうかを検討するうえで重要であると考えられる。そこで、Figure A-1 および A-2 に示したように長内転筋の付着点を変更した 29 の筋骨格モデルを作成した。Table A-1 には、長内転筋の起始部と停止部の座標値を示している。なお、Table A-1 に示している座標値は、および起始部については左右の上前腸骨棘の中点を原点とした骨盤座標系における座標値、停止部については股関節中心を原点とした股関節座標系における座標値である。これらの筋骨格モデルを用いて Static Optimization により、全力疾走中の筋張力を推定した。以下に、絶対座標系における起始部および停止部の座標を算出するための座標系の設定方法について説明する。

骨盤座標系は、左上前腸骨棘から右上前腸骨棘へ向かう単位ベクトルを x_{Pelvis} 軸とし、左右の上後腸骨棘の中点から左右の上前腸骨棘の中点へ向かう単位ベクトルを s_{Pelvis} 軸とした。さらに、 x_{Pelvis} 軸と s_{Pelvis} 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを z_{Pelvis} 軸、 z_{Pelvis} 軸と x_{Pelvis} 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを y_{Pelvis} 軸とした。そして、左右の上前腸骨棘の中点を原点として、 x_{Pelvis} 軸、 y_{Pelvis} 軸、および z_{Pelvis} 軸を骨盤座標系と定義した。

股関節座標系は，右膝関節中心から右股関節中心へ向かう単位ベクトルを z_{Rhip} 軸とし，右内側膝関節，右外側膝関節へ向かうベクトルを s_{Rhip} 軸とした．さらに， z_{Rhip} 軸と s_{Rhip} 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを y_{Rhip} 軸， y_{Rhip} 軸と z_{Rhip} 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを x_{Rhip} 軸とした．そして，右股関節中心を原点として， x_{Rhip} 軸， y_{Rhip} 軸，および z_{Rhip} 軸を骨盤座標系と定義した．

