

短距離走スタート時に歩隔を長くすることで疾走加速度を高めた選手の地面
反力および下肢三関節伸展トルクの特徴

大塚 光雄

目 次

要約	2
1. 緒言	3
2. 方法	4
3. 結果	7
4. 考察	13
謝辞	15
引用文献	15

短距離走スタート時に歩隔を長くすることで疾走加速度を高めた選手の地面 反力および下肢三関節伸展トルクの特徴

研究代表者 大塚 光雄 (立命館大学)

共同研究者 伊坂 忠夫 (立命館大学)

要約

本研究では、まず短距離走スタート時におけるクラウチング姿勢での歩隔を長くすることで、ブロック局面疾走加速度を高めることができる選手がどの程度いるかを明らかにし、その選手の地面反力データおよび股関節伸展トルクの特徴を明らかにすることを目的とした。被験者は、陸上競技短距離走を専門とする男性 14 名であった。実験試技は、通常の歩隔 ($0.249 \pm 0.013\text{m}$) でクラウチング姿勢からスタートをする 10m 走 (通常歩隔試技) および肩幅の 140% となる歩隔 ($0.451 \pm 0.015\text{m}$) でスタートをする 10m 走 (140%歩隔試技) であった。クラウチング姿勢での歩隔を肩幅の 140% まで長くした際、ブロック局面平均疾走加速度が増加した者 (向上群) は全体の 57% であった。この向上群は、140%歩隔試技では、両脚キック期におけるすべての下肢三関節伸展トルクを大きくすることはできなかったものの、両脚による体重あたりの地面反力の大きさを有意に増加させていた (140%歩隔試技: 1.649 ± 0.089 ; 普通歩隔試技: 1.551 ± 0.117)。現在、競技会で用いられているスターティングブロックは、肩幅の 140% まで歩隔を長く調整することはできない。そのため、競技会においてブロック局面疾走加速度を高めることができる選手を生むために、両足それぞれのスターティングブロックの幅をできるだけ広くするなどの工夫をしたスターティングブロックを導入し、選手に歩隔を調整させることが求められよう。

代表者所属：立命館大学スポーツ健康科学部

〒525-8577 滋賀県草津市野路東 1-1-1

1. 緒言

陸上競技短距離種目ではクラウチング姿勢からスタートをする際に、スターティングブロックが用いられている。スタートの合図の後、両脚でクラウチングブロックに力を加え始めてから前脚がブロックから離地するまでの間（以下、この動作局面をブロック局面と定義する）では、できる限り身体合成重心の水平加速度（以下、ブロック局面疾走加速度）を大きくすることが課題となる（Bezodis et al., 2010; Otsuka et al., 2014）。そのため、できる限りスターティングブロックに対して大きな力を加える下肢の筋力が、最もブロック局面疾走加速度に貢献することといえる（阿部・深代, 1998）。

競技会では、選手が任意にスターティングブロックの前後の位置やその傾斜を調整することとなる。スターティングブロックの前後の距離を比較的短く調整するバンチ、ミディアムスタートはエロンゲーティッドスタートよりもブロック局面でのキック時間、5m, 10m の通過タイムが有意に短くなる特徴があるのに対し、エロンゲーティッドスタートは比較的反応時間が短く、ブロッククリアランス時の身体合成重心の水平速度が高くなる特徴がある（Slawinski et al., 2012, 2013）。前脚、後ろ脚のスターティングブロックの傾斜を 40° にした場合、傾斜を 60° にした時よりも、両脚の足関節伸展トルクのピーク値が有意に増加したことが報告されている（Mero et al., 2006）。一方、両脚左右対称動作を行うスクワット動作では、両足の左右の距離である歩隔を長くした場合、等尺性筋収縮力が有意に増加したことが報告されている（Demura et al., 2010）。ここで、もしスタート時の歩隔を長くすることで下肢の筋力、すなわち、下肢の関トルクや地面反力の大きさを高めることができれば、スターティングブロックの前後の距離やその傾斜に関する先行研究（Mero et al., 2006; Slawinski et al., 2012, 2013）と同様に、多くの短距離選手やコーチにとってブロック局面で疾走加速度を高める上で役立つ情報を提供することができる。

