

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

大島 雄治¹⁾ 藤井 範久²⁾

Yuji Ohshima¹ and Norihisa Fujii²: Three-dimensional dynamics focusing on lower trunk motion in the horizontal plane during sprinting. Japan J. Phys. Educ. Hlth. Sport Sci. 61: 115-131, June, 2016

Abstract : The purpose of this study was to clarify the function of torques exerted by the joints of the lower trunk during maximal velocity sprinting. Eight male track and field athletes volunteered, and sprinted 60 m from a standing start position. The ground reaction force of the support leg was determined using a force platform (1000 Hz), which was placed at the 50-m mark from the start position. Simultaneously, 3D coordinates were recorded with a motion analysis system (250 Hz) using 20 cameras (MX-T20). The joint torques were calculated using inverse dynamics. The contribution of joint torques to the right and left hip joint forces, and the torso joint force, was calculated by a method that simultaneously solves equations of motion for each segment and equations of constraint conditions for adjacent segments connected by a joint. The main results were as follows: (1) During the terminal support phase (80-100% normalized time), the angular velocity of anterior rotation of the pelvis decreased and participants in whom this angular velocity decrease was diminished ran faster ($p < 0.10$). (2) During terminal support, the hip joint adduction torque of the support leg and the anterior rotation torque of the torso joint rotated the pelvis forward. The moment of the right and left hip joint forces rotated the pelvis backward. (3) During terminal support, the hip joint force of the support leg was generated by its hip joint flexion and adduction torque, the hip joint extension torque of the recovery leg, and the anterior rotation torque of the torso joint. In contrast, the hip joint force of the recovery leg was generated by the hip joint flexion and adduction torque of the support leg, and the anterior rotation torque of the torso joint. (4) During terminal support, the hip joint flexion torque exerted by the support leg rotated the pelvis backward. The hip joint adduction torque of the support leg and the anterior rotation torque of the torso joint rotated the pelvis forward. Previous studies showed that the hip flexion torque drives the leg forward from the hip joint extension position. This present study has clarified that the hip joint adduction torque of the support leg and the anterior rotation torque of the torso joint nullify backward rotation of the pelvis due to the hip joint flexion torque exerted by the support leg.

Key words : hip joint, torso joint, pelvis, equation of motion, equation of constraint condition for adjacent segments connected by a joint

キーワード : 股関節, 体幹仮想関節, 骨盤, 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,

1) 筑波大学大学院人間総合科学研究科
〒305-8574 茨城県つくば市天王台 1-1-1
2) 筑波大学体育系
〒305-8574 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 305-8674
2. *Faculty of Health and Sport Sciences, University of Tsukuba*
1-1-1 Tennodai, Tsukuba, Ibaraki 305-8674
Corresponding author yuji-7529@lasbim.taiiku.tsukuba.ac.jp

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, 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おり (羽田ほか, 2003; 狩野ほか, 1997; Sugisaki et al., 2011; 渡邊ほか, 2003), 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を強化する必要があることが明らかになっている. そして, 最大疾走速度局面では, 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り, 股関節が過度に伸展する (以下「脚が後方に流れる」と略す) のを抑え, 回復期後半で発揮される股関節伸展トルクにより, 上がった大腿が素早く振り下ろされている (阿江ほか, 1986; 馬場ほか, 2000). 特に, 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発揮が大きいこと (矢田ほか, 2012), 大腿の後方への振れ幅が小さいこと (宮下ほか, 1986) から, 支持期後半から回復期前半において股関節屈曲トルク発揮を大きくし, 身体に対して脚をより素早く前方に進めることが最大疾走速度を高めるゆえで重要であると考えられる. さらに, 阿江 (2001) は, 世界一流スプリンターは離地瞬間から股関節の関節力パワー (以下「股関節力パワー」と略す) 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2次元動作分析から明らかにしている. また, この結果から阿江 (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ことから離地瞬間から股関節力パワーを大きくするためには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重要であると推測している. しかし, 阿江 (2001) の推測は矢状面における動作分析から導かれたものであり, 本来なら3次元分析を行い, その重要性を検討する必要があるが, 骨盤の動きを3次元的に調べた研究は少ない.

体幹について, 左右の肋骨下端の midpoint を仮想的な関節 (以下「体幹仮想関節」と略す) として体幹上部 (以下「上胴」と略す) と体幹下部 (以下

「下胴」と略す) の2つのセグメントに分けた場合, 骨盤の角加速度を決定するのは, 主に, 下胴に参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」と略す) 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 (トルクと力のモーメントはともに物体を回転させる作用であるが, 本研究では, 身体部分に回転作用のみが付加される場合を「トルク」, 回転作用とともに並進作用が付加される場合を「力のモーメント」とした). これまでにも走動作における3次元のキネティクスの分析はいくつか行われており (Chumanov et al., 2011; Dorn et al., 2012; Schache et al., 2011), そのなかでも Dorn et al. (2012) と Schache et al. (2011) は, 3.5 m/s, 5.0 m/s, 7.0 m/s, 9.0 m/s の走動作を分析し, 走速度の変化による下肢関節トルクおよび下肢筋群の張力の変化について調べているが, 下胴に対する股関節のキネティクスの影響については検討していない. そのため, 股関節を含む下胴に参与している関節のキネティクスが下胴に対して与えている影響については明らかになっていないのが現状である.

下胴のキネティクスのうち, 股関節力によるモーメントに着目すると, 支持期後半では, 支持脚は股関節屈曲トルク, 遊脚は股関節伸展トルクを発揮し (阿江ほか, 1986; Mann and Sprague, 1980), 身体に対して, 支持脚は前方に, 遊脚は後方に加速させる必要があるため (矢田ほか, 2011), 下胴に作用している支持脚側の股関節力は後ろ方向, 遊脚側の股関節力は前方向になる. 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せる関節力は, 関節が連結した状態で関節トルクを発揮することで生じる受動的な力であるため, 関節力は関節トルクによって生成されていると考えることができる. 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、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次方程式を解き、セグメントの加速度、角加速度、関節力などの未知変数を求める必要がある(小池ほか, 2006). このような動力学的分析を用いることで、未知変数とした項目と関節トルクとの間の因果関係を直接導くことができる. これまでにも、走動作における地面反力、身体重心加速度に対する筋張力の貢献を調べた研究が行われており(Hamner et al., 2010; Hamner and Delp, 2013; 小池ほか, 2007), 足関節底屈筋群が身体の支持および加速に貢献していることが明らかになっている. しかし、下胴に対する各関節トルクの影響を調べた研究は行われていない.

