

## 坂ダッシュトレーニングによる下肢筋活動への影響

東京大学・早稲田大学 欠 畑 岳  
(共同研究者) 立命館大学 後 藤 悠 太  
早稲田大学 磯 繁 雄  
順天堂大学・早稲田大学 彼 末 一 之

### Effects of The Lower Limb Muscle Activity During Uphill Sprint Training

by

Gaku Kakehata

*The university of Tokyo, Waseda Univerisity*

Yuta Goto

*Ritumeikan university*

Shigeo Iso

*Waseda university*

Kazuyuki Kaosue

*Juntendo university, Waseda Univerisity*

#### ABSTRACT

The purpose of this study was to clarify effect of uphill sprinting to running spatiotemporal variables and lower limb muscle activity. Twelve university sprinters (seven males) were volunteered to this study. Subjects performed 60 m sprint with maximal effort in two conditions (level sprint vs uphill sprint). Then, we obtained running spatiotemporal variables and electromyography (EMG) from lower limb muscles (biceps femoris, rectus femoris, tibial anterior, lateral head of gastrocnemius). We calculated the running spatiotemporal variables (e.g., running speed, step

frequency, step length), EMG activity amplitudes (%MVC), and relative EMG timings in running cycle (%) in analysis section (40-60m). We observed running speed, step frequency, and step length were significantly decreased in the uphill sprint. However, no significant differences were observed in EMG activity amplitudes between two conditions. On the other hand, the onset and offset timings of rectus femoris muscle were significantly shifted to the latter half of the running cycle in the uphill sprint. Therefore, we may consider the possibility that delay in the timing of the recovery movement (i.e., hip flexion) of the swing leg in the uphill sprint. These results suggest that uphill sprint training may affect the timing of muscle activity rather than the amount of muscle activity. We conclude that neuromuscular control of the lower limb muscle is different between uphill sprint and level sprint.

#### キーワード

スプリント走, 坂ダッシュ, 下肢筋活動, 筋電図, バイオメカニクス

#### Keyword

Sprint running, Uphill sprint, Muscle activity, Electromyography, Biomechanics

#### 要 旨

本研究は、上り坂走と平地走における下肢筋活動の相違について解明することを目的とした。被験者は大学陸上競技部の男女12名（男子7名、女子5名）であった。平地および上り坂で60mを全力疾走した際の走動作と下肢筋（前脛骨筋、腓腹筋外側頭、大腿直筋、両脚の大腿二頭筋）の筋電図を取得した。解析区間（40-60m）における時空間的変数、筋活動のタイミング、筋活動量を定量し条件間で比較した。その結果、上り坂走では走速度、ピッチ、ストライドが有意に減少した。筋活動量はいずれも条件間で有意差が認められなかった。一方、上り坂走では、大腿直筋の筋活動のタイミングがランニングサイクルの後半に有意にシフトした。これは上り坂走において、スウィング脚のリカバリー動作（股関節屈曲）のタイミングに遅延が生じ、ピッチの低下に繋がっていたと推察される。以上より、坂ダッシュトレーニング

は、筋活動量でなく筋活動のタイミングに影響を及ぼす可能性が示された。

#### 緒 言

短距離走のトレーニング方法に坂ダッシュトレーニング（上り坂走）がある。上り坂走は、傾斜走路を駆けあがることで下肢筋群を鍛えるレジステッドスプリントトレーニングである<sup>1)</sup>。国立スポーツ科学センターの陸上競技トレーニング場においても傾斜走路が併設されており、上り坂走は多くのトップアスリートが実施するトレーニング方法のひとつである。また、上り坂走は陸上競技以外のスポーツにおいてもそのトレーニング効果を認める報告がある<sup>2,3)</sup>。先行研究では、上り坂走では、平地走と比較して下肢筋群の筋活動量が増加するという一連の知見が得られているが<sup>4,6)</sup>、その走速度は7.5m/sに満たず、中距離走（800m）のレース中の走速度と同程度である。一方、トップスプリンターの100m走における最高