左右対称動作による両脚でのスクワットでは、歩隔を長くした場合、両脚の股関節伸展筋である大臀筋の活動が高まることが報告されている（Clark et al., 2012; Demura et al., 2010; McCaw & Melrose, 1999; Paoli et al., 2009）。以上のことから、スターティングブロックをキックする際、歩隔を長くすることで、股関節伸展トルクおよび地面反力の大きさが増加し、その結果、ブロック局

面水平加速度が高くなることが期待される。

そこで本研究では、まず短距離走スタート時におけるクラウチング姿勢での歩隔を長くすることで、ブロック局面疾走加速度を高めることができる選手がどの程度いるかを明らかにし、その選手の地面反力データおよび下肢三関節伸展トルクの特徴を明らかにすることを目的とした。すなわち、クラウチング姿勢時に歩隔を長くすることでブロック局面疾走加速度が高くなる者は、1. 両脚の地面反力の合力が増加する、2. スターティングブロックをキックする際の股関節伸展トルクが大きくなることを本研究の仮説とした。

2. 方法

2.1. 被験者

被験者は、陸上競技短距離走を専門とする男性 14 名であった（身長： $175.6 \pm 4.3\text{cm}$ ；身体質量： $64.5 \pm 3.9\text{kg}$ ；100m 走自己記録： 10.99 ± 0.40 秒；競技歴： 8.4 ± 2.4 年）。本研究は、事前に承認を得た立命館大学命倫理委員会の「ヒトを対象とする研究倫理」の規定に基づき、各被験者には実験を行う前に、研究の目的・実験の内容、安全性の説明を行い、全ての被験者から書面による実験参加の同意を得た。

2.2. 実験試技

実験試技は、通常の歩隔（ $0.249 \pm 0.013\text{m}$ ）でクラウチング姿勢からスタートをする 10m 走（通常歩隔試技）および肩幅の 140%となる歩隔（ $0.451 \pm 0.015\text{m}$ ）でスタートをする 10m 走（140%歩隔試技）であった。140%歩隔試技における歩隔の長さは、スクワット動作と歩隔との関係を検討した先行研究の値を参考にした（Demura et al., 2010; McCaw & Melrose, 1999）。各試技を 3 回ずつランダムの順で実施させ、通常の試合通り、スタートの合図を出した後に全力疾走させた。スターティングブロックの前後の距離は、両試技とも各被験者の身長（ $0.213 \pm 0.012\text{m}$ ）となるように設定した。このスターティングブロックの前後の距離は、バンチスタートに相当するものである（Harland & Steel, 1997; Slawinski et al., 2012, 2013）。

被験者には、15 分間、各自で十分なウォーミングアップをさせた。各試技前には、それぞれの歩

隔に設定したスターティングブロックを用いた練習試技を最低 3 回行わせた。実験は、全天候型トラックを引いた実験用室内トラックで行い、被験者には普段のトレーニングで用いているスパイクシューズを履かせて実験試技を行わせた。

2.3. データ収集

ブロック局面における疾走動作は、サンプリング周波数を 250Hz に設定した 16 台のハイスピードカメラ (Motion analysis 社製, Raptor-E digital) を用いて撮影した。被験者には解剖学的な位置に基づき、ヘレンヘイズ・マーカセットに修正を加えた体全体 49 カ所に直径 12mm の反射マーカを貼付し、その三次元変位データを収集した。

スタート時における両脚の地面反力は、サンプリング周波数をいずれも 1250Hz に設定した 2 台のフォースプレート (テック技販社製, TF-4060-B) を用いて収集し、スタート時の信号と合わせて AD 変換ボードによってモーションキャプチャシステムと同期した。

2.4. データ処理

得られた反射マーカの三次元座標値は、四次のバターワース型ローパスフィルターを用いて遮断周波数 10Hz で平滑化した。静的立位姿勢から得られた解剖学的特徴点の三次元座標値から、頭部・体幹部・左右上腕部・左右前腕+手部・骨盤部・左右大腿部・左右下腿部・左右足部の 13 セグメントからなる剛体リンクモデルを作成した。このリンクモデルにおける各セグメントの質量中心位置および関節中心位置は Hanavan (1964) の数学モデルによって算出し、各セグメントの質量比は Dempster & Gaughran (1967) の値を用いた。これらのデータから、身体合成重心の三次元変位データを算出し、ブロック局面における身体合成重心の水平加速度の平均値 (ブロック局面疾走加速度) が 140%歩隔試技で増加した群を向上群、低下した群を低下群とした。