以上のことから、最大疾走速度を高めるために脚を素早く引き出す必要があり、そのためには、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、股関節は大腿セグメントと骨盤を含む下胴セグメントから構成されており、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、本研究では、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、動力学的分析を用いて、下胴に対して、下胴に関与している関節の関節トルクの影響を明らかにし、その機能を検討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、混成競技を専門としている男子競技者8名(身長: 1.77 ± 0.08 m, 体重: 71.4 ± 5.4 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、協力への同意をとった.

実験試技はスタンディングスタートからの60

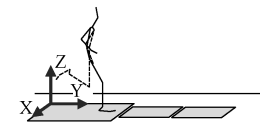


Fig. 1 Global coordinate system

mの全力疾走とし、走動作を乱すことなく約50m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)を右脚で踏んだ試技を成功試技とした. また、本研究では右脚を支持脚、左脚を遊脚と定義する. 同時に身体分析点47点(平山ほか, 2008)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—15 Hz)を決定し、位相ずれのない4次のButterworth digital filterを用いて平滑化処理を行った. 本研究では、実験で収集した身体分析点47点の座標値のうち41点の座標値を用いて分析を行った(Fig. 2).

2.2 算出項目

本研究では、14の関節により連結された15の剛体セグメント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(Fig. 3). 各関節の中心について、左右における手関節、肘関節、足関節、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測した.

2.2.1 骨盤角度

本研究では、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絶対座標系のX軸の

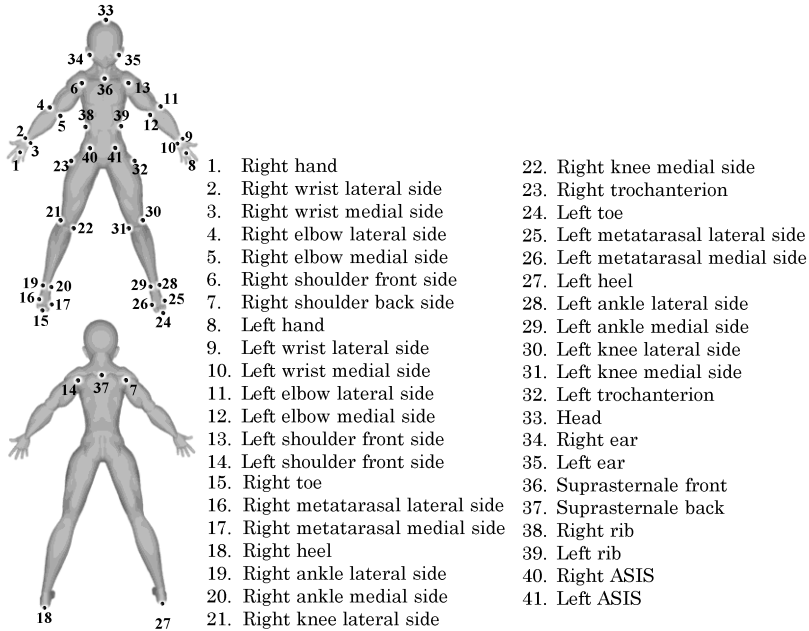


Fig. 2 Landmarks of body

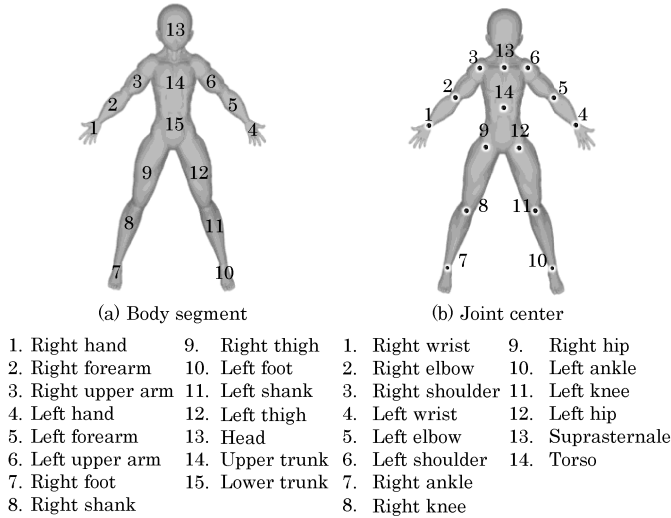


Fig. 3 Definition of body segment (a) and joint center (b)

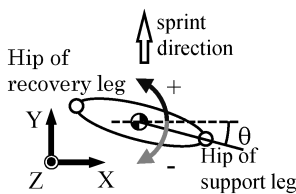


Fig. 4 Definition of pelvis angle

なす角度を骨盤角度と定義し (Fig. 4), 骨盤角度の値を時間微分することで骨盤角速度, 骨盤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, 減速する場合を後方回転角加速度と定

義した。

2.2.2 関節トルクおよび関節力

(1) セグメント座標系

Fig. 5 に示すように、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 (Fig. 5)。なお、Fig. 5 に記述してある数字は、貼付したマーカーを示しており、Fig. 2 の数字に対応している。また、Fig. 5 では、右腕および右脚のセグメント座標系のみ示しているが、左腕と左脚についても右側と同様の方法でセグメント座標系を設定した。上胴および左右における手部、前腕、上腕については村田・藤井 (2014) の方法を参考に、下胴および左右の大腿については島田ほか (2004) の方法を参考にセグメント座標系を設定した。