走速度は11m/sを超えることを考慮すると、これまでの上り坂走と平地走による下肢筋活動の違いは、比較的低速度における知見に留まっている現状がある。また、上り坂走と平地走における筋活動や走動作の変化を検討した先行研究の多くは、トレッドミル走による実験環境であり、両条件間で走速度を統一させるというプロトコルが多く<sup>4, 7-9)</sup>、全力疾走した際の筋活動や時空間的変数(走速度、ピッチ、ストライドなど)の変化は解明されていない。また、トレッドミル走とオーバーグラウンド走(overground running)とでは走動作や筋活動に相違があることが指摘されている<sup>10, 11)</sup>。したがって、上り坂走による下肢筋活動への影響について、全力疾走(高速度)、かつオーバーグラウンド走による筋活動の振る舞いから検討する必要がある。そこで、本研究は全力疾走中の下肢筋活動について2つの条件間(上り坂走および平地走)における筋活動のタイミングおよび活動量の相違について解明することを目的とした。

## 1. 方法

### 1. 1 被験者

被験者は大学陸上競技部に所属する短距離選手男子7名、女子5名であった(表1)。被験者には、実験の目的と内容および危険性等について口頭で

説明し、実験参加への同意を得た。本研究は早稲田大学の人を対象とする研究に関する倫理審査委員会の承認(承認番号2021-093)を得たうえで実施した。

### 1. 2 実験プロトコル

被験者は十分なウォーミングアップを実施後、全天候型陸上競技場の直線走路を全力疾走する条件(以下、平地走)と競技場隣接のアスファルト舗装された上り坂傾斜路(平均傾斜4°)を全力疾走する条件(以下、上り坂走)でそれぞれ60m走を2本実施した。被験者には、いずれも加速区間40mのあと、40-60m区間を最大努力で疾走するように指示した。この40-60m区間を分析区間として定義し、20mの所要タイムを光電管システム(Brower TCi-Gate Timing System, Brower Timing)で記録した。試技の順番はランダムとし、いずれもタイムの良い試技を分析対象試技として採用した。接地、離地のタイミングを同定するために被験者の走動作をデジタルハイスピードカメラ(FZ-300, Panasonic)で追従撮影した(240Hz)。被験筋は、両側の大腿二頭筋(biceps femoris: BF)、右脚の大腿直筋(rectus femoris: RF)、前脛骨筋(tibial anterior: TA)、腓腹筋外側頭(lateral head of gastrocnemius: LG)の計5筋とした。各筋

表1 身体特性および平地走と上り坂走における時空間的変数の個別データ

Subject	Gender	Mass (kg)	Height (m)	Age (years)	Running speed (m/s)		Step frequency (Hz)		Step length (m)		Contact time (sec)		Flight time (sec)	
					Level	Uphill	Level	Uphill	Level	Uphill	Level	Uphill	Level	Uphill
A	W	50	1.63	21	8.20	6.80	4.07	3.97	2.01	1.71	0.118	0.136	0.128	0.116
B	W	54	1.65	21	7.84	6.69	4.19	4.10	1.87	1.63	0.117	0.139	0.122	0.106
C	W	48	1.58	22	7.35	6.37	4.09	3.95	1.80	1.61	0.119	0.142	0.125	0.111
D	W	52	1.69	19	8.73	7.32	4.39	4.28	1.99	1.71	0.100	0.120	0.129	0.113
E	W	62	1.71	22	7.78	6.67	4.06	4.00	1.92	1.67	0.121	0.138	0.126	0.112
F	M	69	1.71	22	9.90	9.17	4.50	4.46	2.20	2.06	0.094	0.099	0.128	0.125
G	M	74	1.81	22	9.66	8.40	4.25	4.12	2.27	2.04	0.101	0.113	0.134	0.130
H	M	60	1.72	22	9.98	8.56	4.47	4.41	2.23	1.94	0.095	0.110	0.129	0.117
I	M	72	1.69	22	9.32	7.85	4.51	4.46	2.07	1.76	0.102	0.122	0.120	0.103
J	M	66	1.70	22	10.06	8.54	4.57	4.54	2.20	1.88	0.093	0.108	0.126	0.112
K	M	79	1.87	19	9.35	8.31	4.18	4.13	2.24	2.01	0.106	0.117	0.134	0.126
L	M	78	1.83	22	9.71	8.16	4.38	4.20	2.22	1.94	0.096	0.112	0.132	0.127
Mean±SD		64±11	1.72±0.08	21±1	8.91±0.97	7.64±0.95*	4.29±0.19	4.2±0.21*	2.07±0.16	1.82±0.17*	0.106±0.011	0.122±0.014*	0.127±0.004	0.117±0.008*

