

全力疾走における骨盤挙上・下制に関する動力学的研究

Kinetics Study of the Pelvic Elevation/drop during Maximal Sprint Running

佐渡 夏紀 (東京大学大学院総合文化研究科, 学術振興会特別研究員DC)

吉岡 伸輔 (東京大学大学院総合文化研究科)

深代 千之 (東京大学大学院総合文化研究科)

キーワード：腰仙関節, 挙上・下制, 3次元動作分析

抄録

本研究は、片脚支持に伴う骨盤の下制防止の必要性に着目し、全力疾走の遂行に求められる体幹の力発揮とその役割を明らかにすることを目的とした。12名の男子短距離競技者を対象に50mの全力疾走を行わせ、40m地点のキネマティクスデータと地面反力データを取得した。得られたデータから、キネティクス変数、骨盤挙上・下制運動に対する各関節トルクの成分を算出した。その結果、腰仙関節遊脚側側屈と支持脚股関節外転による遊脚側の骨盤を挙上させる成分の積分値はほぼ同程度であった(腰仙関節遊脚側側屈: 0.070 ± 0.039 Nms/kg, 支持脚股関節外転: 0.068 ± 0.034 Nms/kg)。腰仙関節遊脚側側屈トルクと支持脚股関節外転トルクの成分の時系列データを個々で見ると接地直後に急激な上下動が見られたが、両成分の総和では接地直後の急激な変化が消え、中盤以降までおおよそ定常な変化パターンとなった。従って、腰仙関節遊脚側側屈の力発揮は遊脚側の骨盤の下制防止に対して支持脚股関節外転の力発揮と同等の寄与をしていること、腰仙関節遊脚側側屈と支持脚股関節外転の力発揮の関係性は相補的とも捉えられ、互いに補填しあうことで遊脚側の骨盤下制を防止していることが示された。

1. 緒言

走運動、特に全力疾走はヒトにおいて最も速い移動運動であり、多くのスポーツ種目において求められる基礎的な身体運動である。これまで走運動については、特に下肢に着目され、バイオメカニクスの観点から多くの研究がなされてきた(Johnson and Buckley, 2001; Bezodis et al., 2008; Schache et al., 2011)。他方で、ヒト身体において質量の半分以上を占める体幹には、解剖学的に大きな

筋が多数存在する。個々の筋が発揮できる最大随意筋力は筋の生理学的断面積に比例することを考慮すると、体幹は大きな力発揮能力を有していることが推察される。そのため、体幹の力発揮は全力疾走の遂行に大きく影響を与えることが予想され、体幹の力発揮の役割を明らかにすることはヒトによる走運動遂行の力学的メカニズムを知る一助になると考えられる。

ヒトの走運動は片脚支持で行われる。片脚支持期中、骨盤は左右のいずれか一方から支えられるため遊脚側が下制しようとする(Petrofsky, 2001)。遊脚側の骨盤の下制が生じると支持脚膝関節の内反方向への負荷の増大が生じ、障害の危険性が高まることが示されている(Powers, 2010; Takacs and Hunt, 2012)。従って、ヒトは走運動の遂行や障害予防の観点から、支持期中の骨盤の下制を防ぐための力発揮が必要になる。

片脚支持による骨盤の下制防止は股関節外転筋群によって行われていることが報告されている。股関節外転筋群の機能低下があると、Trendelenburg (1895) が報告したように骨盤が遊脚側へ傾く(Trendelenburg gait)、あるいはDuchenne (1869) が報告したように代償的に体幹が支持脚側へ傾く(Duchenne gait)といった現象が生じることが知られている(Westhoff et al. 2006)。また、下肢の動力学的分析により、全力疾走の支持期において支持脚股関節では外転トルクが発揮されることが示されてきた(Schache et al., 2011)。一方、解剖学的にみると骨盤は腰仙関節により脊柱と連結しており、骨盤の挙動には股関節だけでなく体幹の力発揮が関与する。しかし、これまでの全力疾走における動力学的な分析では、下肢の力発揮のみが議論されており、体幹の力発揮は検討されてこなかった。

