クラウチングスタートからの1歩目支持期における 下腿三頭筋の動態について： 筋骨格モデルを用いたシミュレーションからの検討

大島 雄治¹⁾ 藤井 範久²⁾

OHSHIMA Yuji¹ and FUJII Norihisa²: Triceps surae behavior during first stance phase from crouch start: A simulation study using musculoskeletal model. Japan J. Phys. Educ. Hlth. Sport Sci.

Abstract: This study aimed to investigate the change in length of the triceps surae and the ankle plantar flexion torque produced by it during the first stance from a crouch start. Three male track and field athletes volunteered to participate. The participants sprinted 10 m from starting blocks. The ground reaction forces of the first leg stance were determined using a force platform (1000 Hz). Simultaneously, 3D coordinates were recorded by a motion analysis system (250Hz) using 20 cameras (MX-T20). We developed a musculoskeletal model and searched for the muscle excitation to re-create the motion of the 3 athletes using the optimization method (genetic algorithm). The lengths of the muscle tendon complex (MTC), contractile element (CE), and series elastic element and the ankle plantar flexion torque produced by the triceps surae were calculated during the first stance. The main results were as follows (1) The ankle plantar flexion peak torque produced by the soleus appeared at 70% normalized time (0%: ground contact; 100%: toe off). From the 70% normalized time, the ankle plantar flexion torque produced by the soleus decreased considerably. (2) The ankle plantar flexion peak torque produced by the gastrocnemius appeared at the 75% normalized time. From the 80% normalized time, the ankle plantar flexion torque produced by the gastrocnemius was larger than that produced by the soleus. (3) The CE of the soleus continued to shorten during the first stance. (4) From the 20% to 40% normalized time, the CE of the gastrocnemius continued to lengthen. At other points, the CE of the gastrocnemius shortened.

These findings suggest that the ankle plantar flexion torques produced by the soleus and gastrocnemius differ in pattern, as the soleus contracts concentrically during the first stance and the gastrocnemius contracts eccentrically from 20% to 40% normalized time but concentrically at other points.

Key words: forward dynamic simulation, acceleration sprinting, Hill-type model

キーワード：順動力学的シミュレーション，加速疾走，ヒルタイプモデル

I 緒言

陸上競技の100 m 走において，最大疾走速度と100 m 走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（松尾ほか，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（Muller, 1991）。しかし，レース中の走速度は，100 m 走タイムにかかわらず5—6秒で最大になることが明らかになっており（天野，2012），短時間でより大きな走速度を獲得する能力（以下「加速能力」と略す）が100 m 走のパフォーマンスに大きく影響しているといえる。スプリンターが身体を加速させるため

1) 立命館大学共通教育推進機構
〒603-8577 京都府京都市北区等持院北町 56-1
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. Institute for General Education, Ritsumeikan University
56-1 Toji-in Kitamachi, Kita-ku, Kyoto 603-8577
2. Faculty of Health and Sport Sciences, University of Tsukuba
1-1-1 Tennodai, Tsukuba, Ibaraki 305-8674
Corresponding author bird7529@fc.ritsumei.ac.jp

には、筋張力由来の関節トルクにより、地面に対して合目的的に力を加える必要がある。また、ある姿勢において、スプリンターが発揮した関節トルクと地面反力の関係は運動方程式から解析的に調べることが可能であり、加速局面において、足関節底屈トルクが、主に地面反力を生成していることが明らかになっている (Koike and Nagai, 2015)。このことから、加速疾走中において足関節底屈筋群の発揮可能な張力を高めることが加速能力向上のための一要因と考えられる。身体運動中のある時刻において、筋の発揮可能な張力を決定する要因は、筋の生理学的横断面積だけではなく、至適長に対する筋の長さや収縮速度などがある。また、筋力発揮トレーニングの効果には特異性が存在しており、トレーニングで用いた運動速度での筋力発揮能力の向上が最も高く、トレーニングで行う運動速度と実際の競技場面での運動速度が異なるほどトレーニング効果が小さくなることが明らかになっている (金子ほか, 1981)。つまり、スプリンターは、疾走中における足関節底屈筋群の発揮可能な張力を高めることを目的とした様々なトレーニングを行っているが、それらの中に筋の長さ—速度—張力関係を考慮したトレーニングを取り入れることは重要であると考えられる。これらのことから、加速疾走の支持期において、地面反力の生成が大きい足関節底屈筋群 (腓腹筋およびヒラメ筋) の収縮状態や発揮張力の大きさについてのデータは、加速能力向上を目的としたトレーニングを行う上で有益な情報となる。