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、 z_{Rshank} 軸を右下腿座標系と定義した。

左下腿については、左足関節中心から左膝関節中心へ向かう単位ベクトルを z_{Lshank} 軸とし、左外踝から左内踝へ向かうベクトルを s_{Lshank} 軸とした。さらに、 z_{Lshank} 軸と s_{Lshank} 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを y_{Lshank} 軸、 y_{Lshank} 軸と z_{Lshank} 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを x_{Lshank} 軸とした。そして、 x_{Lshank} 軸、 y_{Lshank} 軸、 z_{Lshank} 軸を左下腿座標系と定義した。

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1中足骨骨頭から右第5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、 z_{Rfoot} 軸を右足部座標系と定義した。

左足部については、左踵から左つま先へ向かう単位ベクトルを y_{Lfoot} 軸とし、左第5中足骨骨頭から左第1中足骨骨頭へ向かうベクトルを s_{Lfoot} 軸とした。さらに、 s_{Lfoot} 軸と y_{Lfoot} 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを z_{Lfoot} 軸、 y_{Lfoot} 軸と z_{Lfoot} 軸の外積により得られた方向の単位ベクトルを x_{Lfoot} 軸とした。そして、 x_{Lfoot} 軸、 y_{Lfoot}

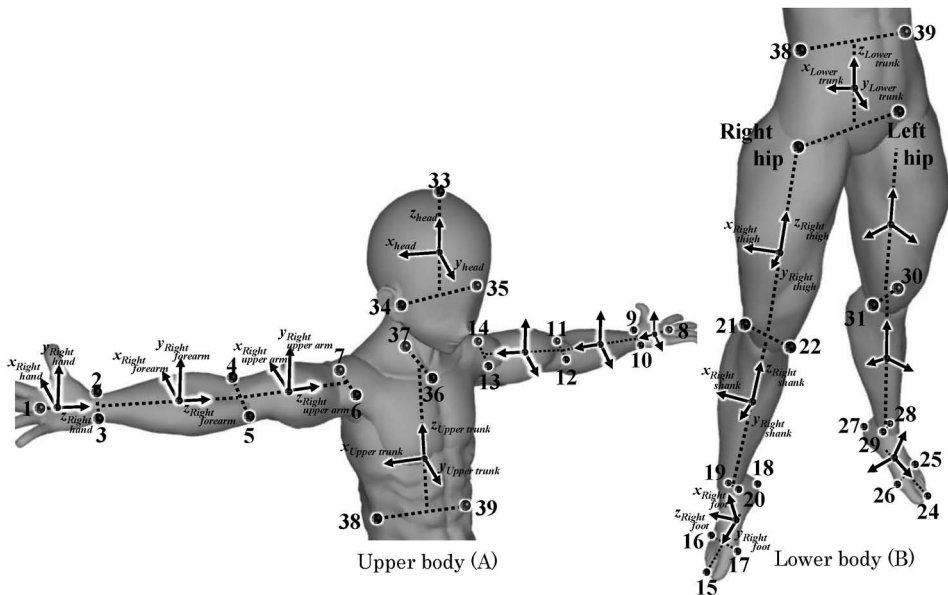


Fig. 5 Definition of segment coordinate system

軸, z_{Lfoot} 軸を左足部座標系と定義した.

頭部については, 左耳珠点と右耳珠点の 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, z_{head} 軸を頭部座標系と定義した.

(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 (阿江・藤井, 2002). 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, 関節力は式 (1), (2) を用いて算出した.

$$\mathbf{f}_{14,13} = m_{14}(\ddot{\mathbf{x}}_{14} - \mathbf{g}) - \mathbf{f}_{14,3} - \mathbf{f}_{14,6} - \mathbf{f}_{14,14} \quad (1)$$

$$\begin{aligned} \mathbf{n}_{14,13} = & \hat{I}_{14}\dot{\boldsymbol{\omega}}_{14} + \boldsymbol{\omega}_{14} \times (\hat{I}_{14}\boldsymbol{\omega}_{14}) - \mathbf{r}_{14,3} \times \mathbf{f}_{14,3} \\ & - \mathbf{r}_{14,6} \times \mathbf{f}_{14,6} - \mathbf{r}_{14,14} \times \mathbf{f}_{14,14} - \mathbf{n}_{14,3} \\ & - \mathbf{n}_{14,6} - \mathbf{n}_{14,14} \end{aligned} \quad (2)$$

ここで m_i , \hat{I}_i , \mathbf{x}_i , $\boldsymbol{\omega}_i$ 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, 角速度ベクトルを示している. また, 添字は Fig. 3(a) のセグメント番号に対応しており, m_{14} , \hat{I}_{14} , \mathbf{x}_{14} , $\boldsymbol{\omega}_{14}$ は, 上腕セグメントの質量, 慣性テンソル, 重心の位置ベクトル, 角速度ベクトルを示している.

\mathbf{g} は重力加速度ベクトル ($\mathbf{g} = [0 \ 0 \ -9.807]^T$) である. $\mathbf{f}_{i,j}$ および $\mathbf{n}_{i,j}$ 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. また, 添字は Fig. 3(a) のセグメント番号, Fig. 3(b) の関節番号の順に示しており, $\mathbf{f}_{14,3}$, $\mathbf{f}_{14,6}$, $\mathbf{f}_{14,14}$, $\mathbf{n}_{14,3}$, $\mathbf{n}_{14,6}$, $\mathbf{n}_{14,14}$ は, 上腕に作用している右肩関節, 左肩関節, 体幹仮想関節の関節力ベクトルと関節トルクベクトルをそれぞれ示している. また, $\mathbf{r}_{i,j}$ 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. つまり, $\mathbf{r}_{14,3}$, $\mathbf{r}_{14,6}$, $\mathbf{r}_{14,14}$ は上腕セグメントの重心から右肩関節, 左肩関節, 体幹仮想関節までの位置ベクトルをそれぞれ示している.