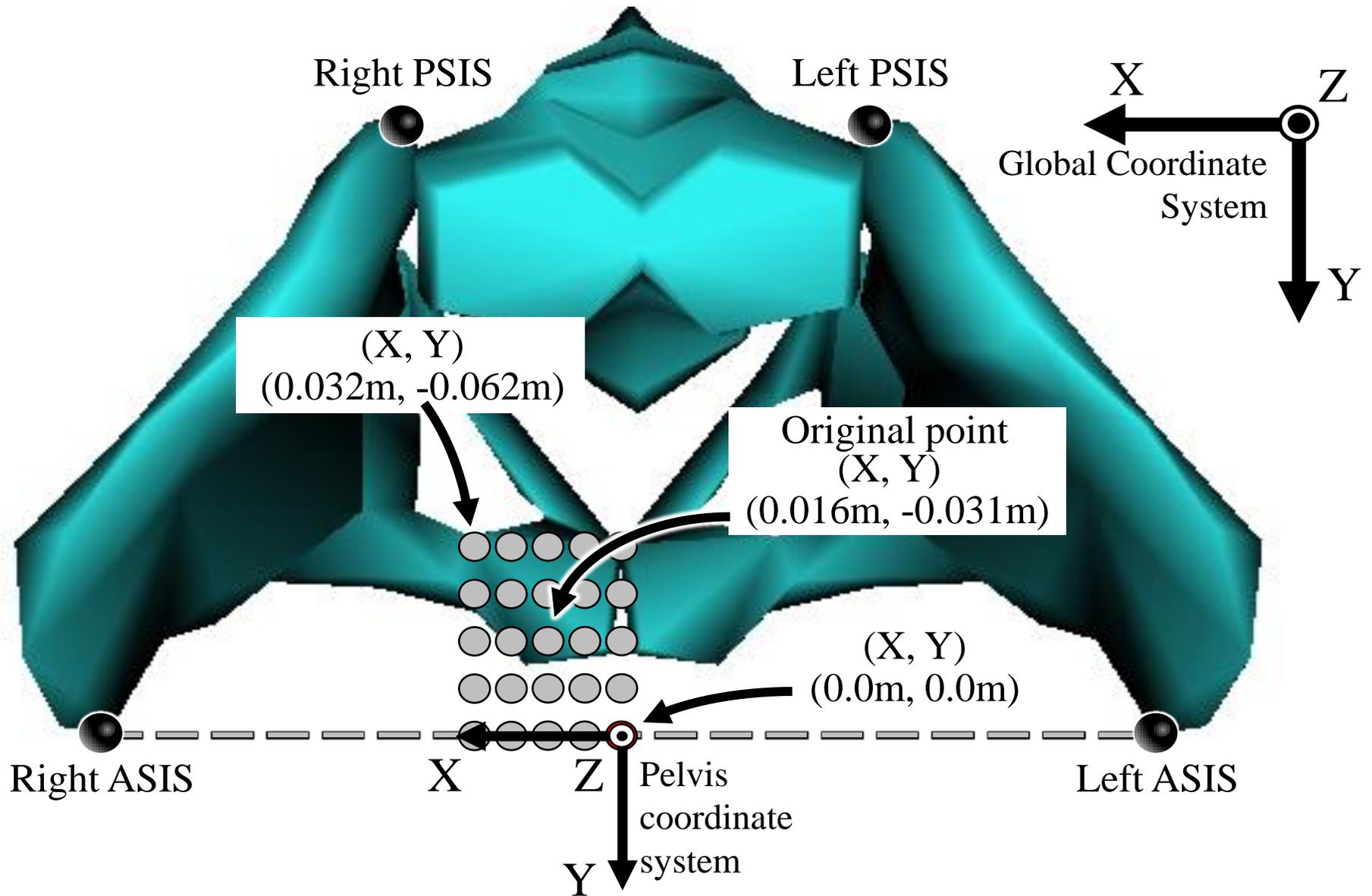


Figure A-1

Coordinate value of the origin of adductor longus

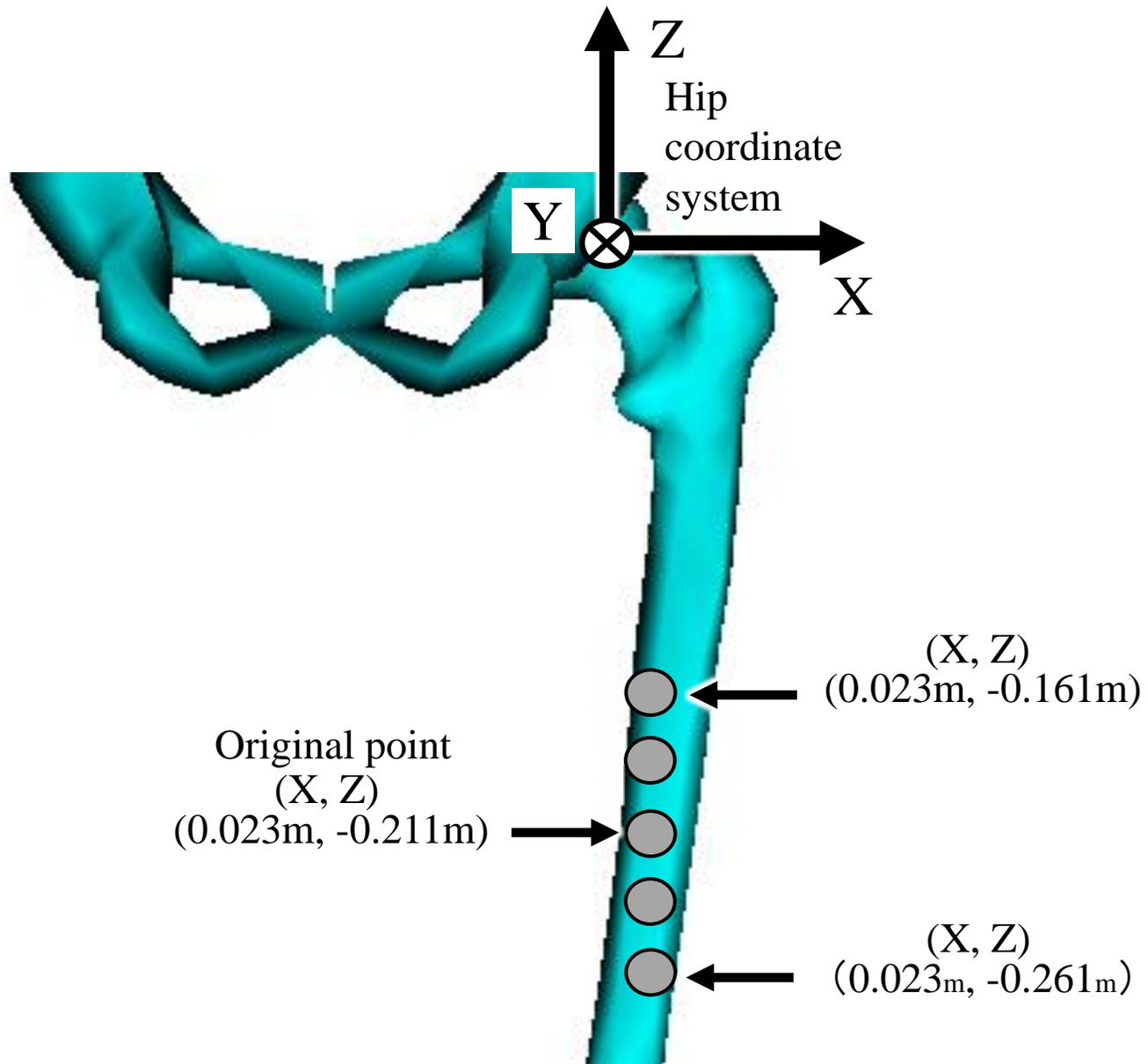


Figure A-2

Coordinate value of the insertion of adductor longus

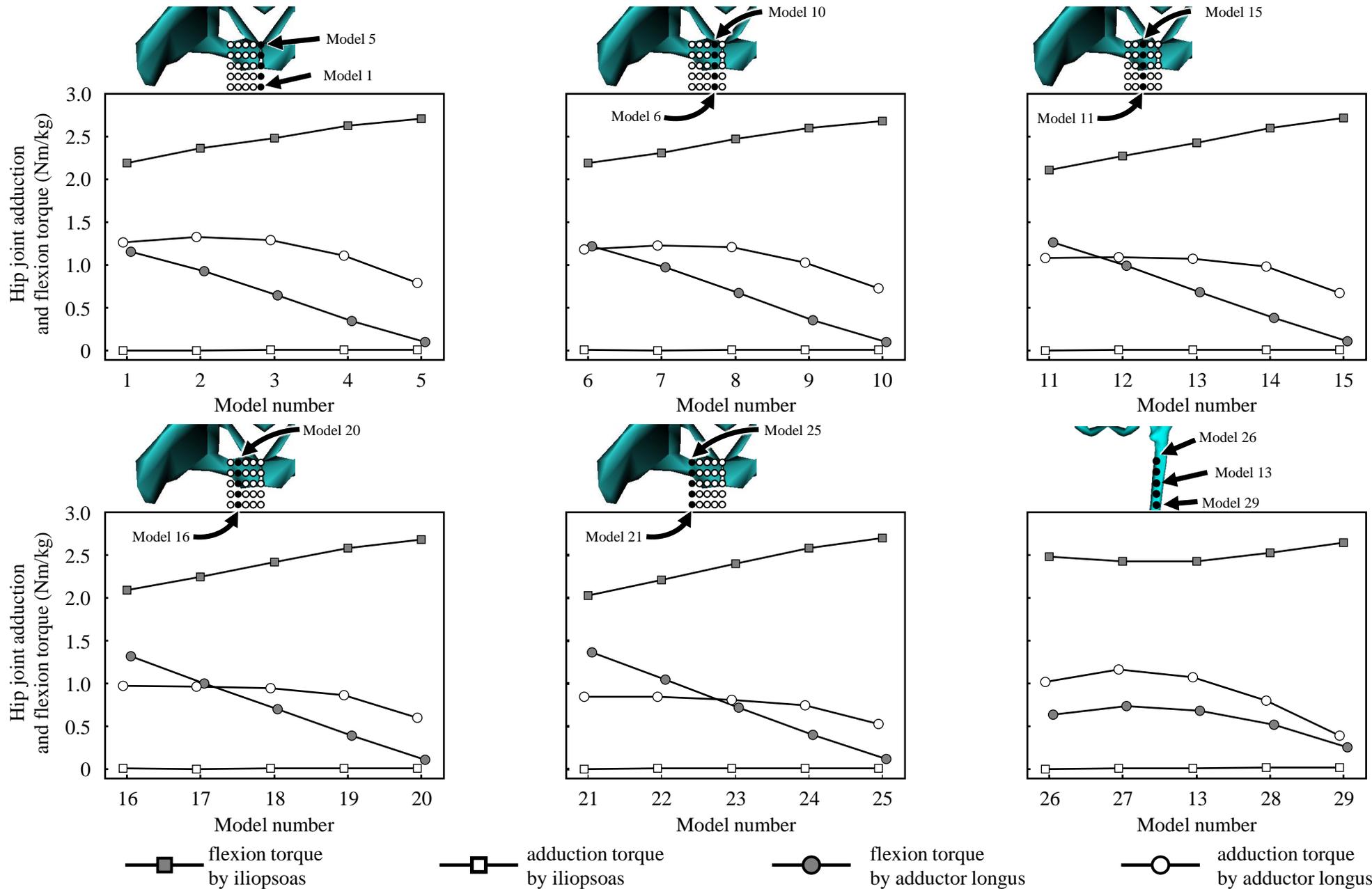


Figure A-3

Peak values of hip joint flexion and adduction torques by iliopsoas and adductor longus of model 1-29

Table A-1 Insertion and origin point of adductor longus

	Adductor longus					
	Coordinate of origin (m)			Coordinate of insertion (m)		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Model 1	0	0	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 2	0	-0.016	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 3	0	-0.031	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 4	0	-0.047	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 5	0	-0.062	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 6	0.008	0	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 7	0.008	-0.016	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 8	0.008	-0.031	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 9	0.008	-0.047	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 10	0.008	-0.062	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 11	0.016	0	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 12	0.016	-0.016	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 13 (Original model)	0.016	-0.031	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 14	0.016	-0.047	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 15	0.016	-0.062	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 16	0.024	0	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 17	0.024	-0.016	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 18	0.024	-0.031	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 19	0.024	-0.047	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 20	0.024	-0.062	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 21	0.032	0	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 22	0.032	-0.016	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 23	0.032	-0.031	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 24	0.032	-0.047	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 25	0.032	-0.062	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 26	0.016	-0.031	-0.084	0.023	0.005	-0.161
Model 27	0.016	-0.031	-0.084	0.023	0.005	-0.111
Model 28	0.016	-0.031	-0.084	0.023	0.005	-0.211
Model 29	0.016	-0.031	-0.084	0.023	0.005	-0.261