スタートの瞬間は、ブロック前脚および後ろ脚の地面反力の鉛直成分の合計値がセット時の平均値+4SD を超えた瞬間、両足それぞれの離地の瞬間は地面反力の鉛直成分が 20N を下回った瞬間とした。これに基づき、両脚でスターティングブロックをキックする動作局面を両脚キック期、前脚だけでスターティングブロックをキックする動作局面を片脚キック期とし、それらを合わせてブロック局面と定義した。

分析項目は下記の通りとし、分析では各試技 3 回の平均値を用いた。

- ① ブロック局面疾走加速度：ブロック局面における両脚の地面反力の水平成分の平均値を各被験者の身体質量で除して求めた。
- ② 体重あたりの地面反力の水平・左右・鉛直成分およびそれらの合力の平均値（以下、水平地面反力 GRF_{AP} ，左右地面反力 GRF_{ML} ，鉛直地面反力 GRF_V ，地面反力の合力 GRF_{Res} ）：地面反力の合力は下記の式で求めた。

$$GRF_{Res} = \sqrt{GRF_{AP}^2 + GRF_{ML}^2 + GRF_V^2}$$

- ③ 地面反力前傾角度の平均値（以下、地面反力前傾角度 $GRFA_{Sag}$ ）：地面反力前傾角度は下記の式で求めた。

$$GRFA_{Sag} = \tan^{-1}\left(\frac{GRF_V}{GRF_{AP}}\right) \times \frac{180}{\pi}$$

- ④ 身体合成重心前傾角度の平均値（以下、身体合成重心前傾角度 $COMA_{Sag}$ ）：身体合成重心角度は下記の式で求めた。

$$COMA_{Sag} = \tan^{-1}\left(\frac{COM_V - COP_{V_{FP}}}{COM_{AP} - COP_{AP_{FP}}}\right) \times \frac{180}{\pi}$$

ここで、 COM_V は静止座標系における身体合成重心の位置ベクトルの鉛直成分、 $COP_{V_{FP}}$ は静止座標系におけるフォースプレート上の足圧中心の位置ベクトルの鉛直成分、 COM_{AP} は静止座標系における身体合成重心の位置ベクトルの水平成分、 $COP_{AP_{FP}}$ は静止座標系におけるフォースプレート上の足圧中心の位置ベクトルの水平成分である。

- ⑤ 身体質量あたりの下肢三関節トルクの平均値：結果の Figure 1 で後述するが、各動作局面に

における正の値の平均値を伸展トルク，負の値の平均値を屈曲トルクとした．股関節屈曲トルクは-1をかけ，値が大きくなれば屈曲トルクの値が大きくなるように正の値で示した．下肢三関節トルクの算出は，Winter (2009)の逆動力学モデルに基づき，股関節は骨盤座標系 (Wu et al., 2002)，膝関節は大腿部座標系 (Grood & Suntay, 1983)，足関節は下腿部座標系 (Wu et al., 2002) における値を用いた．

2. 5. 統計処理

すべてのデータは平均値±標準偏差で示した．群間の分析項目の比較を行う前にリリーフォース適合性検定を行い，データの正規性が認められた場合は対応のない T 検定，正規性が認められない場合はマンホイットニーの検定を用いた．試技間の分析項目の比較を行う前にリリーフォース適合性検定を行い，データの正規性が認められた場合は対応のある T 検定，正規性が認められなかった場合はウィルコクソンの符号付き順位検定を行った．検定における有意水準は両側検定による 5% 未満とした．

3. 結果

向上群および低下群の特徴を Table 1 に示した．140%試技では，向上群のブロック局面疾走加速度は，通常試技よりも有意に高くなり，低下群のブロック局面疾走加速度は有意に下がった．

Table 1 向上群および低下群の特徴

	向上群(n = 8)	低下群(n = 6)
身長 (cm)	173.0±3.3 *	178.2±3.7
身体質量 (kg)	65.6±2.7	63.4±4.9
ブロック局面疾走加速度 (m/s ²)		
通常試技	9.48±0.66 †	9.88±0.80 \$
140%歩隔試技	9.80±0.49	9.62±0.74
100m 走自己記録 (秒)	11.08±0.53	11.09±0.41
競技歴 (年)	8.0±3.3	8.9±0.5