(5) 関節座標系への投影

体幹仮想関節, 左右股関節について, 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. 6).

右股関節座標系については, まず, 右股関節から右股関節へ向かう単位ベクトルを z_{Rhip} 軸, 左股関節から右股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, 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, z_{Rhip} 軸を内旋-外旋軸とした.

左股関節座標系については, 左膝関節から左股関節へ向かう単位ベクトルを z_{Lhip} 軸, 左股関節から右股関節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

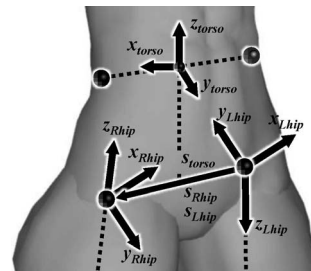


Fig. 6 Definition of joint coordinate system

ベクトルを x_{Lhip} 軸とした．そして， x_{Lhip} 軸， y_{Lhip} 軸， 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， 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の調整をした．

体幹仮想関節座標系は，まず，左股関節と右股関節の midpoint から体幹仮想関節へ向かう単位ベクトルを z_{torso} 軸，左股関節から右股関節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， 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， 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」と略す）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といえる．

2.2.3 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各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で，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で身体重心速度や角運動量などの評価量と関節トルクの関係を導いている．また，これを評価量に対する関節トルクの動力学的な貢献としている．本研究では，以下に示すように運動方程式と連結方程式を連立することで関節力に対する関節トルクの動力学的な貢献を定量化した．そこでまず，身体15

セグメントについての運動方程式を行列形式でまとめると式(3)のように表すことができる．

$$\begin{bmatrix} M & 0_{45 \times 45} & c_r^t \\ 0_{45 \times 45} & I & c_\theta^t \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \dot{V} \\ \dot{\omega} \\ JF \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} G \\ N \end{bmatrix} \quad (3)$$

ただし，

$$\begin{aligned} \dot{V} &= [cgA_1^t \cdots cgA_i^t \cdots cgA_{15}^t]^t \\ \dot{\omega} &= [\dot{\omega}_1^t \cdots \dot{\omega}_i^t \cdots \dot{\omega}_{15}^t]^t \\ JF &= [jf_1^t \cdots jf_j^t \cdots jf_{14}^t \quad -grf^t]^t \\ M &= \begin{bmatrix} m_1 E & 0_{3 \times 3} & \cdots & \cdots & 0_{3 \times 3} \\ 0_{3 \times 3} & m_2 E & & & \vdots \\ \vdots & & \ddots & & \vdots \\ \vdots & & & m_i E & 0_{3 \times 3} \\ 0_{3 \times 3} & \cdots & \cdots & 0_{3 \times 3} & m_{15} E \end{bmatrix} \\ I &= \begin{bmatrix} \hat{I}_1 & 0_{3 \times 3} & \cdots & \cdots & 0_{3 \times 3} \\ 0_{3 \times 3} & \hat{I}_2 & & & \vdots \\ \vdots & & \ddots & & \vdots \\ \vdots & & & \hat{I}_i & 0_{3 \times 3} \\ 0_{3 \times 3} & \cdots & \cdots & 0_{3 \times 3} & \hat{I}_{15} \end{bmatrix} \\ G &= [m_1 \cdot g^t \cdots m_i \cdot g^t \cdots m_{15} \cdot g^t]^t \\ N &= \begin{bmatrix} n_{1,1} + n_{1,2} - \omega_1 \times (\hat{I}_1 \omega_1) \\ \vdots \\ n_{i,j} - \omega_i \times (\hat{I}_i \omega_i) \\ n_{15,9} + n_{15,12} + n_{15,14} - \omega_{15} \times (\hat{I}_{15} \omega_{15}) \end{bmatrix} \\ c_\theta &= \begin{bmatrix} [r_{1,1}]_\times & -[r_{2,1}]_\times & 0_{3 \times 3} & \cdots & \cdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0_{3 \times 3} & \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ 0_{3 \times 3} & \cdots & 0_{3 \times 3} & [r_{7,corp}]_\times & 0_{3 \times 3} \\ & & & \cdots & 0_{3 \times 3} \\ & & & & \vdots \\ & & & & -[r_{14,14}]_\times & [r_{15,14}]_\times \\ & & & & \cdots & 0_{3 \times 3} \end{bmatrix} \\ c_r &= \begin{bmatrix} -E & E & 0_{3 \times 3} & \cdots & \cdots & \cdots & 0_{3 \times 3} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0_{3 \times 3} & \cdots & \cdots & \cdots & \cdots & E & -E \\ 0_{3 \times 3} & \cdots & 0_{3 \times 3} & E & 0_{3 \times 3} & \cdots & 0_{3 \times 3} \end{bmatrix} \\ E &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

ここで、 \dot{V} と $\dot{\omega}$ 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。 M と 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、 E は 3×3 の単位行列を示している。 c_{θ}^i と c_r^i 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歪対称行列にしたものである。したがって、 c_{θ}^i 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行列である。 \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。つまり、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、 $\omega_i \times (\hat{I}_i \omega_i)$ 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。 $0_{n \times m}$ は $n \times m$ のゼロ行列である。

つぎに、隣り合うセグメントは関節で連結されているため、2つのセグメントが1つの関節で連結されている部分の加速度の関係は式(4)のようになる (Marshall et al., 1985)。

$$\begin{aligned} & \mathbf{cgA}_i + \dot{\omega}_i \times \mathbf{r}_{i,j} + \omega_i \times (\omega_i \times \mathbf{r}_{i,j}) \\ &= \mathbf{cgA}_{i+1} + \dot{\omega}_{i+1} \times \mathbf{r}_{i+1,j} + \omega_{i+1} \\ & \quad \times (\omega_{i+1} \times \mathbf{r}_{i+1,j}) \end{aligned} \quad (4)$$