そこで本研究では、片脚支持に伴う骨盤の下制防止の必要性に着目し、全力疾走の遂行に求められる体幹の力

発揮とその役割を明らかにすることを目的とした。

2. 方法

2.1 実験

2.1.1 被検者

実験は、陸上競技短距離種目を専門とする男子12名を対象に行った(年齢 22.7 ± 1.2 歳, 身長 1.75 ± 0.05 m, 身体質量 64.5 ± 4.6 kg, 100 m 自己ベスト 10.89 ± 0.23 s (10.43 – 11.17 s)). 実験に先立ち、被検者には本研究の目的、方法、および実験に伴う危険性を十分に説明し、実験に参加するための同意を得た。本実験は東京大学大学院総合文化研究科ヒトを対象とした実験研究に関する倫理審査委員会により実験手順の承認を得て行った(課題番号: 356)。

2.1.2 設定

実験は国際陸上連盟公認素材による助走路(T 77415, Nishi, Tokyo, Japan)を用いて室内に設定した仮設走路によって行われた。本研究において、全力疾走の進行方向をY軸正方向、鉛直上向きをZ軸正方向、Z軸とY軸の外積方向(被検者から見て右方向)をX軸正方向とする右手系の直交座標系を絶対座標系として定義した。

2.1.3 機材

3次元分析を行うために、赤外線カメラ13台の光学式3次元自動動作計測装置(Motion Analysis Corp., USA)により被検者に貼付した反射マーカの3次元座標値を200Hzで収集した。また、地面反力を取得するために、スタート地点から約40 m地点に埋設したフォースプラットフォーム(Force Plate 9281E, Kistler, Switzerland)を用いた。サンプリング周波数は1000 Hzとした。

2.1.4 手順

実験に先だって、被検者には各自ウォーミングアップを行わせた後、図1に示した身体分析点47点に直径20 mmの反射マーカを貼付した。実験試技はスタンディングスタートからの50 m全力疾走とし、フォームを崩すことなく約40 m地点に埋設したフォースプラットフォームを自然に踏むことができた試技を成功試技とした。被検者は成功試技が2回得られるまで試技を繰り返した。疲労の影響を排除するために、試技の間には3分以上の十分な休憩時間をとった。成功試技の中から後述する方法により算出した疾走速度が高かったものを各被検者の分析対象試技とした。なお被検者は、各自の競技用スパイクシューズを着用して実験試技を行った。

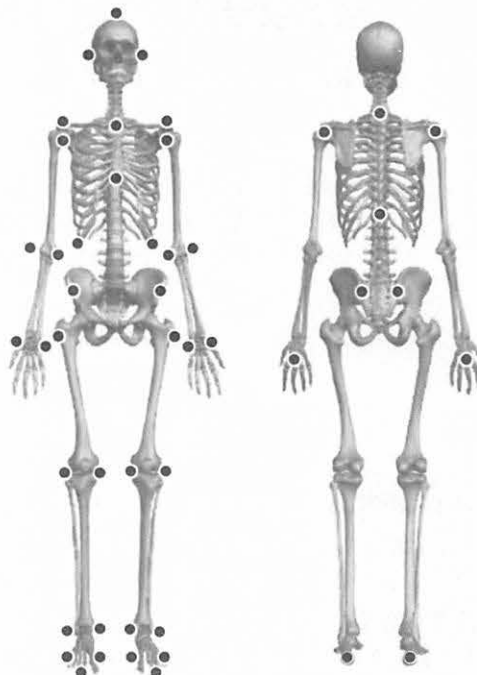


図1 マーカー配置

2.2 データ処理

得られた座標値データは残差分析(Winter, 2009)により遮断周波数を決定し、位相ずれのない4次のButterworth low-pass digital filterにより平滑化した。なお、実際に用いた遮断周波数は14.0–19.0 Hzの間であった。

本研究では分析範囲をフォースプラットフォームへの接地瞬間から離地瞬間までの支持期とした。フォースプラットフォームから得られた地面反力データの鉛直成分が5 N以上となった瞬間を接地、5 N以下となった瞬間を離地と定義した。得られた時系列データは分析局面全体に要した時間を100%として時間を規格化した。

本研究では人体を15の剛体が14の関節により連結された剛体リンクモデルとしてモデル化した(図2)。本研究では、体幹が骨盤に発揮するトルクを直接算出することを目的に、腹部などの他の部位を骨盤セグメントに含める仮想関節ではなく、腰仙関節により体幹を骨盤セグメントと胸腰セグメントに分割することで、骨盤を単独のセグメントとする剛体リンクモデルを採用した。

手関節、肘関節、足関節、膝関節については関節の内外に貼付した2個のマーカの中点をそれぞれ関節中心とした。股関節中心については、Harrington et al. (2007)が示した方法により推定した。腰仙関節中心、肩関節中心、頸関節中心についてはReed et al. (1999)が示した方法により推定した。