平均値±標準偏差

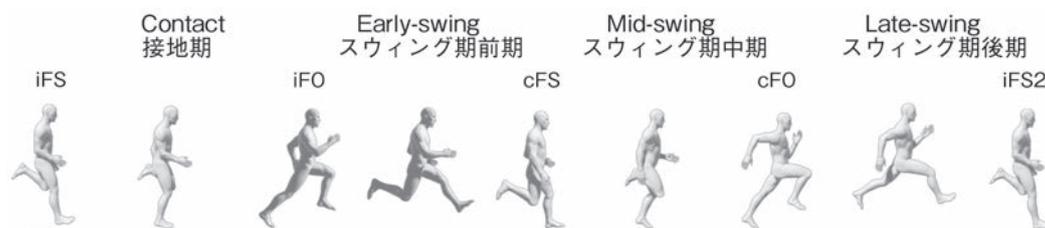


図1 ランニングサイクル局面の定義

の筋電図信号はワイヤレス筋電センサー (Trigno Wireless Sensor, DELSYS) を用いて、サンプリング周波数2000Hzにて記録した。大腿の筋電センサー貼付位置は、解剖学的正位において大転子から膝関節裂隙を結んだセグメントを大腿長とし、その50%位置の筋腹位とした。下腿の筋電センサー貼付位置は、解剖学的正位において膝関節裂隙と外果を結んだセグメントの30%位置の筋腹位とした。各筋の筋電図信号は、20-450 Hzのバンドパスフィルター処理をされたうえで、コンピューターに取り込まれた。試技の終了後、各筋の最大随意収縮 (以下、MVC) を5秒間の徒手抵抗により記録した。

### 1.3 時空間的変数の解析方法

20mの所要タイムに要した時間 (sec) から走速度 (m/s) を算出した。ハイスピードカメラの動画を動画再生ソフトウェア (QuickTime Player, Apple) に取り込み、分析区間に要した4-5ランニングサイクル分の接地の瞬間 (Foot-Strike: 以下、FS) と離地の瞬間 (Foot-Off: 以下、FO) のタイミングのフレーム数をカウントした。そのフレーム数から各ステップの接地時間 (sec)、滞空時間 (sec) を算出し、平均のピッチ (Hz) を算出した。また、走速度とピッチから平均ストライド (m) を算出した。

### 1.4 筋電図信号の解析方法

筋電図信号は、生体信号処理速度ソフト (Lab Chart 8 for windows, ADInstruments) に取り込み、

同期装置 (全周囲光呈示器, Q'sfix) の光信号が確認された時刻を基準に、カメラ映像の時間軸と同期させた。筋電図信号の時間軸に、動画像から読み取ったFSとFOのタイミングを対応させ、右脚を「基準脚 (ipsilateral leg)」, 左脚を「反対脚 (contralateral leg)」とした。本研究では、両脚のFSとFOのタイミングから、ランニングサイクルの局面を図1の通り定義した。ランニングサイクルは、基準脚のFS (以下、iFS) の瞬間から次の基準脚のFS (以下、iFS2) までとし、iFSから基準脚のFO (以下、iFO) までを「接地期 (Contact)」と定義した。また、iFOから反対脚のFS (以下、cFS) までを「スウィング期前期 (Early-swing)」, cFSから反対脚のFO (以下、cFO) までを「スウィング期中期 (Mid-swing)」, cFOからiFS2までを「スウィング期後期 (Late-swing)」と定義した (図1)。これらの4局面における筋活動量を二乗平均平方根 (RMS) 値として求め、MVC値で正規化した相対値で算出した (%MVC)。先行研究を基に、大腿直筋と両脚の大腿二頭筋の筋活動のオンセット、オフセットのタイミングをTKEOフィルタによる閾値設定に従い算出した<sup>12,13)</sup>。TKEOフィルタは、筋電図信号のオンセットを計算するための信頼性の高い方法であることが確認されている<sup>12,13)</sup>。これらのオンセット、オフセットのタイミングは、ランニングサイクルの相対的なタイミング (%) で算出した。

大腿直筋と両脚の大腿二頭筋のオンセット (onset) およびオフセット (offset) のタイミングから、筋制御の変数であるSwitchおよびScissors