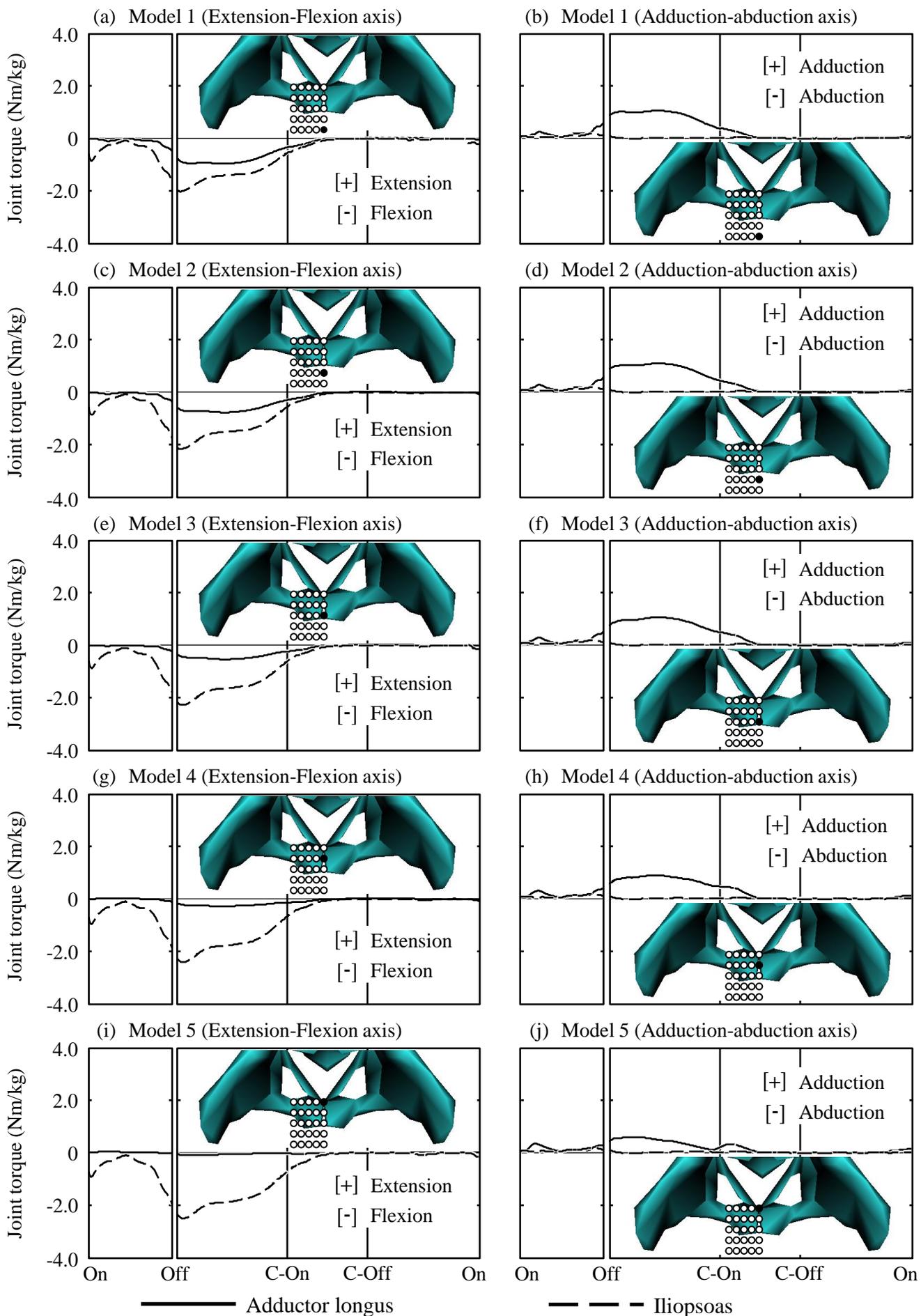


Figure A-4 Average pattern of hip joint torque by adductor longus and iliopsoas of model 1, 2, 3, 4, 5