足セグメント・下腿セグメント・大腿セグメント・骨盤セグメント・胸腰セグメントの各セグメントに右手系の

移動座標系を設定した。また、各関節の近位と遠位のセグメントに定義された移動座標系を用い、関節軸座標系 (Grood and Suntay, 1983; Wu et al., 2002) をそれぞれの関節に設定した (図3)。

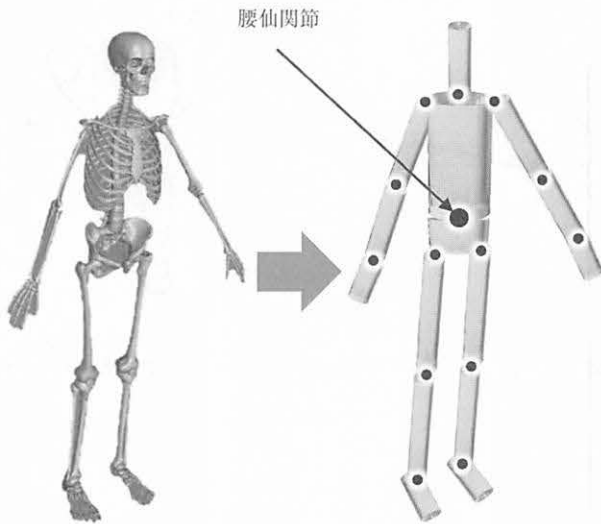


図2 剛体リンクセグメントモデル

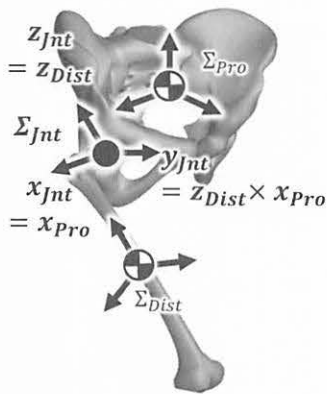


図3 関節軸座標系の定義方法

2.3 算出項目

身体各セグメントの慣性係数はDumas et al. (2007ab) が報告した値を用いた。全身の質量中心位置を時間微分することで質量中心速度を算出し、得られた速度のY軸成分の支持期の平均値を疾走速度とした。

骨盤座標系が絶対座標系に一致する姿勢を基準姿勢とし、カルダンの回転順序 (X-Y-Z) で骨盤の部分角度を算出した。そして2番目の回転であるY軸回りの回転を骨盤挙上・下制角度として算出した。

各セグメントの慣性パラメータ、質量中心位置ベクトル、角速度ベクトル、および地面反力データを用いて逆動力学演算を行い、足関節、膝関節、股関節、腰仙関節

の関節トルクを算出した (Winter, 2009)。得られた関節トルクはDesroches et al. (2010) が示した方法により関節軸座標系に斜交投影することで解剖学的な各関節軸まわりの関節トルクを算出した。算出した関節トルクは各被検者の身体質量で除すことで規格化した。

左右股関節と腰仙関節まわりで骨盤に対して働く各関節トルク (腰仙関節側屈トルク τ_{LSJ,LF_pelvis} 、腰仙関節捻転トルク $\tau_{LSJ,Torsion_pelvis}$ 、股関節内外転トルク τ_{hip,AA_pelvis} 、股関節内外旋トルク τ_{hip,IER_pelvis}) の骨盤座標系前後軸 (y_{pet} 軸) 成分をそれぞれ骨盤挙上・下制軸成分 $hike_{j,axis}$ として算出した。具体例として、股関節内外転トルク τ_{hip,AA_pelvis} による骨盤挙上・下制軸成分 $hike_{hip,AA}$ の算出方法を次式に示す。

$$hike_{hip,AA} = ([e_{xhip} \ e_{yhip} \ e_{zhip}] \begin{bmatrix} 0 \\ \tau_{hip,AA_pelvis} \\ 0 \end{bmatrix}) \cdot e_{ypet} \quad (1)$$

ここで、 e_{ypet} は骨盤座標系の前後軸 (y_{pet} 軸) 方向の単位ベクトルである。また、支持期における各関節トルクの貢献を定量することを目的に成分を時間積分した。