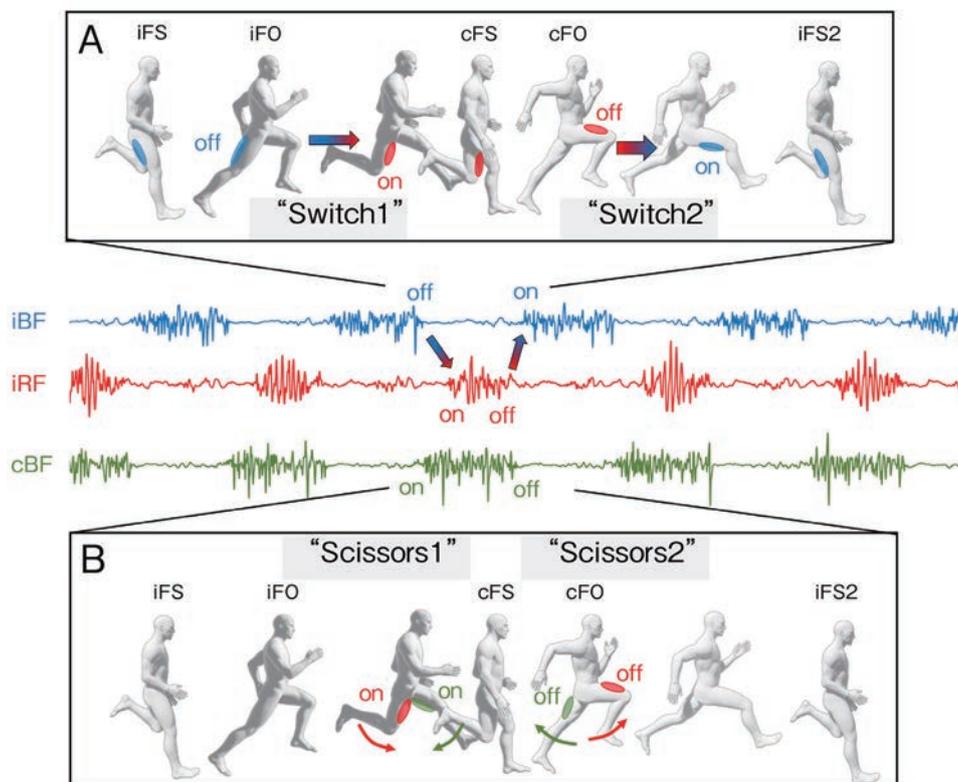


図2 筋制御の変数SwitchおよびScissorsの定義  
(先行研究<sup>15)</sup>を基に作成)

について、先行研究を基に定義した<sup>14,15)</sup> (図2)。

「Switch」

基準脚の主動筋と拮抗筋の関係にある基準脚の大腿直筋 (iRF) と大腿二頭筋 (iBF) の切換えに要した時間の長さを示す指標として以下のように定義した (図2A)。

$$\text{Switch1 (\%)} = (\text{iRF-onset}) - (\text{iBF-offset})$$

$$\text{Switch2 (\%)} = (\text{iBF-onset}) - (\text{iRF-offset})$$

これらが負の値である場合は、大腿直筋と大腿二頭筋は共収縮していることを示す。

「Scissors」

スウィング脚の股関節屈筋として機能する大腿直筋 (iRF) と接地脚 (反対脚) の股関節伸筋として機能する大腿二頭筋 (cBF) との活動の時間差を示す指標として以下のように定義した (図2B)。

$$\text{Scissors1 (\%)} = (\text{iRF-onset}) - (\text{cBF-onset})$$

$$\text{Scissors2 (\%)} = (\text{cBF-onset}) - (\text{iRF-onset})$$

1. 5 統計処理

平地走と上り坂走における時空間的変数および筋活動のタイミングの平均値の差の検定は対応のあるt検定により検討した。また筋活動量の平均値の差の検定について、対応のある1要因の分散分析により検討した。有意水準は5%未満とし、10%未満を有意傾向として扱った。

2. 研究結果

2. 1 時空間的変数

表1に、平地走と上り坂走における各変数の平均値±標準偏差を示した。上り坂走において走速度 (p<0.001)、ピッチ (p<0.001)、ストライド (p<

0.001), 滞空時間 ( $p < 0.001$ ) が有意に減少した。一方, 接地時間 ( $p < 0.001$ ) は有意に増加した。

## 2. 2 筋活動の変数

表2に筋電図信号の変数の平均値±標準偏差を示した。上り坂走においてiRF-onset ( $p = 0.024$ ), iRF-offset ( $p = 0.046$ ) がサイクルの後半に有意にシフトした。同様に, 上り坂走においてiBF-offsetがサイクルの後半にシフトする傾向がみられた ( $p = 0.094$ )。さらに, 上り坂走において, Swith2 ( $p = 0.092$ ) およびScissors2 ( $p = 0.057$ ) が