* : 140%歩隔試技において群間で有意 (P < 0.05)．† : 向上群において試技間で有意 (P < 0.05)．

\$: 低下群において試技間で有意 (P < 0.05)．

140%歩隔試技では、向上群の両脚キック期における両脚の地面反力の合力は有意に増加し、水平地面反力も有意に増加した (Table 2)。一方、低下群は、140%歩隔試技では、片脚キック期における両脚の地面反力は左右地面反力しか有意に変化しなかった。その他の地面反力データは、Table 2 に示した。

両群とも地面反力前傾角度および身体合成重心角度は、140%歩隔試技と通常試技間で有意な差はみられなかった (Table 3)。

Figure 1 に両脚の下肢三関節伸展トルクの時系列データを示した。両脚キック期では、前脚の股関節および後ろ脚の下肢三関節伸展トルクのピーク値が表れ、両脚では片脚キック期では、後ろ足の膝関節および足関節伸展トルクのピーク値が表れた。向上群の両脚キック期におけるすべての下肢三関節伸展トルクは、140%歩隔試技と通常試技との間で有意な差はみられなかった (Table 4)。一方、低下群の両脚・片脚キック期における前足の平均股関節伸展トルクは、140%歩隔試技で有意に低下した。それに対して、低下群の両脚キック期における後ろ脚の股関節伸展トルクは有意に増加した。

Table 2 両脚・片脚キック期での地面反力

平均地面反力 (N/N)	140%歩隔試技		通常歩隔試技	
	向上群(n = 8)	低下群(n = 6)	向上群(n = 8)	低下群(n = 6)
両脚キック期				
両脚				
合力	1.649 ± 0.089 †	1.571 ± 0.102	1.551 ± 0.117	1.630 ± 0.094
水平成分	1.145 ± 0.084 †	1.089 ± 0.079 \$	1.078 ± 0.117	1.132 ± 0.077
左右成分	0.012 ± 0.044 †	0.044 ± 0.074 \$	-0.031 ± 0.054	-0.015 ± 0.046
鉛直成分	1.166 ± 0.058 †	1.107 ± 0.080 \$	1.097 ± 0.066	1.152 ± 0.065
前脚				
合力	0.785 ± 0.093 *	0.634 ± 0.117	0.767 ± 0.121	0.715 ± 0.096
水平成分	0.506 ± 0.051 *	0.411 ± 0.066 \$	0.495 ± 0.072	0.476 ± 0.054
左右成分	-0.112 ± 0.032 †	-0.091 ± 0.059 \$	-0.049 ± 0.037	-0.049 ± 0.041
鉛直成分	0.583 ± 0.080 *	0.461 ± 0.098 \$	0.573 ± 0.108	0.521 ± 0.085
後ろ脚				
合力	0.885 ± 0.074 †	0.957 ± 0.102	0.793 ± 0.135	0.923 ± 0.105
水平成分	0.639 ± 0.080	0.677 ± 0.074	0.582 ± 0.103	0.656 ± 0.071
左右成分	0.124 ± 0.021 †	0.135 ± 0.025 \$	0.018 ± 0.028	0.034 ± 0.015
鉛直成分	0.584 ± 0.034	0.645 ± 0.070	0.524 ± 0.099	0.631 ± 0.081
片脚キック期				
前脚				
合力	1.279 ± 0.122	1.332 ± 0.108	1.281 ± 0.137	1.322 ± 0.097
水平成分	0.809 ± 0.083	0.846 ± 0.091	0.829 ± 0.100	0.859 ± 0.088
左右成分	-0.173 ± 0.051 †	-0.205 ± 0.065 \$	-0.094 ± 0.044	-0.093 ± 0.052
鉛直成分	0.967 ± 0.102	1.001 ± 0.069	0.965 ± 0.105	0.993 ± 0.055

* : 140%歩隔試技において群間で有意 (P < 0.05). † : 向上群において試技間で有意 (P < 0.05).

\$: 低下群において試技間で有意 (P < 0.05).