左右股関節と腰仙関節で骨盤に対して働く関節間力が骨盤に生じるトルクの骨盤座標系前後軸 (y_{pet} 軸) 成分を、股関節の関節間力による骨盤挙上・下制軸まわりのトルク $hike_{j,jf}$ として算出した。次式に右股関節の関節間力による骨盤挙上・下制軸まわりのトルク $hike_{hipR,jf}$ の算出方法を示す。

$$hike_{hipR,jf} = (r_{COM_hipR} \times f_{hipR_pelvis}) \cdot e_{ypet} \quad (2)$$

ここで、 r_{COM_hipR} は骨盤のCOMから右股関節中心へ向かうベクトル、 f_{hipR_pelvis} は、右股関節で骨盤に対して働く関節間力である。

2.4 統計処理

骨盤挙上・下制に対する成分の積分値について差を検定するために対応のあるt検定を用いた。有意水準についてはBonferroniの不等式に基づいたHolmの方法 (Holm, 1979) で個々の検定の有意水準の補正を行った。なお、有意水準は5%とした。

3. 結果

疾走速度は8.76 m/sから9.92 m/s (9.41 ± 0.40 m/s) であった。

図4には支持局面における骨盤挙上・下制角の時系列変化のアンサンブル平均パターンを示した。正負については、遊脚側挙上を正、遊脚側下制を負とした。骨盤挙

上・下制角は、支持期中盤まではわずかに遊脚側が下制した状態で変化は小さく、支持期後半は離地に向かって遊脚側挙上の方向へ推移する変化パターンが見られた。骨盤挙上・下制の最小値と最大値の間の角度差は $9.0 \pm 2.3^\circ$ であった。

図5には、支持期における骨盤挙上・下制に対する各関節トルクの成分の時系列変化のアンサンブル平均パターンを示した。正負については、遊脚側挙上を正、遊脚側下制を負とした。なお、左右股関節、および腰仙関節の屈曲伸展軸は骨盤座標系前後軸と直交することから成分を持たないため結果は省略した。支持期のほとんどにおいて腰仙関節側屈トルクと支持脚股関節内外転トルクの成分が大きかった。腰仙関節側屈トルクと支持脚股関節内外転トルクによる成分は支持局面の0%からおよそ30%で、急激に上下動する変化パターンが見られた。