また、支持脚足部と地面の連結方程式は式(5)で表すことができる。

$$\begin{aligned} & \mathbf{cgA}_7 + \omega_7 \times \mathbf{r}_{7,cop} + \omega_7 \times (\omega_7 \times \mathbf{r}_{7,cop}) \\ &= \mathbf{Acc}_{cop} \end{aligned} \quad (5)$$

ここで、 $\mathbf{r}_{i,j}$ はセグメント i の重心から関節 j までの位置ベクトル、 \mathbf{Acc}_{cop} は地面反力の作用点の加速度である。

そこで、式(3)と(4)、(5)を行列形式でまとめると式(6)のように表すことができる(清水ほか, 2007)。

$$\begin{bmatrix} M & 0_{45 \times 45} & c_r^i \\ 0_{45 \times 45} & I & c_{\theta}^i \\ c_r & c_{\theta} & 0_{45 \times 45} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \dot{V} \\ \dot{\omega} \\ \mathbf{JF} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{G} \\ \mathbf{N} \\ \mathbf{Cen.Acc.etc} \end{bmatrix} \quad (6)$$

ただし、

$$\begin{aligned} & \mathbf{Cen.Acc.etc} \\ &= \begin{bmatrix} \omega_1 \times (\omega_1 \times \mathbf{r}_{1,1}) - \omega_2 \times (\omega_2 \times \mathbf{r}_{2,1}) \\ \omega_i \times (\omega_i \times \mathbf{r}_{i,j}) - \omega_{i-1} \times (\omega_{i-1} \times \mathbf{r}_{i-1,j}) \\ \omega_{15} \times (\omega_{15} \times \mathbf{r}_{15,14}) - \omega_{14} \times (\omega_{14} \times \mathbf{r}_{14,14}) \\ \ddot{\mathbf{x}}_{cop} - \omega_7 \times (\omega_7 \times \mathbf{r}_{7,cop}) \end{bmatrix} \end{aligned}$$

ここで、 $\mathbf{Cen.Acc.etc}$ 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る。式(6)の係数行列の逆行列を両辺に乗じることで関節力に対する各関節トルクの動学的な貢献を算出した。

また、左右股関節および体幹仮想関節による関節トルクが下脛に作用させた正味のモーメントは、式(7)から得ることができる。

$$\begin{aligned} & \mathbf{Moment}_{15,j,k} = \mathbf{JT}_{15,j,k} + \mathbf{r}_{15,12} \times \mathbf{JF}_{15,12,j,k} \\ & \quad + \mathbf{r}_{15,9} \times \mathbf{JF}_{15,9,j,k} + \mathbf{r}_{15,14} \times \mathbf{JF}_{15,14,j,k} \end{aligned} \quad (7)$$

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を示しており、 $\mathbf{Moment}_{15,j,k}$ は、関節 j の k 軸まわりの関節トルクが下脛セグメントに作用させた正味のモーメントである。 $\mathbf{JT}_{i,j,k}$ は、セグメント i に作用している関節 j の k 軸まわりのトルクを示しており、 $\mathbf{JT}_{15,j,k}$ は、下脛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。 $\mathbf{JF}_{i,n,j,k}$ 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、 $\mathbf{JF}_{15,n,j,k}$ は下脛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。 $\mathbf{r}_{i,j}$ 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、 $\mathbf{r}_{15,j}$ は、下脛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。

2.2.4 データの規格化

本研究では、支持期を100%としてデータを規格化した。また、関節トルク、関節力を被験者の体重で規格化した。

2.2.5 統計処理

疾走速度との関係を見るために Pearson の方法を用いて相関係数を算出した。有意水準を $p < 0.05$ 、有意傾向を $p < 0.10$ とした。

3. 結 果

全被験者における疾走速度の平均は 9.24 ± 0.33 m/s であった。

Fig. 7 は、支持期における骨盤角度、角速度、角加速度について全被験者の平均変化パターンと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速していた。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、Fig. 7 の角加速度のグラフに示している灰色部分は、疾走速度と有意傾向がみられた範囲である。また、Fig. 9—13 で示されている灰色部分は骨盤の角加速度が負の値になった規格化時間 80—100% の範囲である。

Fig. 8 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 ($p < 0.10$)。

Fig. 9 は、支持期中の下胴に作用している左右股関節、体幹仮想関節における関節トルクの Z 軸成分について全被験者の平均変化パターンを示している。支持期後半において、各関節が発揮した関節トルクの総和は、支持脚股関節および体幹仮想関節の関節トルクが骨盤を前方回転させる作用を、遊脚の股関節トルクが、骨盤を後方回転さ

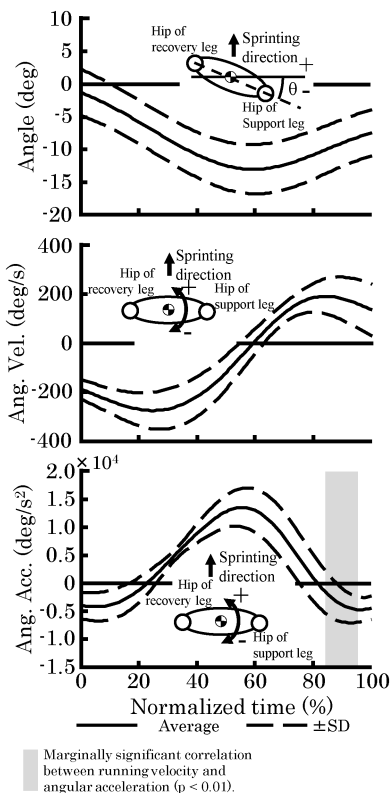


Fig. 7 Angle of pelvis

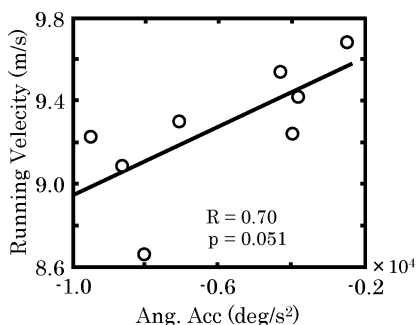


Fig. 8 Relationship between running velocity and angular acceleration of the pelvis

