

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

大島 雄治¹⁾ 藤井 範久²⁾

Yuji Ohshima¹ and Norihisa Fujii²: The function of the adductors and iliopsoas during the maximal running velocity phase of sprinting. Japan J. Phys. Educ. Hlth. Sport Sci. 62: 1-19, June, 2017

Abstract : The purpose of this study was (1) to quantify the contribution of the adductors and iliopsoas to the hip joint torque, and (2) to clarify the function of the adductors and iliopsoas for terminal support until early recovery in maximal velocity sprinting. Eight male track and field athletes volunteered for the present study, and sprinted 60 m from a standing start position. Ground reaction force to the right leg was measured using a force platform (1000 Hz) placed at the 50-m mark from the start position. Simultaneously, 3-dimensional coordinates of body landmarks were recorded by a motion capture system (250 Hz) with 20 cameras. The right hip joint torque was calculated using inverse dynamics. To estimate the muscle forces of the right lower limb, we created a musculoskeletal model. The contribution of the muscle forces to the right hip joint force was calculated based on both equations of motion for each segment and equations of constraint conditions for adjacent segments connected by a joint. The main results for terminal support until early recovery were: (1) The adductor muscles generated less torque during hip joint flexion. (2) These muscles were involved in forward acceleration of the leg on the same side. (3) The iliopsoas was involved in the forward swing of the thigh on the same side.

Based on these results, it can be concluded that the hip adductors do not function as hip flexors, but as forward accelerators of the leg on the same side, based on the hip joint adductor torque. In contrast, the iliopsoas does not function as a forward accelerators of the leg on the same side, but delivers forward swing to the thigh on the same side for hip joint flexion torque.

Key words : musculoskeletal model, equation of motion, equation of constraint condition for adjacent segments connected by a joint

キーワード : 筋骨格モデル, 運動方程式, 関節の連結方程式

1. 緒 言

速く走る能力(以下「スプリント能力」と略す)を高めることは様々な競技スポーツにおいて重要なことである。その中でも、最大疾走速度と100 m 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、スプリント

能力を高めることは最大の課題といえる(大島・藤井, 2016)。また、疾走動作を含む身体運動を行うためには、身体に多く存在している骨格筋が張力を発揮し、筋力のモーメントの和である関節トルクを生成する必要がある。このことから、各筋について発揮可能な張力を大きくすることはスプリント能力を向上させる上で非常に重要であると考えられ、特に強化すべき筋を特定するために様々な研究がこれまで行われている。最大

1) 筑波大学大学院人間総合科学研究科
〒305-8577 茨城県つくば市天王台 1-1-1
2) 筑波大学体育系
〒305-8577 茨城県つくば市天王台 1-1-1
連絡先 大島雄治

1. *Doctoral Program in Physical Education, Health and Sport Sciences, University of Tsukuba*
1-1-1 Tennodai, Tsukuba, Ibaraki 305-8577
2. *Faculty of Health and Sport Sciences, University of Tsukuba*
1-1-1 Tennodai, Tsukuba, Ibaraki 305-8577
Corresponding author yuji-7529@lasbim.taiiku.tsukuba.ac.jp

疾走速度局面の2次元動作分析を行った矢田ほか(2012)は、世界一流スプリンターと日本人大学生スプリンターのキネティック的な相違を調べ、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く、その後のピーク値も大きいことを明らかにしている。渡邊ほか(2003)は、日本人大学生スプリンターについて、最大疾走速度局面で発揮した関節トルクと疾走速度の関係を調べ、疾走速度と回復期(分析対象側の足が離地し、再び同側の足が接地するまでの区間)における股関節屈曲トルクおよび伸展トルクの大きさとの間に有意な相関関係が認められたと報告している。さらに、等速性股関節筋力とスプリント能力の関係を調べた研究からは(Farrar and Thorland, 1987; 渡邊ほか, 2000)、股関節屈曲および伸展筋力が高いほどスプリント能力が高いことが、大腿部の筋および大腰筋の横断面積とスプリント能力の関係を調べた研究からは(狩野ほか, 1997; Sugisaki et al., 2011; 渡邊ほか, 2000)、股関節屈曲および伸展に参与している筋の横断面積が大きいほどスプリント能力が高いことが示されている。

上述した先行研究から、スプリント能力を高めるためには、股関節屈曲および伸展筋群の強化が重要であることは明らかである。また、筋の横断面積とスプリント能力の関係を調べた研究から、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結果が得られていることにより内転筋群の強化の重要性も示されている(狩野ほか, 1997; Sugisaki et al., 2011)。内転筋群の筋量とスプリント能力に関係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先行研究では推測している(狩野ほか, 1997; 大山, 2011; Sugisaki et al., 2011)。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、2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、最大疾走速度局面の動作を3次元分析した大島・藤井(2016)は、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を明らかにしている。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を示している。これらの先行研究から、スプリント能力に関係があると考えられている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。

内転筋群を含む股関節筋群の張力による、股関節トルク生成に対する貢献を調べる方法として、筋骨格モデルを用いて推定した各筋の張力による関節トルクを計算する方法が挙げられる。これまでにも、筋骨格モデルを用いて、最大疾走速度局面の筋張力を推定した研究は行われている(Chumanov et al., 2007; Chumanov et al., 2011; Dorn et al., 2012)。そのなかでもDorn et al. (2012)は3.5 m/s, 5.0 m/s, 7.0 m/s, 9.0 m/s(最大疾走速度)の走動作を分析し、7.0 m/s以下では疾走速度の増加に伴い足関節底屈筋群の張力が増加し、7.0 m/sから9.0 m/sへの速度の増加により股関節屈曲および伸展筋群の張力が増加したことを報告している。つまり、支持期後半から回復期前半に生成される股関節屈曲トルクに対する腸腰筋の貢献についての報告はされているが、内転筋群に着目し、股関節トルクの生成に対する貢献について述べている研究はないのが現状である。