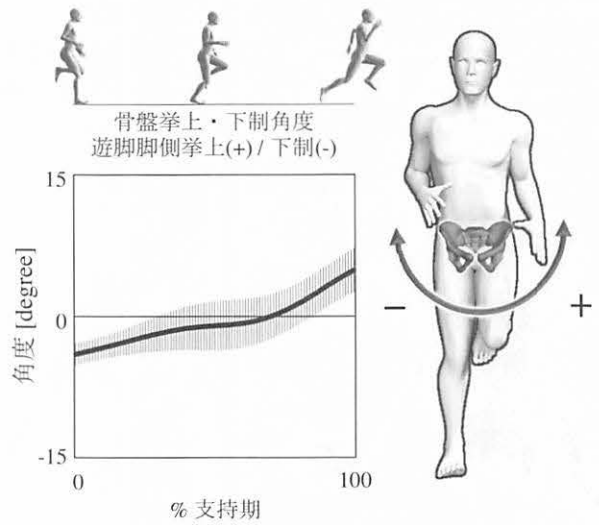


図4 骨盤挙上・下制角変位の変化パターンのアンサンブル平均

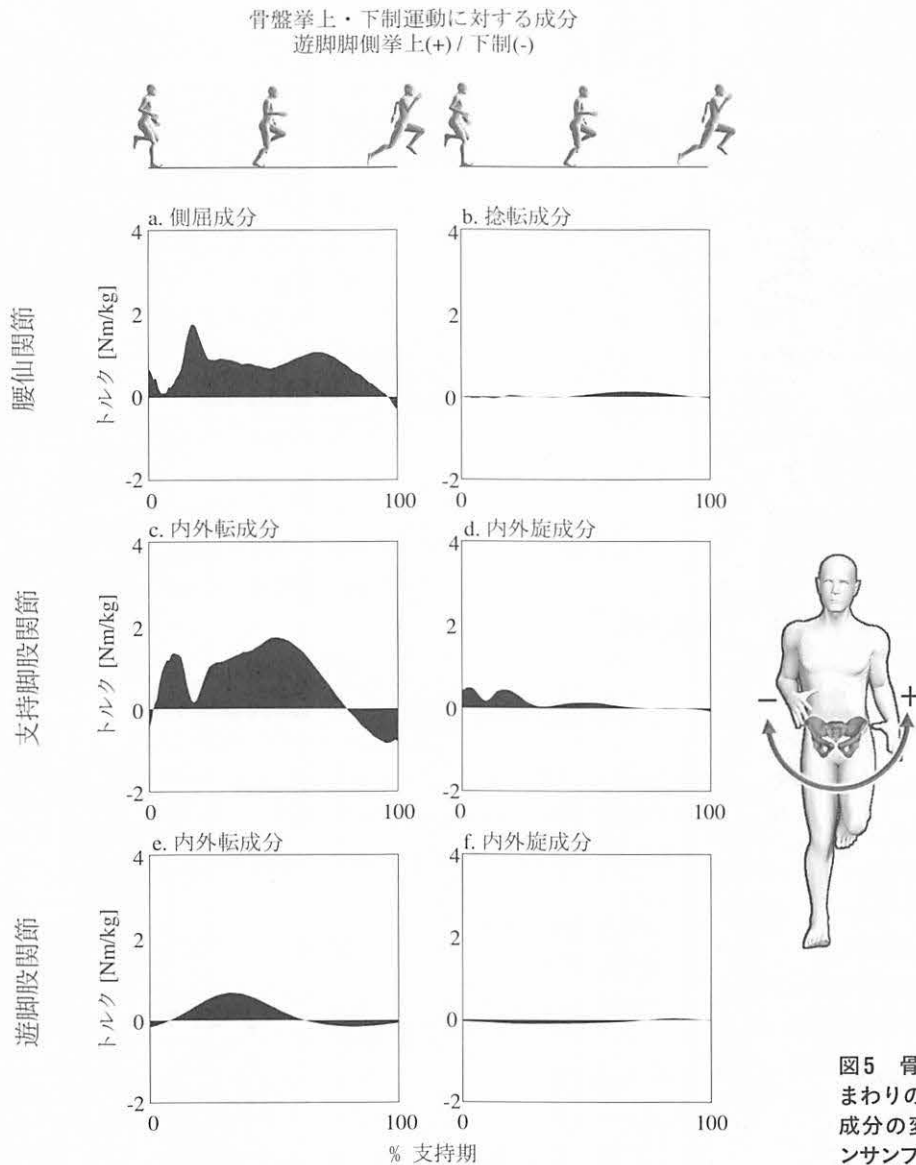


図5 骨盤挙上・下制軸まわりの各関節トルクの成分の変化パターンのアンサンブル平均

図6には、支持局面における骨盤挙上・下制に対する各関節トルクの成分の積分値を示した。貢献の平均値が最も大きかったのは腰仙関節側屈トルクの成分で 0.070 ± 0.039 Nms/kg、次に支持脚股関節内外転トルクの成分で 0.068 ± 0.034 Nms/kgであった。なお、腰仙関節側屈トルクと支持脚股関節内外転トルクの成分の積分値の間に、有意差は認められなかった。その他のトルクと側屈トルクおよび内外転トルクの間にはそれぞれ有意差が認められた($p < 0.05$)。側屈トルクおよび支持脚股関節内外転トルクを除いたトルクの各成分の積分値は以下の通りである。

腰仙関節捻転トルクの成分： 0.003 ± 0.008 Nms/kg、
 支持脚股関節内外旋トルクの成分： 0.012 ± 0.011 Nms/kg、
 遊脚股関節内外転トルクの成分： 0.015 ± 0.010 Nms/kg、
 遊脚股関節内外旋トルクの成分： -0.005 ± 0.005 Nms/kg。

図7には支持局面における骨盤挙上・下制に対する腰

仙関節側屈トルクと支持脚股関節外転トルクの成分の和の時系列変化のアンサンブル平均パターンを示した。腰仙関節側屈トルクと支持脚股関節外転トルク個々で見られた支持局面の0%からおおよそ30%の急激な変化がなくなり、支持局面の中盤過ぎまでおおよそ定常状態で推移した。この積分値は、 0.138 ± 0.022 Nms/kgであった。

図8には、左右股関節と腰仙関節で働く関節間力によって生じる骨盤挙上・下制軸まわりのトルクの和の時系列変化のアンサンブル平均パターンを示した。支持期を通して、腰仙関節側屈トルクと支持脚股関節外転トルクの骨盤挙上・下制への成分の和と両股関節と腰仙関節で働く関節間力によって生じるトルクの成分は、逆相の関係にあった。なお、股関節と腰仙、関節で働く関節間力によって生じる骨盤挙上・下制軸まわりのトルクの積分値は -0.162 ± 0.025 Nms/kgであった。