Table 3 両脚・片脚キック期での地面反力・身体合成重心前傾角度

	140%歩隔試技		通常歩隔試技	
	向上群(n = 8)	低下群(n = 6)	向上群(n = 8)	低下群(n = 6)
地面反力前傾角度 (°)				
両脚キック期				
両脚	48.4 ± 2.4	48.9 ± 1.8	49.2 ± 3.8	48.8 ± 1.6
前脚	51.1 ± 2.6	51.6 ± 2.9	52.0 ± 5.4	50.6 ± 1.5
後ろ脚	44.9 ± 3.8	45.9 ± 2.5	44.8 ± 4.3	46.1 ± 2.9
片脚キック期				
前脚	48.9 ± 3.0	48.5 ± 1.7	48.6 ± 2.3	48.1 ± 1.9
身体合成重心前傾角度 (°)				
両脚キック期				
前脚	50.3 ± 1.3	50.7 ± 1.4	50.9 ± 2.6	50.4 ± 0.9
後ろ脚	41.0 ± 2.	40.8 ± 1.9	40.5 ± 2.1	40.6 ± 1.5
片脚キック期				
前脚	45.0 ± 1.5	45.4 ± 0.8	44.8 ± 1.3	45.5 ± 1.22

† : 向上群において試技間で有意 (P < 0.05). \$: 低下群において試技間で有意 (P < 0.05)