表2 平地走と上り坂走における筋活動のタイミング

	Level	Uphill	P-value
iRF-onset (%)	39.7±3.5	40.7±2.8	*0.024
iRF-offset (%)	74.0±3.7	75.5±3.4	*0.046
iBF-onset (%)	73.4±4.1	73.9±3.8	0.469
iBF-offset (%)	30.3±4.4	31.9±3.4	#0.094
cBF-onset (%)	24.9±3.8	24.2±3.0	0.235
cBF-offset (%)	80.7±5.5	79.5±4.4	0.276
Switch1 (%)	9.4±6.3	8.3±4.5	0.229
Switch2 (%)	-0.6±3.4	-1.2±3.4	#0.092
Scissors1 (%)	14.9±4.5	15.4±4.7	0.388
Scissors2 (%)	6.7±6.0	3.3±3.0	#0.057

平均値±標準偏差

\*: 5% 水準で有意差がある, #: 10% 水準で有意傾向にある。

短縮する傾向にあった。図3に, 大腿直筋と両脚の大腿二頭筋の活動のタイミングについて示した。図4に, 基準脚における前脛骨筋, 腓腹筋外側頭, 大腿直筋, 大腿二頭筋の筋活動量を示した。いずれも条件間で有意差は認められなかった。

## 3. 考察

本研究は平地走と上り坂走, いずれも全力疾走中の時空間的変数, 筋活動量, 筋活動のタイミングの相違について調べた。

### 3. 1 時空間的変数および筋活動量について

上り坂走で平地走と同一の走速度を獲得するためには, 高いピッチが要求される<sup>4,8)</sup>。また, 上り坂走では, 筋活動量が増大するという知見が得られている<sup>4-6)</sup>。条件間で走速度を7.5m/sで統一したトレッドミル走では, 上り坂走で大殿筋, 中殿筋, 大腿直筋, 大腿二頭筋, 腓腹筋外側頭の筋活動量が増加したことが報告されている<sup>4)</sup>。しかし, これらの認識はトレッドミル走による実験環境に基づく。一方, 本研究では平地走, 上り坂走