先述したように、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高い疾走速度を獲得するのに重要である。それは、大きな股関節屈曲トルクにより、身体に対して後方にある脚をよ

り素早く前に引き出し（脚の前方向へ加速），1 サイクルの所要時間が短縮できるためであると考えられている（阿江ほか，1986；Schache et al., 2011；渡邊ほか，2003；矢田ほか，2012）．しかし，逆動力学計算によって算出される関節トルクは，その関節を挟んでいる2つのセグメントに作用している回転成分であり，セグメントの重心を並進方向に加速させているのは，主にセグメントが関節で連結した状態で関節トルクを發揮することによって生成される関節力である．つまり，能動的にセグメントを並進方向に加速させているのは関節トルクではあるが，関節トルクによって発生した関節力がセグメントを加速させていると考えることもできる．したがって，支持期後半から回復期前半において，どの関節トルクが身体に対して後方にある脚を前方向に加速させているのかを詳細に検討するためには，関節トルクと関節力の関係を明らかにする必要がある．大島・藤井（2016）は，セグメントの運動方程式と関節の連結方程式を連立し，動力学的な分析を行うことで，関節トルクと関節力の関係を明らかにしている．そこで，動力学的分析と筋骨格モデルを用いることで，支持期後半から回復期前半における下肢筋群について，脚を前方に加速させる作用，脚を構成しているセグメントを回転させる作用を定量化できる．また，それらの作用を詳細に調べたうえで，股関節筋群の機能を明らかにすることは疾走動作のメカニクスを明らかにするうえで重要である．

そこで，本研究では，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すること，筋張力の股関節トルクの生成に対する貢献を明らかにしたうえで，動力学的な分析を用いて内転筋群および腸腰筋の機能を明らかにすることを目的とした．

2. 方 法

2.1 データ収集およびデータ処理

被験者は，大学陸上競技部に所属し，短距離ま

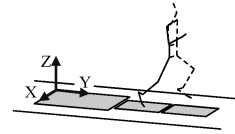


Fig. 1 Global coordinate system

たは混成競技を専門としている男子競技者8名（身長：1.77 ± 0.05 m，体重：67.0 ± 5.3 kg）とした．本研究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試技内容の説明を行い，口頭および書面での協力への同意を得た．

実験試技はスタンディングスタートからの60 mの全力疾走とし，約50 m地点に埋設したフォースプラットフォーム（Kistler社製，9281A，9287B，9281C）を右脚でスムーズに踏んだ試技を成功試技とした．同時に先行研究（平山ほか，2008）を参考にして身体分析点47点の座標データを光学式三次元自動動作分析装置（Vicon Motion Systems社製，Vicon MX+システム，T20カメラ20台，250 Hz）を用いて測定した．絶対座標系は，疾走方向をY軸，鉛直上向きをZ軸，Y軸とZ軸の外積をX軸とした（Fig. 1）．計測した身体分析点の3次元座標に対し，残差分析法（Wells and Winter, 1980）を用いて遮断周波数（7.5 Hz—12.5 Hz）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．

2.2 算出項目

本研究では，大島・藤井（2016）を参考にして，14の関節により連結された15の剛体セグメントモデルによって全身をモデル化した．各関節の中心の定義について，左右股関節は倉林ほか（2003）が提案した方法，それ以外の関節中心は大島・藤井（2016）と同様の方法を用いた．

2.2.1 関節力および関節トルク

(1) セグメント座標系

大島・藤井（2016）の方法を参考にして，剛体リンクモデルの15セグメントについて，長軸

方向に対し、互いが直交する右手系の座標系を設定した。

(2) 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、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、得られた角速度を時間微分することで角加速度を算出した。

(3) 身体部分の慣性パラメータ

各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部分長と身体質量の値を代入することで、被験者ごとに算出した。

(4) 逆動力学計算

島田ほか(2004)の方法を参考にして上腕と下腕を連結する関節(体幹仮想関節)および左右の手関節、肘関節、肩関節、足関節、膝関節、股関節の関節トルクおよび関節力を算出した。また、頭部と上腕を連結する関節(胸骨上縁)が上腕に作用させた関節トルク、関節力は大島・藤井(2016)の方法を参考にして算出した。

(5) 関節座標系への投影

右脚における股関節、膝関節および足関節について、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以下で述べる移動座標系の各軸に投影した(Fig. 2)。Fig. 2に示したように、大腿セグメントの長軸方向の単位ベクトルを z_{Rhip} 軸、下腿セグメントの長軸方向の単位ベクトルを z_{RKnee} 軸、足部セグメントの長軸方向の単位ベクトルを y_{Rankle} 軸とした。また、サポートベクトルとして、左股関節から右股関節へ向かうベクトルを s_{Rhip} 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、右足関節座標系が右内顆から右外顆へ向かうベクトルを s_{Rankle} 軸とした。各関節座標系について、長軸方向の単位ベクトルとサポートベクトルを用いて、長軸方向の単位ベクトルに対して互いに直行する座標系を設定した。なお、 x 軸は股関節および膝関節については屈曲-伸展軸、足関節については底屈-背屈軸、 y 軸は股関節および足関節については内転-外転軸、膝関節については内反-外反軸、 z 軸