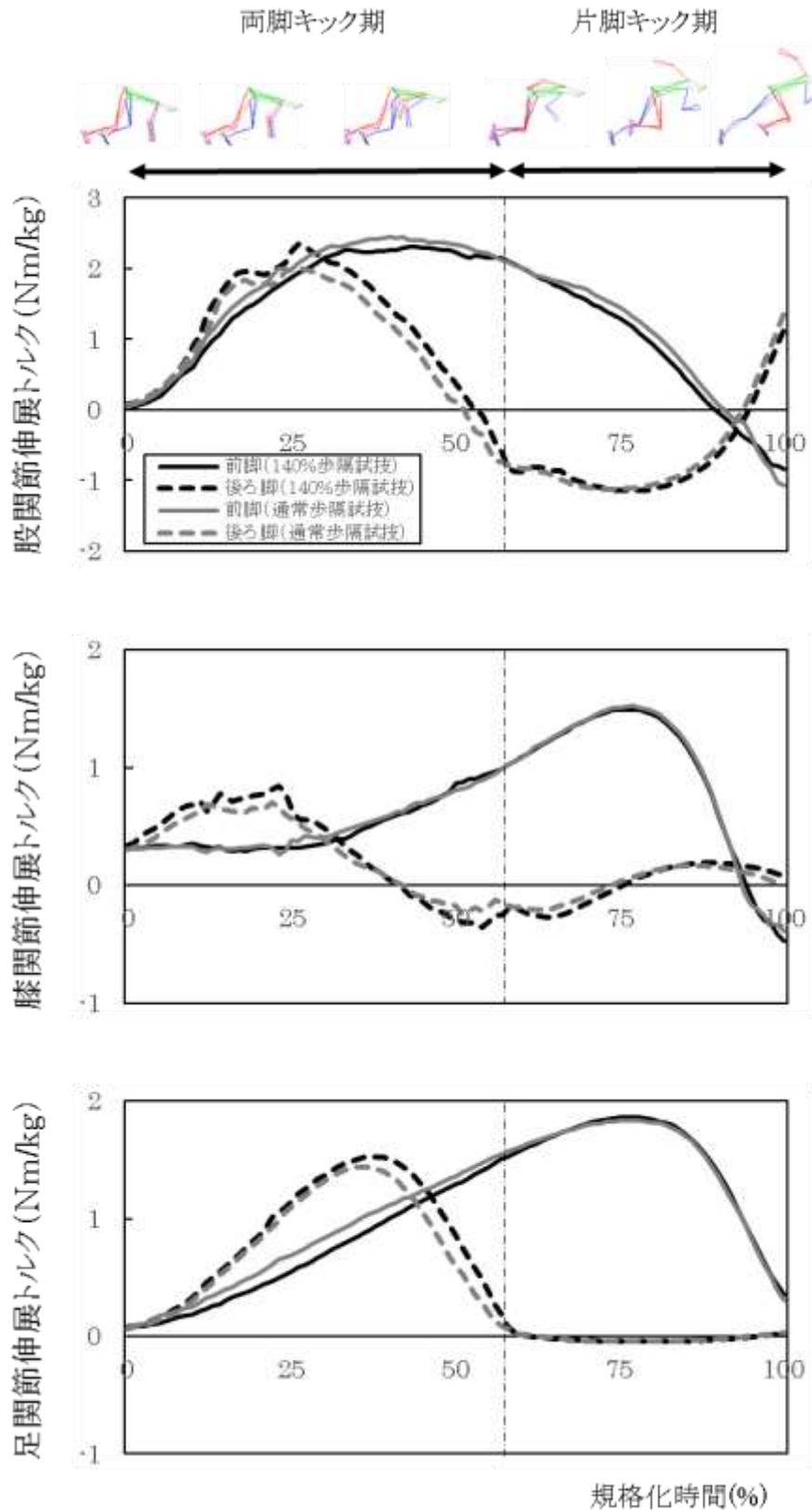


Figure 1 両脚の下肢三関節の股関節伸展トルクの時系列データ。縦軸は被験者全員の下肢三関節伸展トルクの平均値を示し、横軸はブロック局面を 100%とした規格化時間を示す。

Table 4 両脚・片脚キック期での下肢三関節の伸展トルク

関節伸展トルク (Nm/kg)	140%歩隔試技		通常歩隔試技	
	向上群(n = 8)	低下群(n = 6)	向上群(n = 8)	低下群(n = 6)
両脚キック期				
前脚				
股関節伸展	1.751 ± 0.135	1.586 ± 0.269 \$	1.741 ± 0.179	1.800 ± 0.241
股関節屈曲	-0.035 ± 0.065	-0.089 ± 0.137	-0.028 ± 0.032	-0.029 ± 0.053
膝関節伸展	0.600 ± 0.309	0.362 ± 0.082	0.588 ± 0.227	0.398 ± 0.139
膝関節屈曲	-0.025 ± 0.068	-0.058 ± 0.047	-0.042 ± 0.094	-0.089 ± 0.148
足関節伸展	0.699 ± 0.286	0.605 ± 0.279	0.766 ± 0.248	0.655 ± 0.284
後ろ脚				
股関節伸展	1.381 ± 0.313	1.378 ± 0.226 \$	1.306 ± 0.365	1.269 ± 0.231
股関節屈曲	-0.272 ± 0.242	-0.065 ± 0.076	-0.175 ± 0.186	-0.066 ± 0.101
膝関節伸展	0.549 ± 0.219	0.622 ± 0.198	0.483 ± 0.289	0.629 ± 0.191
膝関節屈曲	-0.287 ± 0.142	-0.269 ± 0.084	-0.250 ± 0.175	-0.266 ± 0.090
足関節伸展	0.892 ± 0.195	0.958 ± 0.183	0.810 ± 0.141	0.910 ± 0.158
片脚キック期				
前脚				
股関節伸展	1.291 ± 0.340	1.336 ± 0.294 \$	1.366 ± 0.346	1.475 ± 0.270
股関節屈曲	-0.538 ± 0.496 †	-0.454 ± 0.336	-0.658 ± 0.568	-0.414 ± 0.464
膝関節伸展	1.146 ± 0.232	1.147 ± 0.260	1.186 ± 0.154	1.070 ± 0.283
膝関節屈曲	-0.327 ± 0.204	-0.337 ± 0.218	-0.340 ± 0.164	-0.350 ± 0.240
足関節伸展	1.513 ± 0.214	1.533 ± 0.316	1.519 ± 0.219	1.513 ± 0.298
後ろ脚				
股関節伸展	0.774 ± 0.430	0.561 ± 0.196	0.853 ± 0.535	0.591 ± 0.217
股関節屈曲	-0.971 ± 0.158	-0.887 ± 0.118	-0.947 ± 0.145	-0.906 ± 0.112
膝関節伸展	0.162 ± 0.054 †	0.173 ± 0.051	0.128 ± 0.049	0.178 ± 0.053
膝関節屈曲	-0.214 ± 0.052	-0.249 ± 0.050	-0.208 ± 0.039	-0.238 ± 0.061
足関節伸展	0.218 ± 0.182	0.202 ± 0.106	0.138 ± 0.090	0.217 ± 0.117

† : 向上群において試技間で有意 (P < 0.05). \$: 低下群において試技間で有意 (P < 0.05).