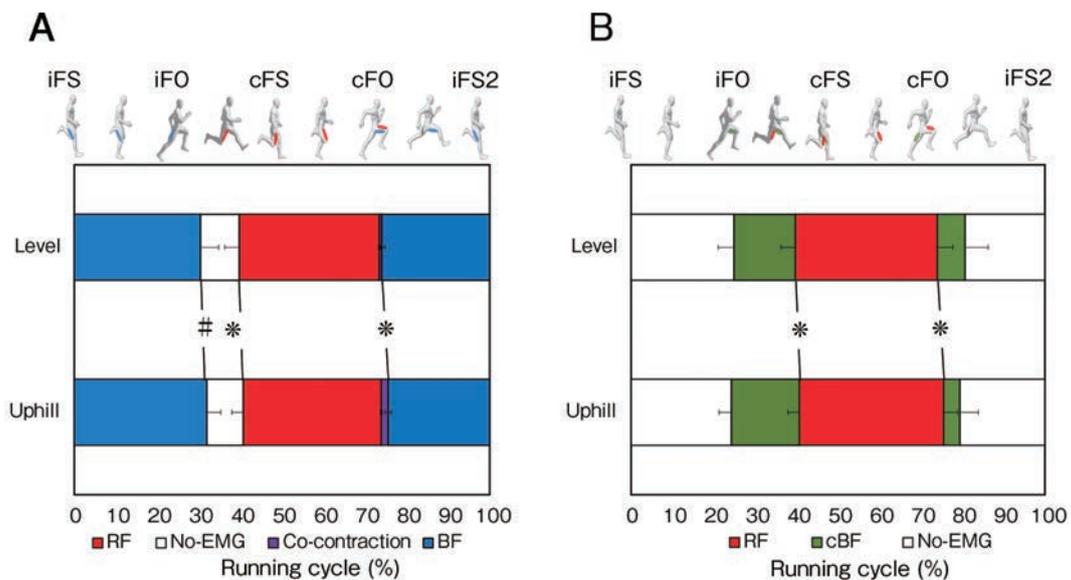


図3 大腿直筋と大腿二頭筋の筋活動のタイミング  
\*: 5% 水準で有意差がある, #: 10% 水準で有意傾向にある

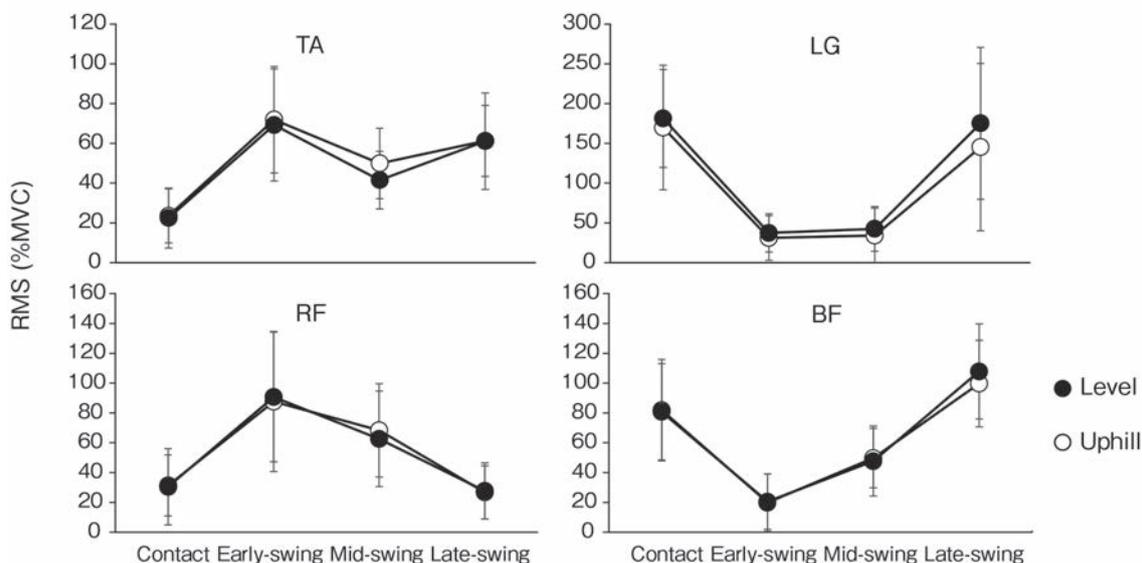


図4 基準脚の前脛骨筋, 腓腹筋外側頭, 大腿直筋, 大腿二頭筋の活動量の比較

いずれもオーバーグラウンド走で全力疾走するという実験環境であり, 上り坂走では全被験者の走速度, ピッチ, ストライドが低下した(表1)。つまり, 上り坂走で平地走の全力疾走時よりも高い走速度を獲得することはオーバーグラウンド走では困難であり, トレッドミルで走速度を統一させた先行研究とは異なるピッチ, ストライドの適応が示された。また, 筋活動量についても先行研究とは異なり条件間で有意差は認められなかった(図4)。これらのことから, トレーニングで実施されるオーバーグラウンド走による上り坂走は, 平地走よりも低い走速度に留まるものの, 平地走と同等の筋活動量が要求されることが明かとなった。また, 上り坂走ではピッチの低下すなわちランニングサイクル時間の延長が生じることから, 平地走と同等の筋活動量をより長い時間にわたり発揮していたことが推察される。以上より, オーバーグラウンド走による上り坂走では, 筋活動量そのものに変化は生じさせず, 平地走と同等の筋活動量に留まることが示された。

### 3. 2 筋活動のタイミングについて

これまで, 上り坂走と平地走における筋活動のタイミングを定量しその相違について検討した研究は無い。スプリントでは大腿筋活動が主要なパワー発揮を担うこと<sup>16-18)</sup>, さらに大腿直筋と大腿二頭筋の活動のタイミングが高いスプリントパフォーマンスを獲得するために重要な因子であることから<sup>14,15)</sup>, これら2筋の活動のタイミングに着目した。その結果, 上り坂走における大腿直筋のオンセット, オフセットのタイミングは, ランニングサイクルの後半にシフトするという特徴が観察された(表2, 図3)。スプリントにおける大腿直筋は主に股関節屈曲筋として機能し<sup>14,19,20)</sup>, スウィング脚を前方に振り出す局面であるスウィング期前半および中盤に強く活動する(図4)。また, 特に高速度では, 素早い股関節屈曲(脚のリカバリー動作)によって, 高いピッチを獲得する戦略に切り替わる<sup>16-18)</sup>。このとき大腿直筋の活動のタイミングが早い者ほど高いピッチを獲得していたことが示されている<sup>14)</sup>。また, 上り坂走において, 股関節は平地走よりも離地時には伸展