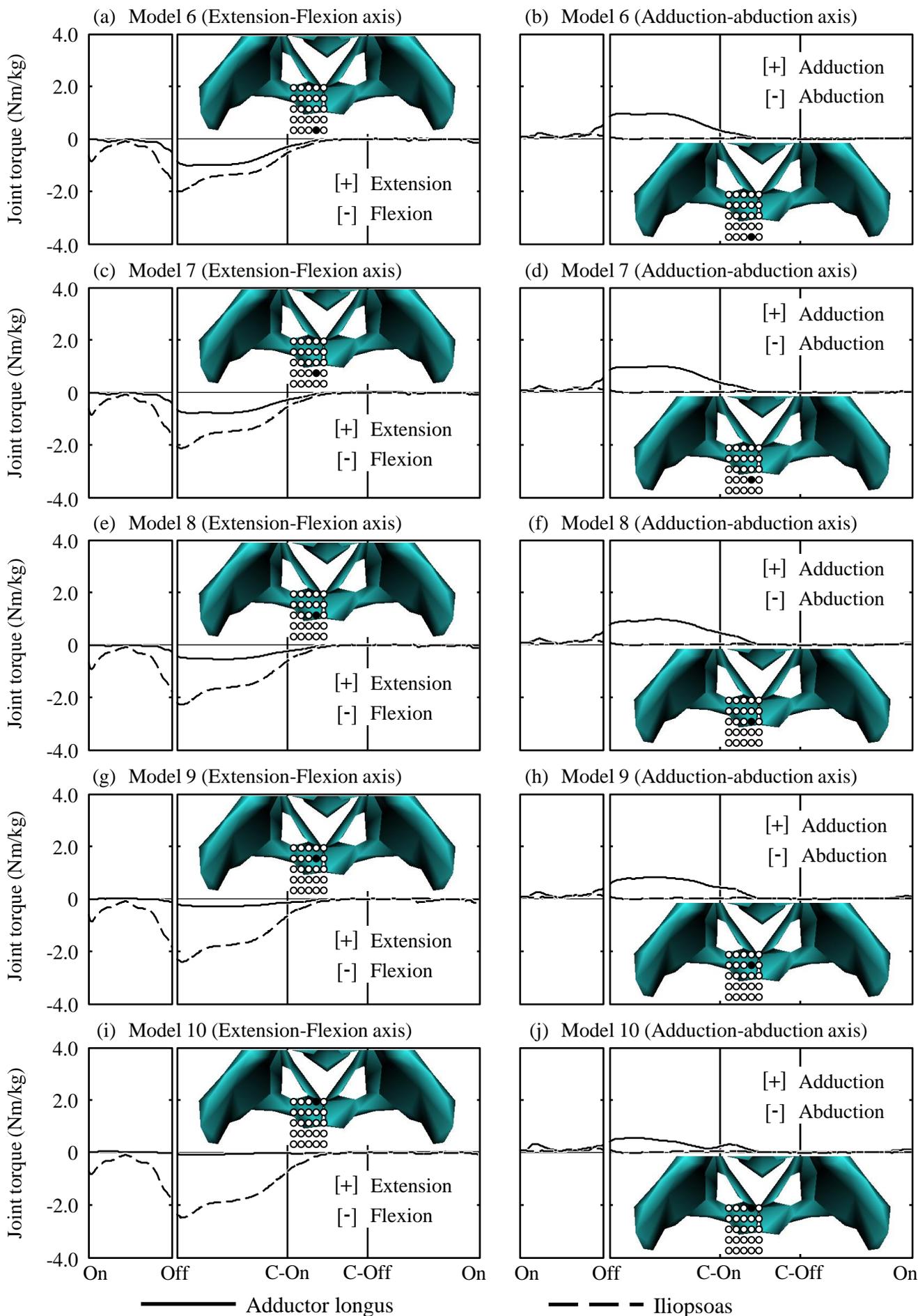


Figure A-5 Average pattern of hip joint torque by adductor longus and iliopsoas of model 6, 7, 8, 9, 10