4. 考察

本研究では、短距離走スタート時におけるクラウチング姿勢での歩隔を長くすることで、ブロック局面疾走加速度を高めることができる選手がいるかを明らかにし、その選手の地面反力データおよび股関節伸展トルクの特徴を明らかにすることを目的とした。クラウチング姿勢での歩隔を肩幅の140%まで長くした際、ブロック局面平均疾走加速度が増加した者（向上群）は全体の半数を超え、両脚キック期における両脚の地面反力の大きさ（合力）を増加させることで、ブロック局面疾走加速度を増加させていることが明らかとなった。

両群とも140%歩隔試技では、通常歩隔試技よりも、両脚キック期における両脚の左右地面反力は、それぞれ身体合成重心に向かって大きく発揮されていた。このような左右地面分力を大きくする力発揮は、直接、身体合成重心を前方へ移動させるという点では求められないものといえよう。事実、低下群は、140%歩隔試技の両脚キック期において前脚の左右地面反力を身体合成重心に向けて大きくすることで、前脚の水平地面反力を有意に低下させていた。それにも関わらず、向上群は、140%歩隔試技において、両脚キック期における両脚の水平地面反力を有意に高めることができた。これは、歩隔を長くする姿勢が、両脚の地面反力の合力自体を大きくしやくする体全体の姿勢であったことを示唆するものである。またこの時、向上群の両脚キック期では、両脚の地面反力前傾角度は試技間で有意な差はみられなかった。ブロック局面およびその後の加速局面での地面反力前傾角度および身体合成重心前傾角度は、地面をキックする際のスプリント技術であるのに対し、地面反力の合力は下肢の筋力などを含む身体能力として捉えることができる（Kuglar & Janshen, 2010; Morion et al., 2011; Otsuka et al., 2014）。そのため、向上群にとって歩隔を長くしたクラウチング姿勢は、ブロック局面疾走加速度を高めるための身体能力を最大限に引き出すことができる姿勢であったといえる。

この時、向上群における前脚・後ろ脚の水平地面反力とも、試技間で有意な差はみられなかった。そのため、向上群がブロック局面疾走加速度を高めることができたのは、両脚キック期においてどちらかの脚によって水平地面反力を高めたことによると考えられる。このように、本研究における仮説1が支持されたことが示された。

向上群では急性的に両脚キック期の両脚の地面反力の合力を高めていた。それに対して、先行研究 (Otsuka et al., 2014) では、ブロック局面疾走加速度が高い選手は、そうでない選手よりも、地面反力前傾角が有意に大きく、地面反力の合力に差がなかったことが報告されている。そのため、向上群の長期にわたるトレーニングとして、地面反力前傾角度を大きくするようなスプリント技術を身に付けることが考えられる。

左右対称動作による両脚でのスクワットでは、歩隔を長くした場合、両脚の股関節伸展筋である大臀筋の活動が高まることが報告されている (Clark et al., 2012; Demura et al., 2010; McCaw & Melrose, 1999; Paoli et al., 2009)。Demura et al. (2010) によると、肩幅の 140% の歩隔での両脚スクワットでは、5cm の歩隔でスクワットを行った時よりも、等尺性筋収縮力が有意に増加 (+13.1%) しており、この等尺性筋収縮力が高い者ほどフリーウェイトによるスクワットの最大挙上重量が高いことが報告されている ($r = 0.94$)。しかし、両脚・片脚キック期とも、向上群では股関節を含むすべての下肢三関節伸展トルクにおいて、140%歩隔試技と通常歩隔試技の間に有意な差はみられなかった。これは、両脚によるスクワットに関する先行研究 (Clark et al., 2012; Demura et al., 2010; McCaw & Melrose, 1999; Paoli et al., 2009) に一致しない結果である。この原因としては、ブロック局面両脚キック期では、左右対称動作のスクワットと異なり、両脚同時にスターティングブロックをキックしていても、後ろ脚が前脚よりも先に離地させるために両脚が異なるキック動作をするという動作の違いが推察される。このように、本研究の仮説 2 が棄却されたことが示された。