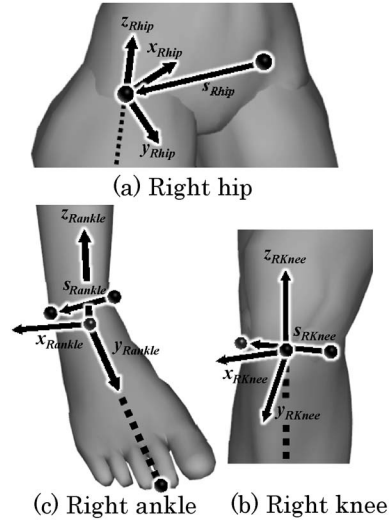


Fig. 2 Joint coordinate system

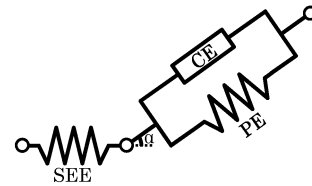


Fig. 3 Muscle model

は股関節および膝関節については内旋-外旋軸、足関節については回内-回外軸である。

2.2.2 筋張力の推定

逆動力学計算によって算出した関節トルクは、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。そこで本研究では、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(Sartori et al., 2014)、筋張力を推定することで、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。以下に筋張力を推定する手順を説明する。

(1) 筋骨格モデルおよび筋モデル

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(Zajac, 1989)。このモデルは、羽状角を考慮した収縮要素(筋線維: CE)、並列弾性要素(PE)、腱要素

Table 1 The muscle parameter values

	F_{\max} [N]	l_{opt} [m]	l_{slack} [m]	α [deg]		F_{\max} [N]	l_{opt} [m]	l_{slack} [m]	α [deg]
gluteus med. (ant. comp.)	5853	0.078	0.054	8	gluteus min. (ant. comp.)	2592	0.016	0.068	10
gluteus med. (mid. comp.)	4084	0.053	0.085	0	gluteus min. (mid. comp.)	3542	0.026	0.056	0
gluteus med. (post. comp.)	4663	0.053	0.065	19	gluteus min. (post. comp.)	5175	0.510	0.038	1
gluteus max. (super. comp.)	4874	0.125	0.142	5	add. magnus (super. comp.)	3715	0.060	0.087	5
gluteus max. (mid. comp.)	4726	0.127	0.147	0	add. magnus (mid. comp.)	2671	0.120	0.121	3
gluteus max. (infer. comp.)	4825	0.145	0.144	5	add. magnus (infer. comp.)	2467	0.249	0.131	5
biceps fem. (long head)	4881	0.326	0.109	0	gastro. (med. head)	9115	0.390	0.060	17
biceps fem. (short head)	2203	0.089	0.173	23	gastro. (late. head)	4190	0.380	0.064	8
sartorius	820	0.100	0.520	0	rectus fem.	5832	0.310	0.114	5
add. longus	2808	0.110	0.138	6	semimem.	7949	0.359	0.080	15
add. brevis	2160	0.020	0.133	0	semiten.	2073	0.256	0.201	5
vastus med.	8899	0.126	0.089	5	TFL	3456	0.425	0.095	3
vastus int.	7214	0.136	0.087	3	soleus	22378	0.250	0.050	25
vastus lat.	15163	0.157	0.084	5	tibialis ant.	4708	0.223	0.098	5
gracilis	950	0.126	0.352	3	per. brevis	2116	0.161	0.050	5
iliacus	4276	0.100	0.100	7	per. longus	4492	0.345	0.049	10
psoas	3326	0.160	0.100	8	per. tertius	1788	0.100	0.079	13

F_{\max} [N]: Maxforce
 l_{opt} [m]: Optimal fiber
 l_{slack} [m]: Tendon slack
 α [deg]: Pennate

TFL: tensor faciae latae
semimem: semimembranosus
semiten: semitendinosus
add: adductor
per: peroneus
fem: femoris
gastro: gastrocnemius

(SEE) からなる筋腱複合体である (Fig. 3). 各筋の収縮要素の至適長 (l_{opt}), 収縮要素の羽状角 (α), 腱要素の自然長 (l_{slack}), 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 (3DGait-Model2392) 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 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 (Fig. 4), 式(1)を用いて算出した.

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

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 and Loan et al., 1995)。つまり、Fig. 4 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。

Fig. 5 は、腱の自然長で規格化した腱の長さ-張力関係式 $f(l_{SEE})$ (van Soest and Bobbert, 1993)、筋の至適長で規格化した収縮要素の長さ-張力関係式 $g(l_{CE})$ (van Soest and Bobbert, 1993) および収縮速度-張力関係式 $h(\dot{l}_{CE})$ (Nagano and Gerritsen, 2001)、筋の至適長で規格化した並列弾性要素の長さ-張力関係式 $k(l_{CE})$