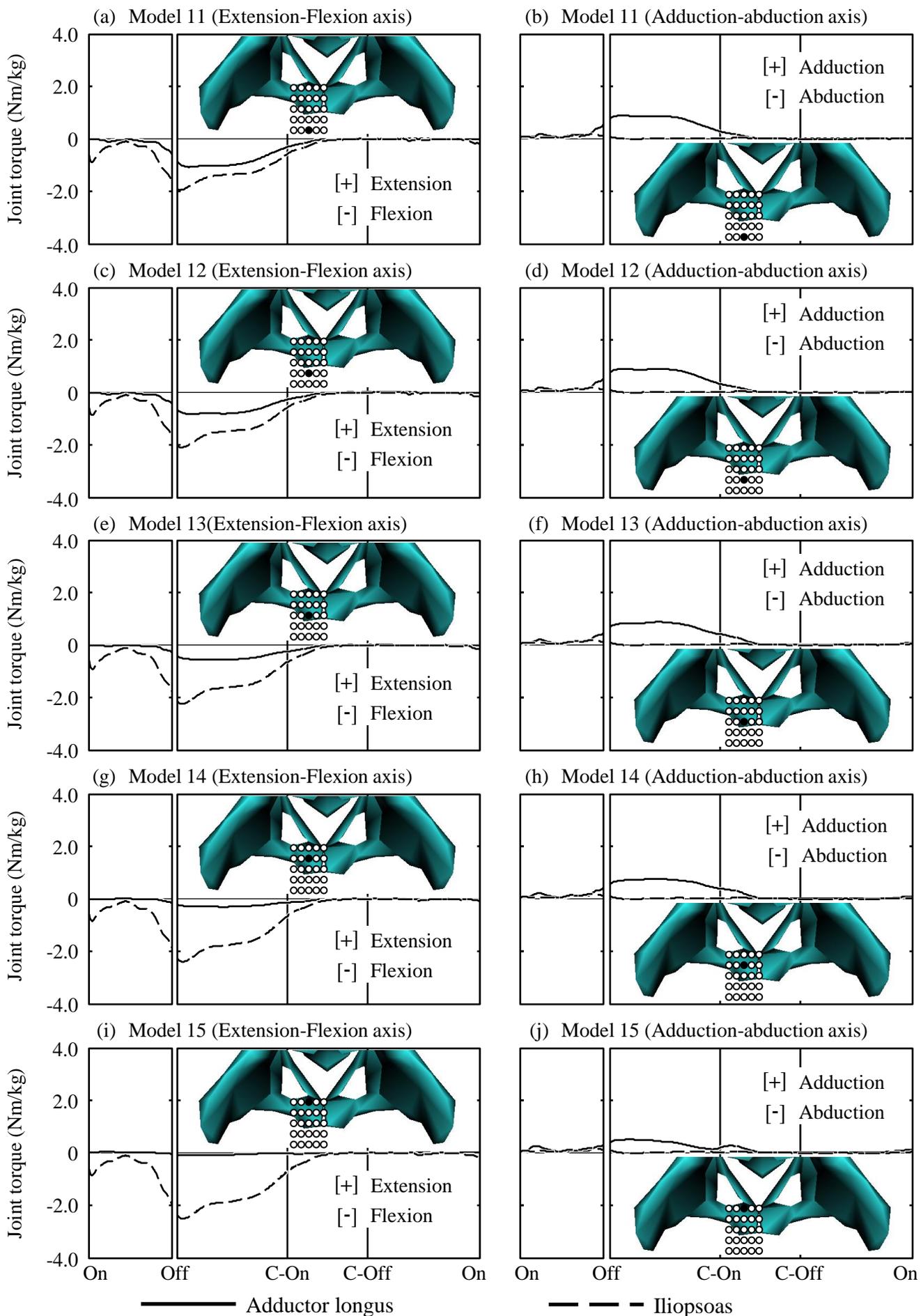


Figure A-6 Average pattern of hip joint torque by adductor longus and iliopsoas of model 11, 12, 13, 14, 15

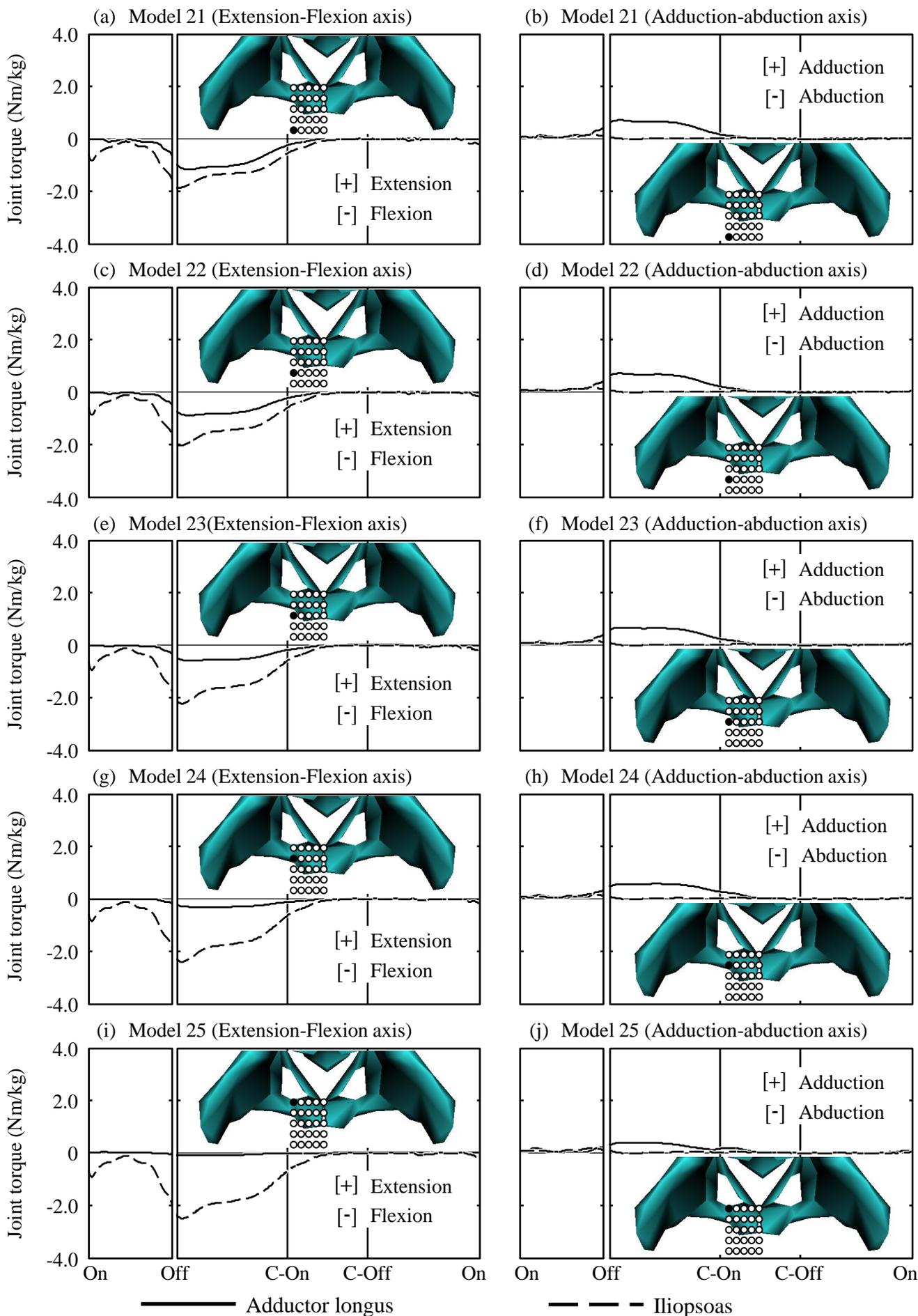


Figure A-8 Average pattern of hip joint torque by adductor longus and iliopsoas of model 21, 22, 23, 24, 25