せる作用を持っていた。

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-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。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。体幹仮想関節では、支

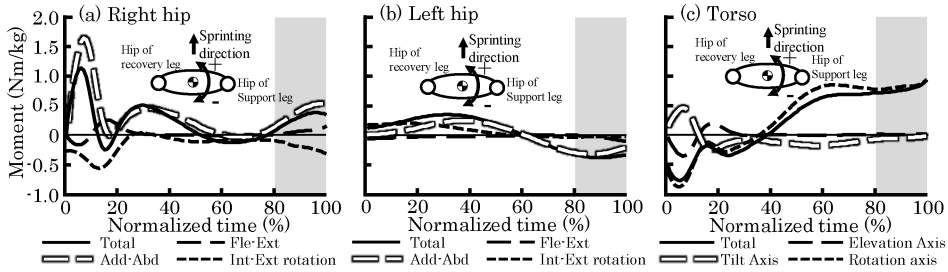


Fig. 9 Z-axis component about joint torque vectors acting on lower trunk

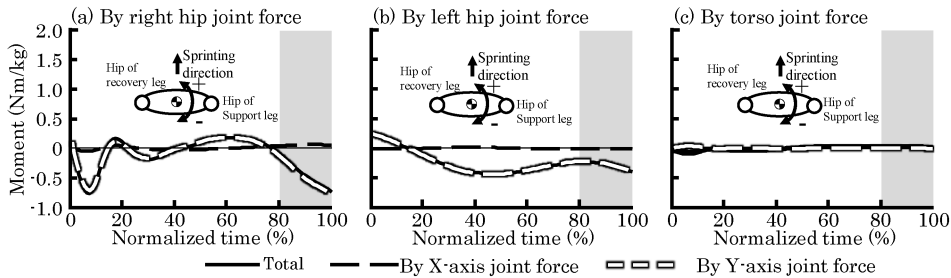


Fig. 10 Z-axis component about moment by joint force

持期後半において、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。一方、拳上-下制軸、前傾-後傾軸の値はかなり小さかった。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。一方、屈曲-伸展軸、内旋-外旋軸の値はかなり小さかった。

Fig. 10は、支持期中の下胴に作用している左右股関節、体幹仮想関節における関節力によるモーメントのZ軸成分について全被験者の平均変化パターンを示している。また、Z軸まわりの関節力によるモーメントはX軸およびY軸成分の関節力によって生成されている。そこで、各グラフには、関節力のX軸およびY軸成分によるZ軸まわりのモーメント、2つを合わせたモーメントを示している。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。また、このモーメントは、ほとんどが左右股関節力のY軸成分によって生成されていた。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。

Fig. 11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変化パターンを示している。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股関節内旋トルクを発揮していた。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。遊脚股関節では、股関節伸展トルクを発揮していた。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。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を、拳上-下制軸は遊脚側の股関節を拳上させるトルクを、前方-後方回転軸は、前方回転トルクを発揮していた。

Fig. 12(a,b,c)は、支持期中の支持脚股関節における関節力のY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ーンを示して