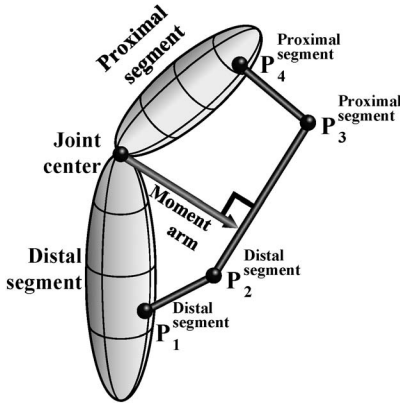


Fig. 4 Definition of muscle-tendon structure length and moment arm

(長谷・山崎, 1995) を図示したものである。そこで、本研究で用いた Hill-type モデルは、以下に示した式(2)–(6)が成り立つ。

$$l_{MTC} = l_{SEE} + l_{CE} \cdot \cos \alpha \quad (2)$$

$$F_{SEE} = F_{max} \cdot f(l_{SEE}) \quad (3)$$

$$F_{CE} = F_{max} \cdot g(l_{CE}) \cdot h(\dot{l}_{CE}) \cdot q \quad (4)$$

$$F_{PE} = F_{max} \cdot k(l_{CE}) \quad (5)$$

$$F_{SEE} = (F_{CE} + F_{PE}) \cdot \cos \alpha \quad (6)$$

ここで、式(2)は筋腱複合体の長さ、腱要素の長さ、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} は腱要素の長さ、 l_{CE} は収縮要素の長さ、 α は羽状角を示している。式(3)は腱要素の張力と長さの関係式を示しており、 F_{SEE} は腱張力、 F_{max} は筋の最大張力を示している。式(4)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)は、並列弾性要素の張力-長さ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(6)は腱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(2)に代入することで、 l_{CE} を求めることができ、活性度 q が既知の場合には、式(3)–(5)から F_{SEE} 、 F_{CE} 、 F_{PE} を算出できる。しかし、 l_{SEE} の値が適切でない場合には式(6)が成り立たない。そこで、(6)のつり合い式が満たされるように l_{SEE} の値を探索し、 F_{SEE} を筋張力とした。さらに、式(7)に示すように筋張力とモーメントアームを乗じることで筋張力によ

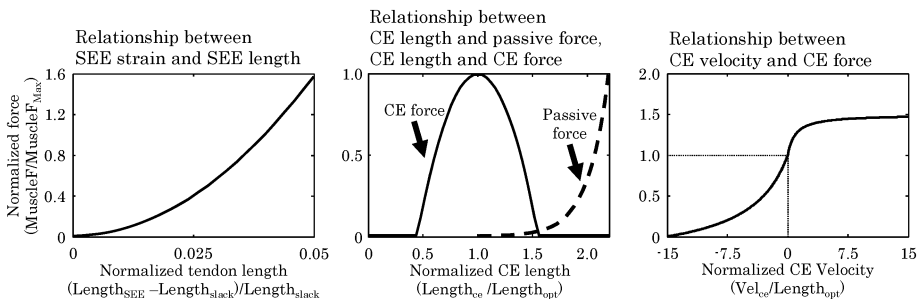


Fig. 5 Property of CE and SEE

る関節トルクを算出した。

$$MT_j^i = r_j^i \cdot F_{SEE}^i \quad (7)$$

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。

(2) 最適化計算

筋骨格モデルを構築することで筋の活性度から筋張力による関節トルクを算出することができるが、逆動力学計算によって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多く存在する。そのため、この冗長性を解決するために本研究では最適化計算を用いて筋の活性度を決定した。式(8)は制約条件式、式(9)は目的関数である。

$$JT_j = \sum_{i=1}^{34} MT_j^i \quad (8)$$

$$J = \sum_{i=1}^{34} (q^i)^3 \quad (9)$$

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。つまり、5つの関節軸について、逆動力学計算で算出した関節トルクと推定した各筋張力による関節トルクの和が一致し、かつ目的関数である各筋の活性度の3乗和が最小になる組み合わせをコマごとに探索した。なお、目的関数は、走動作中の筋張力を最適化手法によって推定した先行研究を参考にして決定した(横澤, 2005; Yokozawa et al., 2007)。また、横澤(2005)は走動作中の表面筋電図を用いて測定した筋活動と推定した筋の活性度を比較し、1サイクル中における2つの変化パターンが類似していることを確認している。この結果から目的関数を筋の活性度の3乗和最小に設定することで素早い筋収縮が起こる運動にも対応できると述べていることから、本研究においても活性度の3乗和最小を目的関数として用いた。

2.2.3 関節力に対する関節トルクおよび股関節筋群の貢献

大島・藤井(2016)は、15セグメントと14関節から成る剛体リンクモデルについて、セグメントの運動方程式と関節の連結方程式を連立することで(清水ほか, 2007)、最大疾走速度局面における関節力に対する関節トルクの動力的な貢献を定量化している。そこで、本研究でも、式(10)から関節力に対する関節トルクおよび筋張力の動力的な貢献を算出した。

$$\begin{bmatrix} M & 0_{45 \times 45} & c_r^i \\ 0_{45 \times 45} & I & c_\theta^i \\ c_r & c_\theta & 0_{45 \times 45} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \dot{V} \\ \dot{\omega} \\ \mathbf{JF} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{G} \\ \mathbf{N} \\ \mathbf{Cen.Acc.etc} \end{bmatrix} \quad (10)$$

ここで、 M と I は身体15セグメントの質量と慣性テンソルをまとめた正方行列であり、 c_θ^i と c_r^i は、 \mathbf{JF} に対する係数行列である。 \dot{V} と $\dot{\omega}$ は身体15セグメントの重心加速度と角加速度をまとめた列ベクトルであり、 \mathbf{JF} は身体14関節の関節力をまとめた列ベクトルである。 \mathbf{G} は身体15セグメントに作用している重力、 \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る。 $\mathbf{Cen.Acc.etc}$ 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り、 $0_{n \times m}$ は $n \times m$ のゼロ行列である。式(10)について、係数行列の逆行列を両辺に乗じることで各関節トルクが生成する関節力の大きさを明らかにすることができる。また、列ベクトル \mathbf{N} の右脚の股関節トルクについて、推定した筋張力による関節トルクを用いることで、右股関節筋群の筋張力と関節力の関係を明らかにすることができる。式(10)の詳細については、大島・藤井(2016)に記している。