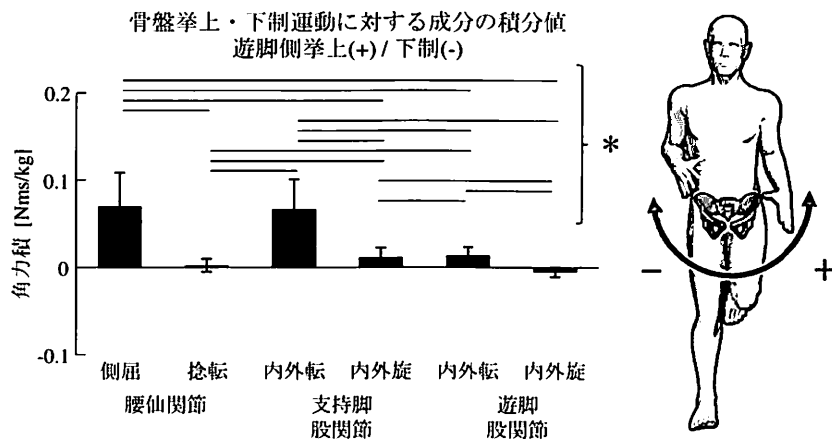


図6 骨盤挙上・下制軸まわりの各関節トルクの成分の積分値 (平均±S. D.) * : 有意差あり ($p < 0.05$)

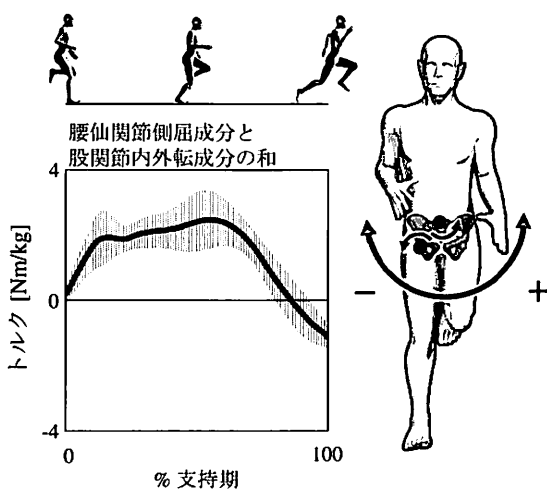


図7 骨盤挙上・下制軸まわりに働く右股関節外転トルクと腰仙関節側屈トルクの成分の総和の変化パターンのアンサンブル平均

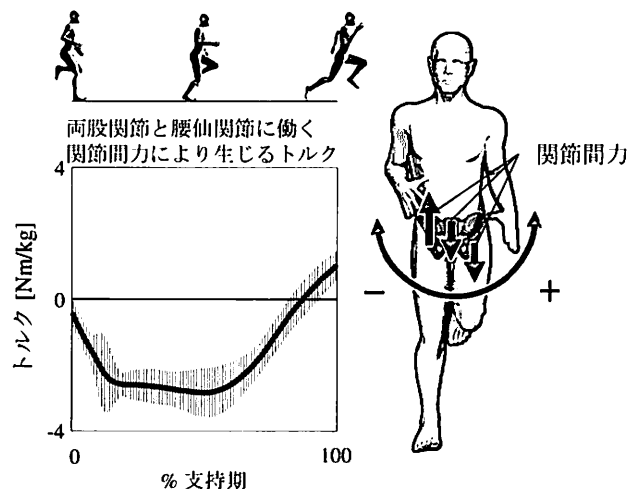


図8 骨盤挙上・下制軸まわりに働く左右股関節と腰仙関節の関節間力によるトルクの変化パターンのアンサンブル平均

4. 考察

本研究では、片脚支持に伴う骨盤の下制防止の必要性に着目し、全力疾走の遂行に求められる体幹の力発揮とその役割を明らかにすることを目的とした。12名の男子短距離競技者に50 mの全力疾走を行わせ、40 m地点の地面反力データとキネマティクスデータを取得した。得られたデータからキネティクス変数を算出した。