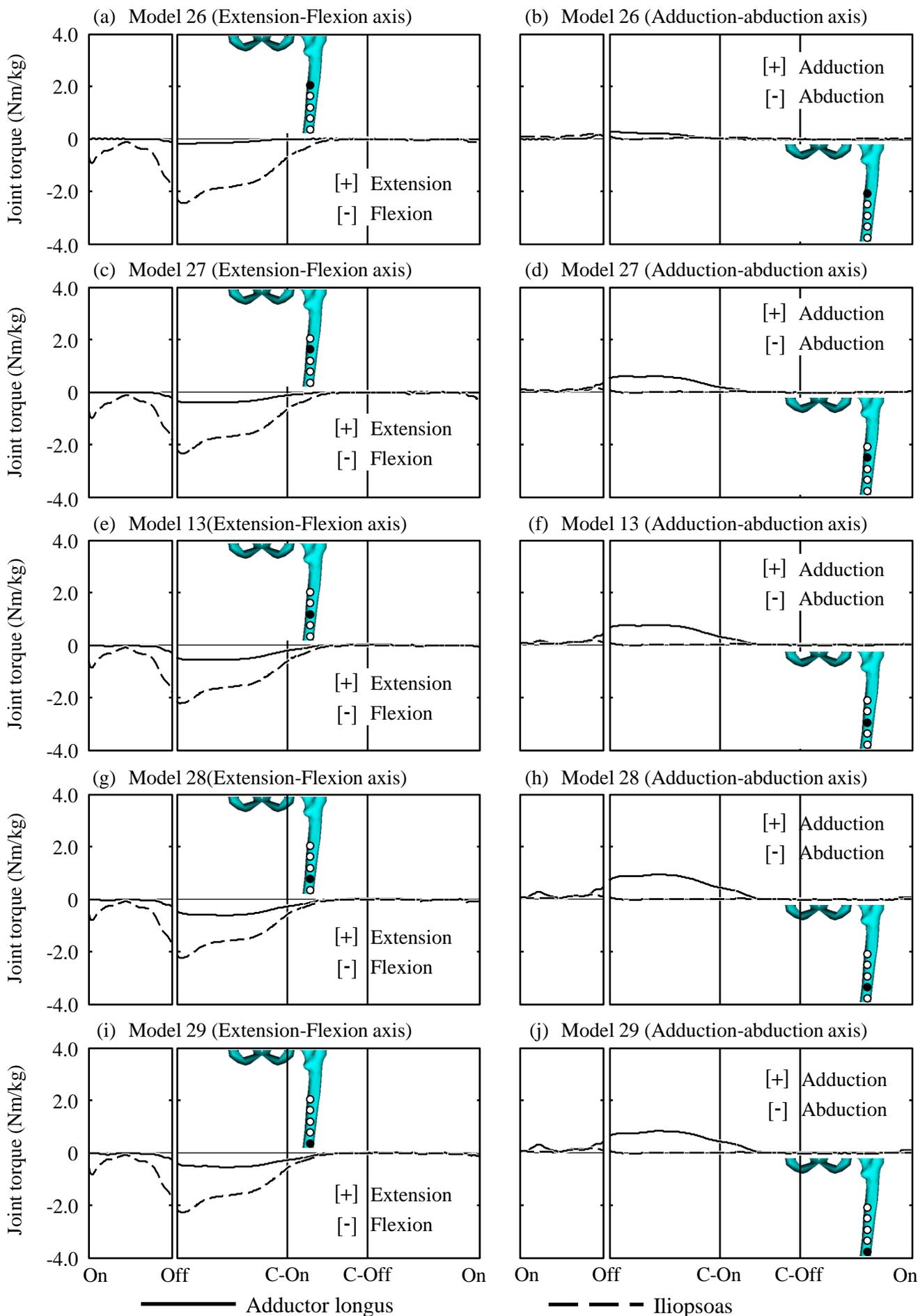


Figure A-9 Average pattern of hip joint torque by adductor longus and iliopsoas of model 26, 27, 13, 28, 29