位にあるため、接地期における可動域が増大することが報告されている<sup>8)</sup>。本研究で観察された上り坂走で大腿直筋の活動のタイミングが遅れるという変化は、股関節屈曲のタイミングすなわちリカバリー動作の遅延に繋がり、結果としてピッチの低下を誘発していた可能性が考えられる。

さらに、上り坂走では大腿二頭筋のオフセットのタイミングがランニングサイクルの後半にシフトする傾向がみられた (iBF-offset,  $p=0.094$ )。上り坂走では、傾斜路に対して身体重心を鉛直方向へ移動させる必要があるため、接地期後半における地面反力の推進成分が増大する<sup>21, 22)</sup>。さらに、股関節が平地走よりも離地時に伸展位にあること<sup>23)</sup>、上り坂走において接地時間が延長したという結果を考慮すると、上り坂走で大腿二頭筋のオフセットのタイミングが遅延したことは、股関節伸展筋である大腿二頭筋の活動を延長させ、より大きな地面反力を獲得しようとした適応であると推察される。以上より、大腿直筋と大腿二頭筋の活動のタイミングは上り坂走と平地走とでは異なる筋活動の振る舞いを示すことが示唆された。

### 3.3 筋制御の変数について

上り坂走において、スウィング期後半における大腿直筋と大腿二頭筋の切り替わりに要した時間 (Switch2) が短縮する傾向にあった ( $p=0.092$ )。先行研究では、Switch2とピッチに有意な正の相関関係があることが報告されている。すなわち、主動筋と拮抗筋のスムーズな切り換えが達成されている者ほど高いピッチを示した<sup>14)</sup>。本研究では上り坂走でピッチが低下したが、その要因のひとつはこの主動筋と拮抗筋の活動の制御の変化にあると考えられる。さらに、スウィング脚の大腿直筋のオフセットのタイミングと接地脚の大腿二頭筋の活動のオフセットのタイミングの時間差 (Scissors2) が短縮する傾向にあった ( $p=0.057$ )。このことは、相対的にスウィング脚の大腿直筋の

活動が反対脚の活動に対して遅延していたことを意味する。先行研究では、このScissors2の時間が長い、つまりスウィング脚の大腿直筋の活動を早期に実現している者ほど、高いピッチを獲得していたことが報告されている<sup>14)</sup>。これは、スプリントの技術で重要視されている技術のひとつであるシザース動作に相当する筋制御の特徴であり、Scissors2の時間の延長は、上り坂走におけるシザース動作の遅延を間接的に反映しているものと考えられる。以上より、これらの筋制御の変化が、上り坂走におけるピッチの低下の要因である可能性が考えられる。

## 4. 結 論

オーバーグラウンド走かつ最大努力による坂ダッシュトレーニングでは走速度、ピッチ、ストライドが減少する。このとき、下肢筋活動量は変化しないものの、大腿直筋の筋活動のタイミングがランニングサイクルの後半に有意にシフトする。その結果、スウィング脚のリカバリー動作 (股関節屈曲) のタイミングに遅延が生じ、ピッチの低下を誘発している可能性が考えられる。まとめると、オーバーグラウンド走かつ最大努力による坂ダッシュトレーニングでは、筋活動量そのものが増大するのではなく、筋活動のタイミングに影響を及ぼす可能性が示唆された。以上より、坂ダッシュトレーニングを現場で実施する際、大腿筋 (大腿直筋と大腿二頭筋) の活動のタイミングを、平地走と同等に維持させることで、高いピッチの獲得に繋がり、結果として高いパフォーマンスに繋がる可能性が示唆される。

## 謝 辞

本研究は、公益財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団の研究助成を受けて実施された。財団の御支援に深く感謝する。本研究を遂行するにあたり御協力いただいた早稲田大学競走部