全力疾走中の支持期において遊脚側の骨盤は下制せず、むしろ支持期後半、遊脚側が挙上していた(図4)。そこで、遊脚側の骨盤が下制せずむしろ挙上していた力学的メカニズムを検討するために、左右股関節と腰仙関節の各軸回りの関節トルクによる骨盤挙上・下制運動に対する成分を算出した。その結果、腰仙関節遊脚側屈(0.070 ± 0.039 Nms/kg)と支持脚股関節外転(0.068 ± 0.034 Nms/kg)は遊脚側の骨盤挙上方向へほぼ同等の貢献をしていることが認められた(図5, 6)。Trendelenburg (1895)により示された片脚支持期中に骨盤が遊脚側へ傾く現象(Trendelenburg gait)は、現在、臨床において支持脚股関節外転筋群の弱さを評価する指標の一つとして用いられている(Kendall et al., 2013)。一方全力疾走では、本研究の結果より、骨盤の下制防止に対して支持脚股関節外転だけでなく腰仙関節遊脚側屈の力発揮が協働していること、遊脚側屈の貢献は股関節外転に匹敵することが明らかになった。従って、全力疾走中、骨盤が遊脚側へ傾く現象が見られる場合は、股関節外転だけでなく体幹の遊脚側屈の力発揮の不足についても検討する必要があることを示唆している。

遊脚側の骨盤の下制が生じると、身体質量中心が遊脚側へ移動する(Chang et al. 2005; Takacs and Hunt, 2012)。そのため、走運動中の骨盤の下制抑制は身体質量中心の左右方向への移動を抑制する。従って、骨盤の遊脚側下制を抑制することを通して、体幹の遊脚側屈の力発揮は横方向の速度発生を抑え、間接的に走運動の遂行に貢献していることが示唆される。加えて、骨盤の遊脚側の下制により身体質量中心が遊脚側へ移動すると、膝関節内反負荷を増大させる(Powers, 2010; Takacs and Hunt, 2012)。すなわち本研究の結果から、骨盤の下制抑制を通して、体幹の遊脚側屈の力発揮は膝関節内反負荷が発生因子となる障害に関与していることが示唆される。

腰仙関節遊脚側屈トルクと支持脚股関節外転トルクの骨盤挙上・下制運動に対する成分の変化パターンを個々では接地直後に急激な上下動が見られたが(図5)、これらの和では急激な変化が消失した(図7)。Winter (1980)は、歩行における下肢3関節の伸展トルクは、個々で見ると試行間で変動が大きいですが、総和(Support

Moment)で見ると各試行間で一定であり、これらの力発揮の間には相補的な関係性があることを報告している。Yoshioka et al. (2007)もまた、椅子立ち上がりの膝関節と股関節の伸展トルクの間と同様の関係性が見られたことを報告している。本研究における股関節外転トルクと腰仙関節遊脚側屈トルクの骨盤挙上・下制運動に対する成分も同様に、一方の発揮が弱まると他方の発揮が強くなるといった関係性にあり、これらの力発揮の関係性は相補的であるともいえる。

本研究から得られた股関節外転トルクと腰仙関節遊脚側屈トルクの相補関係性という知見は、片脚支持で遂行される他の身体運動においても適応できる可能性がある。ただし、それぞれの力発揮の程度とその配分は個々の運動で評価する必要がある。

5. 総括

本研究では、片脚支持に伴う骨盤の下制防止の必要性に着目し、全力疾走の遂行に求められる体幹の力発揮とその役割を明らかにすることを目的とした。12名の男子短距離競技者に50 mの全力疾走を行わせ、40 m地点の地面反力データとキネマティクスデータを取得した。得られたデータからキネティクス変数、および左右股関節と腰仙関節の各関節軸まわりのトルクによる骨盤挙上・下制運動に対する成分を算出した。得られた主な結果は以下の通りである。

1. 腰仙関節遊脚側屈(0.070 ± 0.039 Nms/kg)と支持脚股関節外転(0.068 ± 0.034 Nms/kg)による骨盤挙上・下制運動に対する成分の積分値は、共に遊脚側の骨盤挙上方向へほぼ同等の大きさであった。
2. 腰仙関節遊脚側屈トルクと支持脚股関節外転トルクによる骨盤挙上・下制運動に対する成分は、個々で見ると接地直後に急激に上下動する変化パターンが見られたが、合計すると接地直後の急激な変化は消失し、骨盤を下制させる作用と逆相の変化パターンになった。