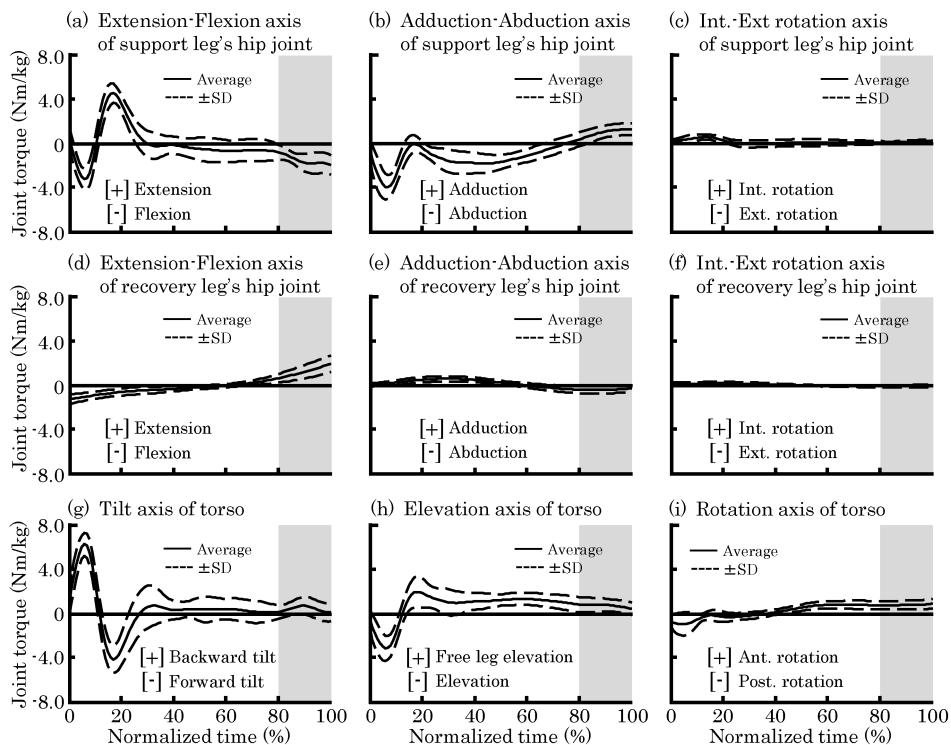


Fig. 11 Averaged pattern of joint torques during support phase

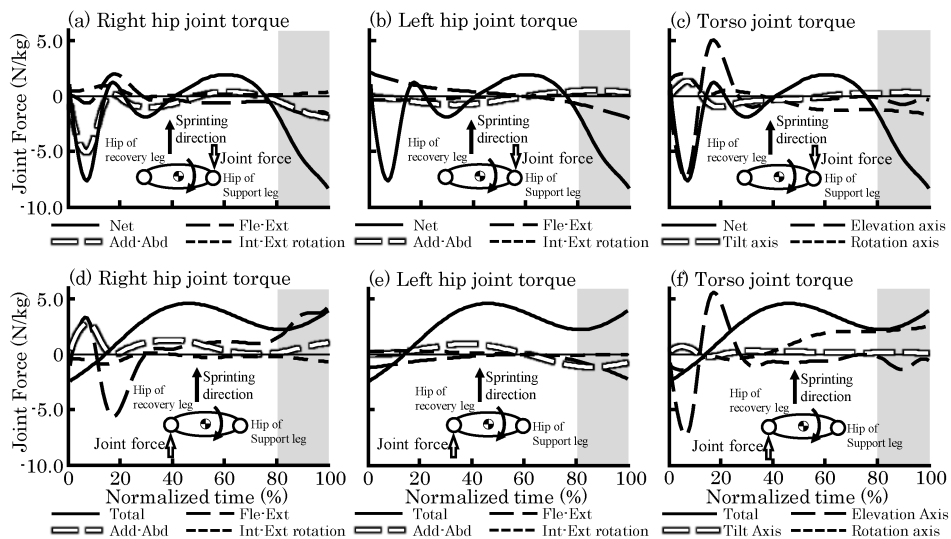


Fig. 12 Contribution to right hip (a, b, c) and right hip joint force (d, e, f) about Y-axis by the joint torque of right hip, left hip, torso joint

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、遊脚股関

節の屈曲-伸展軸まわりの関節トルク、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。

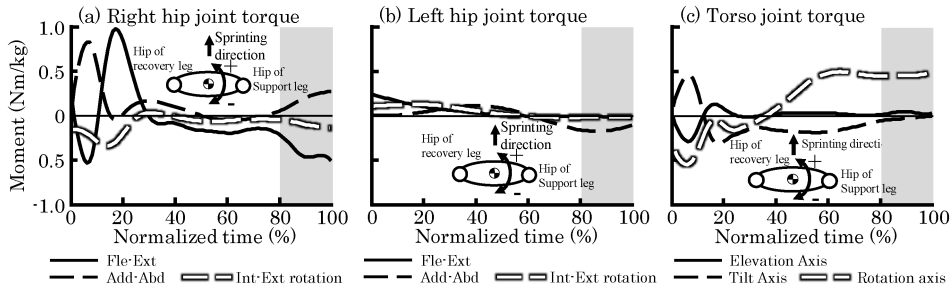


Fig. 13 Net moment by joint torque acting on lower trunk

Fig. 12(d,e,f)は、支持期中の遊脚股関節における関節力のY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学的な貢献について全被験者の平均変化パターンを示している。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、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。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（以下「負の貢献」と略す）。

Fig. 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を後方回転させるモーメントを下胴に作用させていた。一方、支持脚股関節の内転-外転軸まわりの関節トルクと体幹仮想関節の前方-後方回転軸まわりのトルクが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。

4. 考 察

4.1 骨盤の角度について

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）

が分かっている（松尾, 2006; Novacheck, 1998; Saunders et al., 2005）。また、支持期中間以降に骨盤を前方回転させることで、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を示していた（Fig. 7a）。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（Fig. 7b）、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（Fig. 7c）、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もみられた（Fig. 8）。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、阿江（2001）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ため脚の引出しが速いと報告している。加えて、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、この局面で骨盤の前方回転を意識することは最大疾走速度を獲得するうえで重要である可能性がある。したがって、支持期後半における骨盤の角加速度を決定する下胴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なことといえる。

4.2 関節トルクと関節力によるモーメントについて

骨盤の動きを下胴に関与している関節の関節トルクの機能を用いて検討するためには、左右股関節および体幹仮想関節による関節トルクだけではなく、関節力によるモーメントを明らかにする必要がある。その結果、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、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持っていた (Fig. 9, 10)。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作用を持っており、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 (Fig. 9a)。さらに、支持期後半において、支持脚は股関節内転トルクを発揮していた (Fig. 11b)。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、Z軸成分を持っていたことが挙げられる (Fig. 14)。2つ目の理由として、支持期後半において発揮された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Z軸成分に対する影響が大きいため可能性がある (Fig. 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 (Fig. 11b, c)。そのため、支持脚の股関節内転トルクは、Z軸成分に対する影響が大きかったと考えられる。

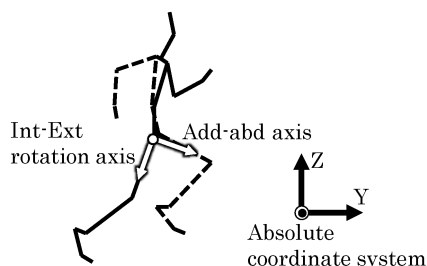


Fig. 14 Schematic representation of the right hip joint coordinate system during later support phase

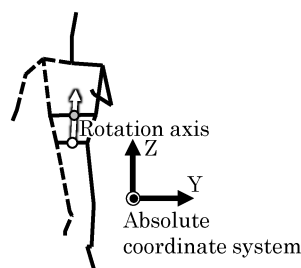


Fig. 15 Schematic representation of the torso joint coordinate system during later support phase

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が骨盤を前方回転させていた (Fig. 9c)。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 (Fig. 11i)、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中点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Z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 (Fig. 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。

4.3 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、また、これらのモーメントは、左右股関節力のY軸成分によって生成され

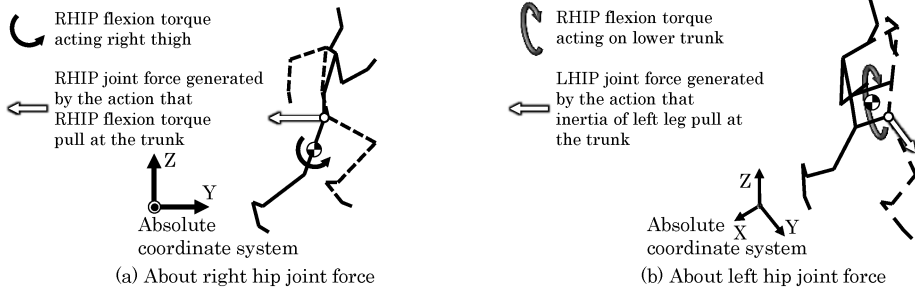


Fig. 16 Schematic representation of right and left hip joint force by right hip flexion torque