にも感謝する。

## 文 献

- 1) Paradisis, G.P., & Cooke, C.B. The effects of sprint running training on sloping surfaces. *J. Strength Cond. Res.*, 20 (4), 767-777(2006)
- 2) Jakeman, J.R., McMullan, J., & Babraj, J.A. Efficacy of a Four-Week Uphill Sprint Training Intervention in Field Hockey Players. *J. Strength Cond. Res.*, 30 (10), 2761-2766(2016)
- 3) Kavaliuskas, M., Kilvington, R., & Babraj, J. Effects of in-season uphill sprinting on physical characteristics in semi-professional soccer players. *J. Sports Med. Phys. Fitness*, 57 (3), 165-170(2017)
- 4) Okudaira, M., Willwacher, S., Kuki, S., Yoshida, T., Maemura, H., & Tanigawa, S. Effect of incline on lower extremity muscle activity during sprinting. *J. Phys. Fit. Sports Med.*, 10 (2), 67-74(2021)
- 5) Slawinski, J., Dorel, S., Hug, F., Couturier, A., Fournel, V., Morin, J. B., & Hanon, C. Elite long sprint running: a comparison between incline and level training sessions. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 40 (6), 1155-1162(2008)
- 6) Yokozawa, T., Fujii, N., & Ae, M. Muscle activities of the lower limb during level and uphill running. *J. Biomech.*, 40 (15), 3467-3475(2007)
- 7) Abe, D., Fukuoka, Y., Muraki, S., Yasukouchi, A., Sakaguchi, Y., & Niihata, S. Effects of Load and Gradient on Energy Cost of Running. *J. Physiol. Anthropol.*, 30 (4), 153-160. doi:10.2114/jpa2.30.153(2011)
- 8) Swanson, S.C., & Caldwell, G.E. An integrated biomechanical analysis of high speed incline and level treadmill running. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 32 (6), 1146-1155(2000)
- 9) Wall-Scheffler, C.M., Chumanov, E., Steudel-Numbers, K., & Heiderscheit, B. Electromyography activity across gait and incline: The impact of muscular activity on human morphology. *Am. J. Phys. Anthropol.*, 143 (4), 601-611(2010)
- 10) Van Caekenberghe, I., Segers, V., Willems, P., Gosseye, T., Aerts, P., & De Clercq, D. Mechanics of overground accelerated running vs. running on an accelerated treadmill. *Gait Posture*, 38 (1), 125-131(2013)
- 11) Van Hooren, B., Fuller, J.T., Buckley, J.D., Miller, J.R., Sewell, K., Rao, G., Willy, R.W. Is Motorized Treadmill Running Biomechanically Comparable to Overground Running? A Systematic Review and Meta-Analysis of Cross-Over Studies. *Sports medicine*, 50 (4), 785-813(2020)
- 12) Li, X., Zhou, P., & Aruin, A.S. Teager-Kaiser energy operation of surface EMG improves muscle activity onset detection. *Ann. Biomed. Eng.*, 35 (9), 1532-1538(2007)
- 13) Solnik, S., Rider, P., Steinweg, K., DeVita, P., & Hortobagyi, T. Teager-Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 110 (3), 489-498(2010)
- 14) Kakehata, G., Goto, Y., Iso, S., & Kanosue, K. Timing of Rectus Femoris and Biceps Femoris Muscle Activities in Both Legs at Maximal Running Speed. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 53 (3), 643-652(2021)
- 15) Kakehata, G., Goto, Y., Iso, S., & Kanosue, K. The Timing of Thigh Muscle Activity Is a Factor Limiting Performance in the Deceleration Phase of the 100-m Dash. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 54 (6), 1002-1012(2022)
- 16) Dorn, T.W., Schache, A.G., & Pandy, M.G. Muscular strategy shift in human running: dependence of running speed on hip and ankle muscle performance. *J. Exp. Biol.*, 215, 1944-1956(2012)
- 17) Schache, A.G., Brown, N.A., & Pandy, M.G. Modulation of work and power by the human lower-limb joints with increasing steady-state locomotion speed. *J. Exp. Biol.*, 218, 2472-2481(2015)
- 18) Schache, A.G., Dorn, T.W., Williams, G.P., Brown, N.A., & Pandy, M.G. Lower-limb muscular strategies for increasing running speed. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 44 (10), 813-824(2014)
- 19) Howard, R.M., Conway, R., & Harrison, A.J. Muscle activity in sprinting: a review. *Sports Biomech.*, 17 (1), 1-17(2018)
- 20) Mero, A., Komi, P. V., & Gregor, R. J. Biomechanics of sprint running. A review. *Sports Med.*, 13 (6), 376-392(1992)
- 21) Devita, P., Janshen, L., Rider, P., Solnik, S., & Hortobagyi, T. Muscle work is biased toward energy generation over dissipation in non-level running. *J. Biomech.*, 41 (16), 3354-3359(2008)
- 22) Gottschall, J.S., & Kram, R. Ground reaction forces during downhill and uphill running. *J. Biomech.*, 38

(3), 445-452 (2005)  
23) Kowalski, E., & Li, J.X. Lower limb joint angles and ground reaction forces in forefoot strike and rearfoot

strike runners during overground downhill and uphill running. *Sports Biomech.*, 15 (4), 497-512 (2016)