式(10)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。そこで本研究では、列ベクトル \mathbf{N} の右脚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で、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1 Nm 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の関係を導くことで、関節トルクおよび筋張力が各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。あるセグメントに着目した場合、そのセグメントによって構成されている関節のトルクがそのセグメントに作用させた正味のモーメントは、式(11)を用いて算出できる。

$$\begin{aligned} \mathbf{Moment}_{i,j,k} = & \mathbf{JT}_{i,j,k} + \mathbf{r_Dis}_i \times \mathbf{JF_Dis}_{i,j,k} \\ & + \mathbf{r_Pro}_i \times \mathbf{JF_Pro}_{i,j,k} \end{aligned} \quad (11)$$

ここで、 $\mathbf{Moment}_{i,j,k}$ 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である。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。 $\mathbf{JT}_{i,j,k}$ は、セグメント i に作用している関節 j の k 軸まわりの関節トルクである。 $\mathbf{r_Dis}_i$ と $\mathbf{r_Pro}_i$ は、セグメント i の重心から遠位端へ向かう位置ベクトルと近位端へ向かう位置ベクトルをそれぞれ示している。

$\mathbf{JF_Dis}_{i,j,k}$ と $\mathbf{JF_Pro}_{i,j,k}$ 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セグメント i の遠位端と近位端に作用している関節力をそれぞれ示している。また、あるセグメントについて、そのセグメントによって構成されていない関節の場合は、セグメントと関節が隣接していないため、 \mathbf{JT} の項がなくなり、式(12)を用いて算出できる。

$$\begin{aligned} \mathbf{Moment}_{i,j,k} = & \mathbf{r_Dis}_i \times \mathbf{JF_Dis}_{i,j,k} \\ & + \mathbf{r_Pro}_i \times \mathbf{JF_Pro}_{i,j,k} \end{aligned} \quad (12)$$

式(11)(12)によって、左右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を算出した。また、式(11)を参考にして、右股関節筋群の張力によって発生した関節トルクがセグメントに作用させた正味のモーメントは式(13)から得ることができる。

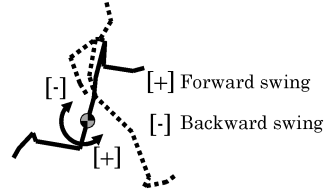


Fig. 6 Definition of thigh rotation

$$\begin{aligned} \mathbf{Moment}_{i,j,k}^m = & \mathbf{JT}_{i,j,k}^m + \mathbf{r_Dis}_i \times \mathbf{JF_Dis}_{i,j,k}^m \\ & + \mathbf{r_Pro}_i \times \mathbf{JF_Pro}_{i,j,k}^m \end{aligned} \quad (13)$$

ここで、 $\mathbf{Moment}_{i,j,k}^m$ 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セグメント i に作用させた正味のモーメントを示している。式(13)を用いて右股関節筋群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した。大腿セグメントに作用している正味のモーメントの正負については、グローバル座標系の YZ 平面からみて反時計回りを正（前方スイング）、時計回りを負（後方スイング）とした (Fig. 6)。

2.2.4 データの規格化および局面定義

本研究では、右足でフォースプレートを踏んでから、次の右足接地までを1サイクルとし、その1サイクルを分析対象区間とした。また、右足接地を On、右足離地を Off、左足接地を C-On、左足離地を C-Off とした。右足接地から右足離地を右脚支持期（以下「支持期」と略す）、右足離地から次の右足接地までを右脚回復期（以下「回復期」と略す）と定義した。さらに、右足離地から左足接地までを右脚回復期前半（以下「回復期前半」と略す）とした(羽田ほか, 2003)。本研究で示す時系列データは、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、全被験者の値を平均値にしたものである。なお、関節トルク、関節力の値は被験者の体重で規格化した。

3. 結果

分析対象とした1サイクル中の平均身体重心速度について、全被験者の平均値は 9.11 ± 0.38

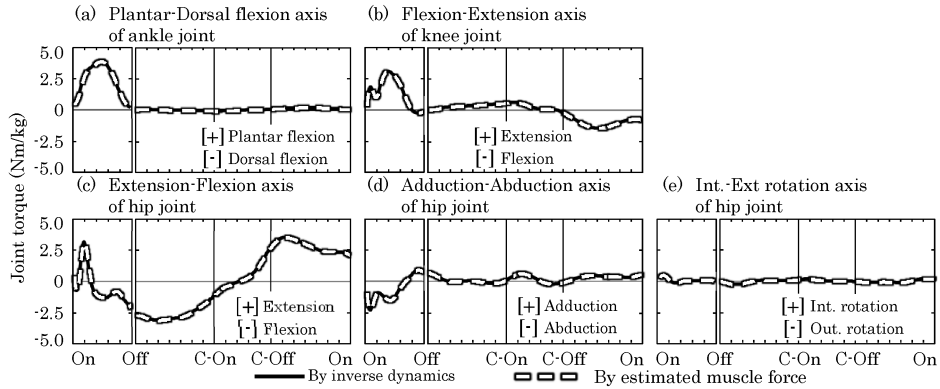


Fig. 7 Averaged pattern of joint torque by inverse dynamics and by estimated muscle force

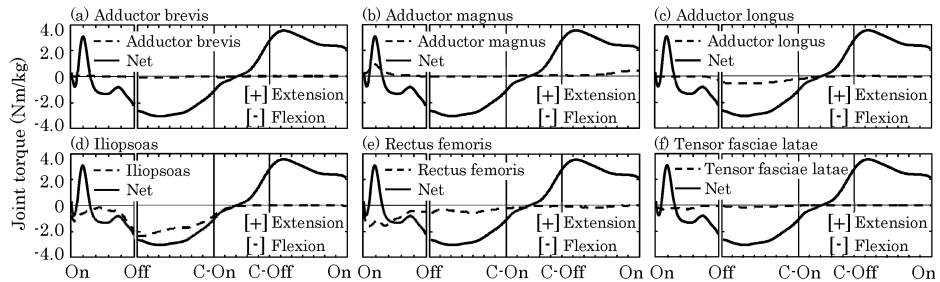


Fig. 8 Averaged pattern of hip joint torque about extension-flexion axis by lower limb muscles

m/sであった。

Fig. 7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、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。