以上の結果から、全力疾走において体幹の遊脚側屈の力発揮は遊脚側の骨盤の下制防止に対して支持脚股関節外転の力発揮と同等の寄与をしていること、遊脚側屈と外転の力発揮の関係性は相補的とも捉えることができ、互いに補填しあうことで遊脚側の骨盤が下制しようとする作用を相殺していることが示された。

6. 文献

- 1 Bezodis, I. N., Kerwin, D. G., & Salo, A. I. (2008). Lower-limb mechanics during the support phase of maximum-velocity sprint running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(4), 707-715.
- 2 Chang, A., Hayes, K., Dunlop, D., Song, J., Hurwitz, D., & Sharma, L. (2005). Hip abduction moment and protection against medial tibiofemoral osteoarthritis progression. *Arthritis & Rheumatism*, 52(11), 3515-3519.
- 3 Desroches, G., ChÃlze, L., and Dumas, R. (2010). Expression of joint moment in the joint coordinate system. *Journal of biomechanical engineering*, 132(11), 114503.
- 4 Duchenne, P. (1869). Ueber Phosphornecrose: Inaugural-Dissertation. (Doctoral dissertation).
- 5 Dumas, R., Cheze, L., and Verriest, P. J. (2007a). Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of biomechanics*, 40(3), 543-553.
- 6 Dumas, R., Cheze, L., and Verriest, P. J. (2007b). Corrigendum to "Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters" [J. Biomech. 40 (2007) 543-553]. *Journal of Biomechanics*, 40(7), 1651-1652.
- 7 Grood, E. S., and Suntay, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Journal of biomechanical engineering*, 105(2), 136-144.
- 8 Harrington, M. E., Zavatsky, A. B., Lawson, S. M., Yuan, Z., and Theologis, T. N. (2007). Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. *Journal of biomechanics*, 40(3), 595-602.
- 9 Holm, S. (1979). A simple sequentially rejective multiple test procedure. *Scandinavian journal of statistics*, 65-70.
- 10 Johnson, M. D., & Buckley, G. J. (2001). Muscle power patterns in the mid-acceleration phase of sprinting. *Journal of sports sciences*, 19(4), 263-272.
- 11 Kendall, K. D., Patel, C., Wiley, J. P., Pohl, M. B., Emery, C. A., and Ferber, R. (2013). Steps toward the validation of the Trendelenburg test: the effect of experimentally reduced hip abductor muscle function on frontal plane mechanics. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 23(1), 45-51.
- 12 Petrofsky, J. (2001). The use of electromyogram biofeedback to reduce Trendelenburg gait. *European journal of applied physiology*, 85(5), 491-495.
- 13 Powers, C. M. (2010). The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 40(2), 42-51.
- 14 Reed, M., Manary, M. A., and Schneider, L. W. (1999). Methods for measuring and representing automobile occupant posture (No. 1999-01-0959). SAE Technical Paper.
- 15 Schache, A. G., Blanch, P. D., Dorn, T. W., Brown, N. A., Rosemond, D., and Pandy, M. G. (2011). Effect of running speed on lower limb joint kinetics. *Med Sci Sports Exerc*, 43(7), 1260-1271.
- 16 Takacs, J., and Hunt, M. A. (2012). The effect of contralateral pelvic drop and trunk lean on frontal plane knee biomechanics during single limb standing. *Journal of biomechanics*, 45(16), 2791-2796.
- 17 Trendelenburg, F. (1895). Ueber den gang bei angeborener huftgelenksluxation. *Dtsch Med Wochenschrift*, 21, 21-24.
- 18 Westhoff, B., Petermann, A., Hirsch, M. A., Willers, R., and Krauspe, R. (2006). Computerized gait analysis in Legg Calve Perthes disease—analysis of the frontal plane. *Gait & posture*, 24(2), 196-202.
- 19 Winter, D. A. (1980). Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. *Journal of biomechanics*, 13(11), 923-927.
- 20 Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons.
- 21 Wu, G., Siegler, G., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, Darryl D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., and Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of biomechanics*, 35(4), 543-548.
- 22 Yoshioka, S., Nagano, A., Himeno, R., and Fukushima, S. (2007). Computation of the kinematics and the minimum peak joint moments of sit-to-stand movements. *Biomed Eng Online*, 6(1), 26-40.

連絡責任者

住所：〒153-8902 東京都目黒区駒場3-8-1

東京大学駒場キャンパス9号館 身体運動科学研究室内

氏名：佐渡 夏紀

電話番号：03-5465-7635

E-mail：sado@g.ecc.u-tokyo.ac.jp