現在、競技会で用いられているスターティングブロックは、肩幅の 140% まで歩隔を長く調整することはできない。国際陸上競技連盟が定めるスターティングブロックに関するルール (International Association of Athletics Federation, 2014) では、スターティングブロックは前後の距離を調整することができ、簡単に素早くフレームに固定することができればよいと記載されている。そのため、競技会においてブロック局面疾走加速度を高めることができる選手を生むために、両足それぞれのスターティングブロックの幅をできるだけ広くするなどの工夫をしたスターティングブロックを導入し、選手にスタート時の歩隔を調整させることが求められる。

謝辞

本研究は、第9回上月財団スポーツ研究助成事業の援助により行われました。ここに深い感謝の意を表します。

引用文献

- 阿部 孝・深代千之 (1998) スプリント走における各局面の主要体力要素の研究. バイオメカニクス研究 2:316-317.
- Bezodis N.E., Salo A.T. (2010) Choice of sprint start performance measure affects the performance based ranking within a group of sprinters: which is the most appropriate measure? *Sports Biomech* 9(4): 258-269.
- Clark D.R., Lambert M.I., Hunter A.M. (2012) Muscle activation in the loaded free barbell squat: A brief review. *J Strength Cond Res* 26(4): 1169-1178.
- Dempster W.T. & Gaughran G.R. (1967) Properties of body segments based on size and weight. *Am J Anat* 120(1): 33-54.
- Demura S., Miyaguchi K., Shin S., Uchida Y. (2010) Effectiveness of the 1RM estimation method based on isometric squat using a back-dynamometer. *J Strength Cond Res* 24(10): 2742-2748.
- Grood E.S., Suntay W.J. (1983) A joint coordinate system for the clinical description of 3-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng* 105(2): 136-144.
- Hanavan E.P. (1964) A mathematical model of the human body. Amrl-Tr-64-102. AMRL TR, 1-149.
- Harland M.J., Steele J.R. (1997) Biomechanics of the Sprint Start. *Sport Med.* 23(1):11-20.
- McCaw S.T. & Melrose D.R. (1999) Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. *Med Sci Sports Exerc* 31(3): 428-436.

- International Association of Athletics Federation (2014) IAAF competition rules 2014–2015.
<http://www.iaaf.org/download/download?filename=a3588664-5eff-49c2-977a-4665a12c19bf.pdf&urlslug=IAAF%20Competition%20Rules%202014-2015> (参考日 2014 年 1 月 31 日)
- Kugler F., Janshen L. (2010) Body position determines propulsive forces in accelerated running. *J Biomech* 43(2): 343–348.
- Mero A., Kuitunen S., Harland M., Kyröläinen H., Komi P.V. (2006) Effects of muscle-tendon length on joint moment and power during sprint starts. *J Sports Sci* 24(2): 165–173.
- Morin J., Edouard P., Samozino P. (2011) Technical ability of force application as a determinant factor of sprint performance. *Med Sci Sports Exerc* 43(9): 1680–1688.
- Otsuka M., Shim J.K., Yoshioka S., Kurihara T., Nokata M., Isaka T. (2014) Effect of expertise on 3D force application during starting block phase and subsequent steps in sprint running. *J Appl Biomech*, in press.
- Paoli A., Marcolin G., Petrone N. (2009) The effect of stance width on the electromyographical activity of eight superficial thigh muscles during back squat with different bar loads. *J Strength Cond Res* 23(1): 246–250.
- Slawinski J., Dumas R., Cheze L., Ontanon G., Miller C., Mazure-Bonnefoy (2012) 3D kinematic of bunched, medium and elongated sprint start. *Int J Sports Med* 33: 555–560.
- Slawinski J., Dumas R., Cheze L., Ontanon G., Miller C., Mazure-Bonnefoy (2013) Effect of postural changes on 3D joint angular velocity during starting block phase. *J Sports Sciences* 31(3): 256–63.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics ad motor control of human movement*. New York: Wiley and Sons.
- Wu G.,Siegler S., Allard P., Kirtley C., Leardini A., Rosenbaum D., Whittle M., D’Lima D.D., Cristofolini L., Witte H., Schmid O., 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. *J Biomech* 35: 543-548.