Fig. 8は、1サイクルにおける短内転筋、大内転筋、長内転筋、腸腰筋、大腿直筋、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れ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 (Fig. 8-d)。また、長内転筋、大腿筋膜張筋、大腿直筋も、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 (Fig. 8-c, e, f)。

Fig. 9は、1サイクルにおける短内転筋、大内転筋、長内転筋、腸腰筋、大腿直筋、大腿筋膜張筋の張力によって生成された内転-外転軸まわりの関節トルクの平均パターンを示している。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 (Fig. 9-a, b, c)。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 (Fig. 9-f)。

Fig. 10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絶対座標系におけるY軸成分 (以下「前後成分」と略す) に対する、左右股関節および体幹仮想関節による

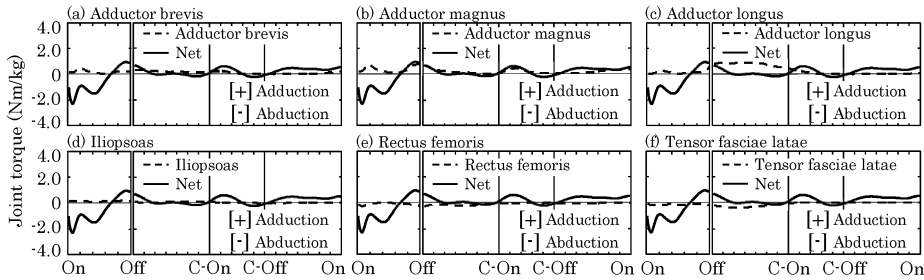


Fig. 9 Averaged pattern of hip joint torque about adduction-abduction axis by lower limb muscles

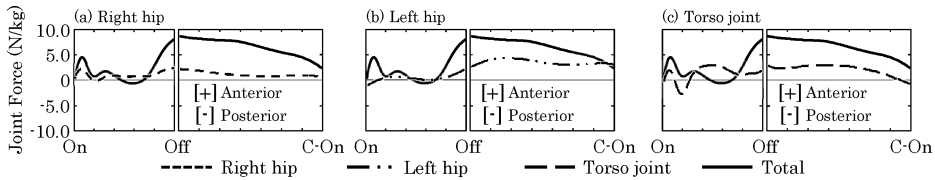


Fig. 10 Contribution of anteroposterior right hip joint force acting on the right thigh by joint torque

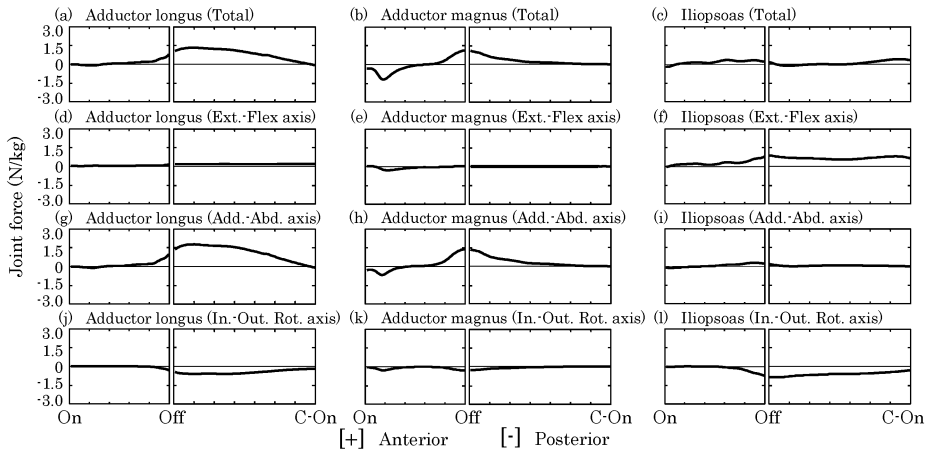


Fig. 11 Contribution of anteroposterior hip joint force acting on the right thigh by adductors and iliopsoas

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。

Fig. 11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 (Fig. 11-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 (Fig. 11-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 (Fig. 11-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 (Fig. 11-f).

Fig. 12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内旋-外旋軸まわりのトルクの平均パターンを示している. 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 (Fig. 12).

Fig. 13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 1 Nm 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, 1 Nm 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 (Fig. 13-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, 下胴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 (Fig. 13-a). 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 (Fig. 13-c).