ていた (Fig. 10). 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 Y 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 Y 軸成分を生成していたのかを動学的分析を用いて明らかにした. その結果, 支持期後半では, 支持脚の股関節力の Y 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, 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 (Fig. 11, 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, 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 (Fig. 16a). また, 支持期後半の大腿が Z 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, 下胴に後ろ向きの力 (下胴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 (Fig. 16a). 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, 下胴に対して, Z 軸まわりのモーメントを作用させ (Fig. 9), 遊脚の股関節伸展トルクは, YZ 平面において, 下胴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 (Fig. 17). 支持期後半では, 下胴の重心から右股関節へ向かう位置ベクトルは, Y 軸成分に比べて X 軸, Z 軸成分のほうが大きいと考えられるため, Z 軸まわりのモーメントおよ

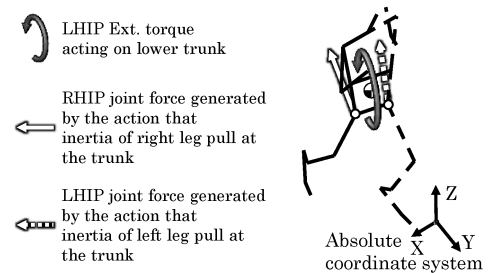


Fig. 17 Schematic representation of right and left hip joint force by the left hip extension torque

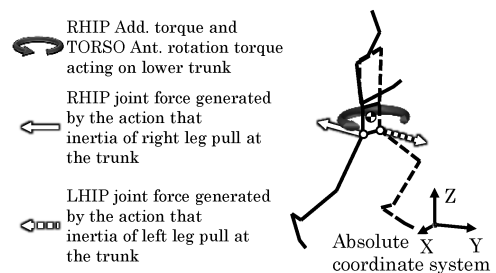


Fig. 18 Schematic representation of right hip and left hip joint force by the right hip adduction torque and the torso anterior rotation torque

び YZ 平面における反時計回りのモーメントは, 位置ベクトルの X 軸および Z 軸成分の影響により, 下胴の重心に対して, 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, 下胴には, 反対方向の力 (下胴に作用している後ろ向きの支持脚股関節力) が作用していたと考えられる (Fig. 16a, 17, 18).

支持期後半における遊脚股関節力のY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 (Fig. 11, 12). なお、遊脚の股関節伸展トルクは負の貢献をしていた (Fig. 11d, 12e). 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、下洞にZ軸まわりのモーメント (Fig. 9), 支持脚の股関節屈曲トルクについては、YZ平面において、下洞に時計まわりのモーメントを作用させていた (Fig. 16b). 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、下洞には、前方向の力 (下洞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 (Fig. 16b, 18). 一方、遊脚の股関節伸展トルクは、YZ平面において、下洞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 (Fig. 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、下洞には、反対方向の力 (下洞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 (Fig. 16).

以上の理由から、左右の股関節力のY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 関節トルクによる正味のモーメント

動力学的分析を行うことで、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間を導くことで、左右股関節および体幹仮想関節による関節トルクが下洞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) を明らかにすることができる。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洞に作用させていたことが明らかになった (Fig. 13). 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2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、100 m 走における10 m 毎の疾走動作について2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 (50 m 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、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、キネティクスの分析を行い、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り、さらに、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の発揮の大きさが重要であることがわかる。また、股関節屈曲トルクの機能として、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な機能であると考えられる。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ていたことが明らかになった。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。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。これにより脚に流入する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。このことは、3次元の動作分析、動力学的な分析を行うことで初めて明らかになったことである。

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、動力学的分析を用いて、下脛に対して、下脛に関与している関節の関節トルクの影響を明らかにし、そ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は減速し、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。
- 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Z軸成分は、左右の股関節力のY軸（進行方向）成分の影響が大きかった。右股関節力のY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、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Y軸成分については、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、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の貢献をしていた。
- ④ 各関節トルクが下脛に作用させた正味のモーメントを明らかにすることで、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おり、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いることが明らかになった。

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（2001）スプリントに関するバイオメカニクス的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.
- 阿江通良・藤井範久（2002）スポーツバイオメカニクス20講。朝倉書店, pp. 29–30.
- 阿江通良・宮下 憲・横井孝志・大木昭一郎・渋川侃二（1986）機械的パワーからみた疾走における下肢筋群の機能および貢献度。 *筑波大学体育科学系紀要*, 9: 229–239.
- 阿江通良・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 レースパターンの分析—男子を中心に—。 *世界一流競技者の技術*。日本陸上競技連盟強化本部バイオメカニクス班編, 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: 186–200.
- Chumanov, E.S., Heiderschett, B.C., and Thelen, D.G. (2011) Hamstring musculotendon dynamics during stance and swing phases of high-speed running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(3): 525–532.
- 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.
- Hamner, S.R., Seth, A., and Delp, S.L. (2010) Muscle contributions to propulsion and support during run-

- ning. *Journal of Biomechanics*, 43: 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: 780-787.
- 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.
- 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.
- 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: 352-359.
- 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*, 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*, 287-292.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 村田宗紀・藤井範久 (2014) 上肢および上胴に着目したテニスサーブにおける回転の打ち分け. *体育学研究*, 59: 413-430.
- Novacheck, T.F. (1998) The biomechanics of running. *Gait and Posture*, 7: 77-95.
- 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: 784-793.
- Schache, A.G., Blanch, P.D., Dorn, T.M., Brown, N.A., Rosemond, D., and Pandey, 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) 一数值解析と実際一*. 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.
- 渡邊伸晃・榎本靖士・大山卡圭梧・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.
- 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.

(2015年5月20日受付)
(2016年2月9日受理)