Fig. 14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, 体幹仮想関節および左脚股関節が発揮したトルクは右大腿に後

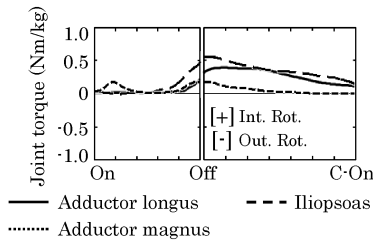


Fig. 12 Averaged pattern of hip joint torque about In-Out. rotation axis by adductors and iliopsoas

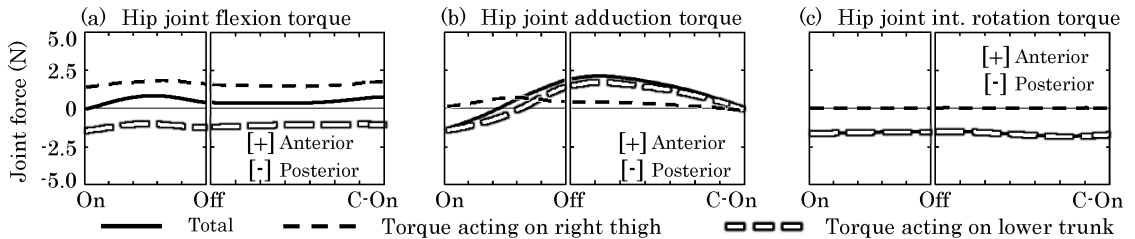


Fig. 13 Averaged pattern of anteroposterior hip joint force acting on the right thigh by unit hip joint torque

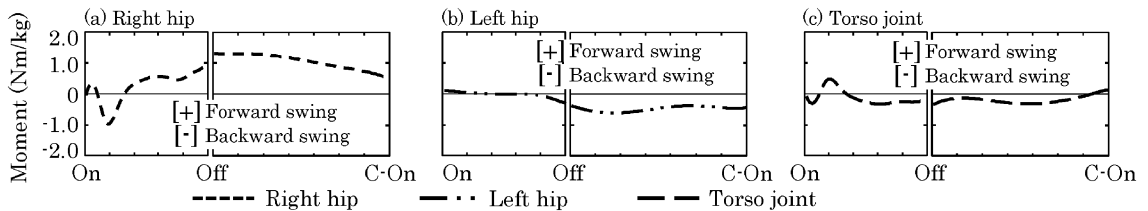


Fig. 14 Net moment by joint torque acting on the right thigh

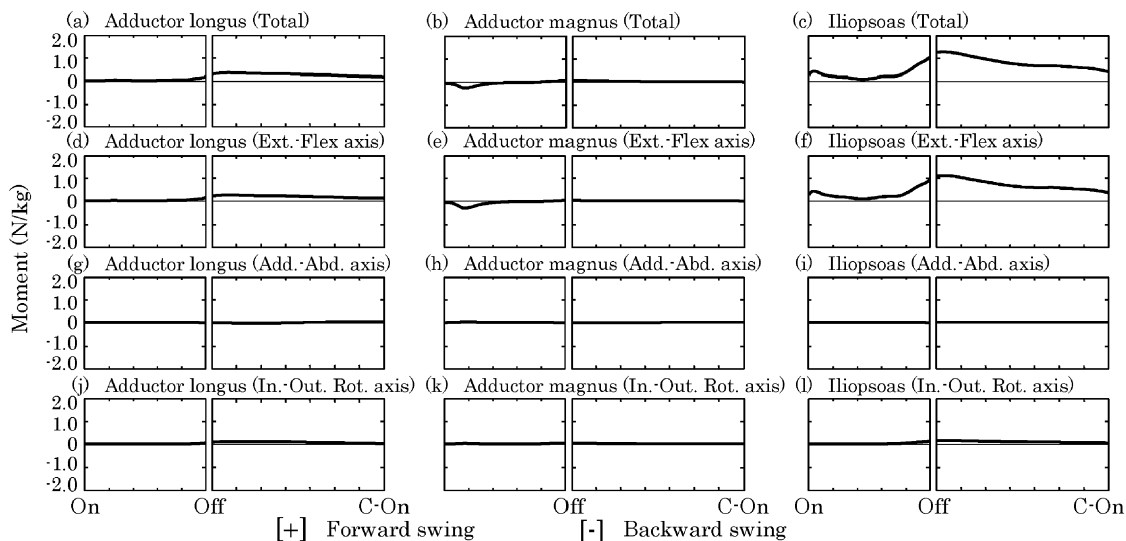


Fig. 15 Net moment by adductors and iliopsoas acting on the right thigh

方へのスイングを起こすモーメントを作用させていた (Fig. 14).

Fig. 15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 (Fig. 15-c)。また、長内転筋も右大腿を前方へ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 (Fig. 15-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 (Fig. 15-b)。

4. 考 察

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

本研究の目的の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貢献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、股関節トルクに対する股関節筋群の貢献を算出した。Fig. 7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 (Fig. 8-d)。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 (Fig. 8-c)。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。本研究でも、長内転筋は回復期前半において股関節屈曲トルクを生成していた。しかし、長内転筋が生成する股関節屈曲トルク大きさは腸腰筋と比べるとかなり小さく、全力疾走中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、全力疾走中において、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。このような異なる結果がみられた理由として、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。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 (Fig. 8-c), 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 5.0 m/s の走動作を 2 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、内転筋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) を調べた研究についても、最大疾走速度局面の走動作を 2 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分かる。一方の本研究では、3 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。

しかし、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、離地前後において、股関節内転トルクの生成に対して貢献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機能について考察していく。

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。そこで本研究では、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、それを解くことで (小池・森, 2008; 大島・藤井, 2016), 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 (Fig. 10). 大島・藤井 (2016) は、支持期後半における支持脚 (本研究における右脚) 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 (本研究における左脚) の股関節伸展トルクによって生成されていると報告しており、本研究でも、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でそれらの筋の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 (Fig. 11-a, b), 腸腰筋は前方向の股関節力を生成していなかった (Fig. 11-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で、身体に対して後方にある脚を前方に引き出す機能があ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 (Fig. 11-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 (Fig. 8-d, Fig. 9-b, c), 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 (Fig. 8-d, Fig. 9-b, c), 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 (Fig. 11-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の間において股関節屈曲トルクおよび内転トルクを 1 Nm 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 (Fig. 13-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 1 Nm 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、下胴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 (Fig. 13-a). Fig. 16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

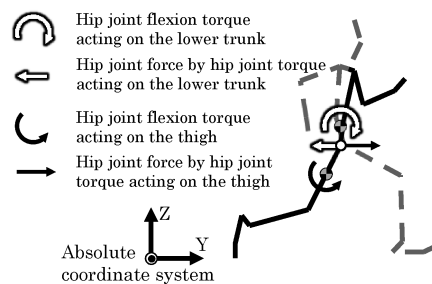


Fig. 16 Schematic representation of hip joint force by hip flexion torque

下胴セグメントには後ろ方向の力が作用する。下胴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、下胴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胴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、下胴に作用している股関節内転トルクによる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った (Fig. 13-b)。Fig. 17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-外転軸は下方を向く。つまり、股関節内転トルクは絶対座標系におけるZ軸まわりの回転成分を持ち、Fig. 17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Z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発揮した場合でも、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発揮しており (Fig. 12)、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 (Fig. 11-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。Fig. 13-cは1 Nm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、Fig. 18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

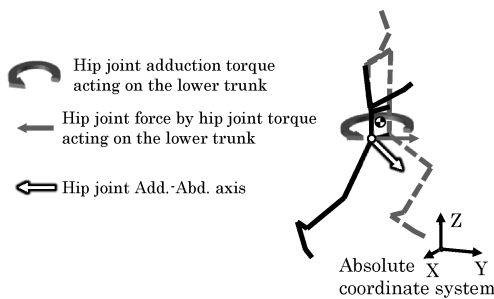


Fig. 17 Schematic representation of hip joint force by hip adduction torque

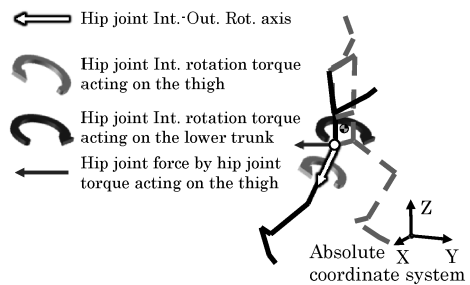


Fig. 18 Schematic representation of hip joint force by hip Int. rotation torque

軸まわりの回転成分であるため、脚の重心の加速には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脚に作用している股関節内旋トルクは、主に、絶対座標系のZ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の股関節力を生成しており、脚を前に引き出す（前方へ加速させる）機能を持っていたと考えられる。一方、腸腰筋は、前方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1 Nm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股関節屈曲トルクを生成する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で、腸腰筋の機能について考察していく。

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

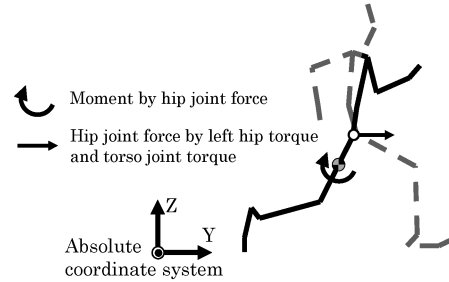


Fig. 19 Schematic representation of moment by hip joint force

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（Fig. 14-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の右関節力を大腿に作用させており（Fig. 10）、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（Fig. 19）。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（Fig. 14-a）、主に、腸腰筋の張力がそのモーメントを生成していた（Fig. 15-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（Fig. 15-c）、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（Fig. 8-d）。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（Fig. 6）、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、前方方向の股関節力の生成が小さかったため（Fig. 13-a）、Fig. 19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用いる必要があるが、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。

5. ま と め

本研究の目的は、最大疾走速度局面における疾走動作の3次元分析を行い、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、内転筋群を含む股関節筋群の張力の股関節トルクの生成に対する貢献を明らかにすること、筋張力の股関節トルクの生成に対する貢献を明らかにしたうえで、動力学的な分析を用いて股関節筋群の機能を明らかにすることであった。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、3次元分析、動力学的分析および筋張力推定を行うことで初めて明らかになったことである。

文 献

- 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・宮下 憲・横井孝志・大木昭一郎・渋谷侃二 (1986) 機械的パワーからみた疾走における下肢筋群の機能および貢献度. *筑波大学体育科学系紀要*, 9: 229-239.
- 阿江通良・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100 m レースパターン分析—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.
- 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.
- 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., Heiderscheit, 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.
- 羽田雄一・阿江通良・榎本靖士・法元康二・藤井範久 (2003) 100 m 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.
- 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.
- 小池関也・森 洋人 (2008) 順動力学の貢献度によるスポーツ動作における関節トルク・筋張力の機能抽出. *バイオメカニクス研究*, 12(1): 58–65.
- 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.
- 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100 m 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・苅山 靖・大山卡圭悟 (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.
- 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.
- 大島雄治・藤井範久 (2016) 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.
- 大山卡圭悟 (2011) 走運動における股関節内転筋群の機能. *陸上競技研究*, 86(3): 2–9.
- 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.
- 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.
- 島田一志・阿江通良・藤井範久 (2004) 野球のピッチング動作における力学的エネルギーの流れ. *バイオメカニクス研究*, 8(1): 12–26.
- 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.
- 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.
- 平山大作・藤井範久・阿江通良・小池関也 (2008) 野球投球における投球数と動作のキネティクスの関係. *バイオメカニクス学会編, バイオメカニクス19. 慶應義塾大学出版会*, pp. 91–102
- 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・大山卡圭悟・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(4): 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.
- 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.

(2016年2月16日受付)
(2016年10月28日受理)

Advance Publication by J-STAGE
Published online 2017/1/24