100 m 走の加速局面において、クラウチングスタートからの 1 歩目支持期が最も身体重心速度の増加が大きいことから (Salo et al., 2005)、これまでに 1 歩目支持期のキネティクスの分析が行われている (Bezodis et al., 2014; Debaere et al., 2013)。これらの先行研究から、足関節まわりの筋が発揮した正味の関節トルクや関節トルクパワーが明らかとなり、足関節底屈筋群の収縮状態が推測されている。しかし、筋の収縮状態について、定速度走行中 (2.74 m/s) では、腓腹筋の長さ変化と関節角度によって決定する筋腱複合体 (以下「MTC」と略す) の長さ変化のパターンが異なっ

ていることが明らかになっており (Ishikawa et al., 2007)、1 歩目支持期でも、足関節トルクパワーのパターンから推測した筋の収縮状態と実際の筋の収縮状態は異なっている可能性がある。

また、ヒラメ筋は単関節筋であるため、その張力は足関節底屈作用のみであり、MTC の長さは足関節角度によって決定する。一方、二関節筋である腓腹筋の張力は足関節底屈トルクだけではなく、膝関節屈曲トルクも生成し、MTC の長さは足関節と膝関節の角度によって決定する。1 歩目支持期だけではないが、身体を支持しながら前方へ加速する下肢関節運動は一意に決まるものではなく、仮に足関節動作が同じであったとしても膝関節の運動が異なれば、二関節筋である腓腹筋の筋長や収縮速度は異なる。その結果、ヒラメ筋と腓腹筋の張力のモーメントの和で算出される足関節底屈トルクが同じであっても、個々の筋が発揮する張力やパターンが異なる可能性が高い。そこで、1 歩目支持期について、地面反力の生成に大きく寄与する腓腹筋とヒラメ筋による足関節トルクや収縮状態について検討することは、加速疾走のメカニズム究明に貢献すると考えられる。身体運動中における個々の筋が生成した関節トルクや収縮状態は筋骨格モデルによるシミュレーションを行うことで推定できる。しかし、1 歩目支持期について、地面反力の生成に大きく寄与する足関節底屈筋群の収縮状態やそれぞれの筋が生成した足関節底屈トルクを明らかにした先行研究は無いのが現状である。

そこで、本研究の目的は、筋骨格モデルを用いて順動力学的シミュレーションを行い、クラウチングスタートからの 1 歩目支持期について、腓腹筋とヒラメ筋が生成した足関節底屈トルクおよび筋の収縮状態を明らかにすることとする。

II 方 法

本研究では、被験者が行ったクラウチングスタートからの 1 歩目支持期の動作を再現するようにシミュレーションを行うため、実験を行い、クラウチングスタートからの全力疾走中の身体分析点

Fig. 1 Diagram of the musculoskeletal model

の座標データと1歩目支持期の地面反力データを収集した。次に、順動力学的シミュレーションを行うための筋骨格モデルを構築し (Fig.1), 計測した1歩目支持期の動作を再現するための神経系から筋への刺激入力をも最適化計算により探索した。このように、筋骨格モデルを用いて被験者の動作を順動力学的にシミュレートすることで、1歩目支持期中におけるヒラメ筋と腓腹筋が生成した足関節底屈トルクと筋の収縮状態を明らかにすることができる。

Fig.1の筋骨格モデルは、左右における前足部、後足部、下腿、大腿および体幹を剛体リンクとして骨格をモデリングし、左右各9つの筋 (殿筋群、腸腰筋、ハムストリングス、大腿直筋、大腿二頭筋短頭、広筋群、ヒラメ筋、前脛骨筋、腓腹筋) を有している。なお、このモデルは、2次元 (矢状面) のシミュレーションを行うためのモデルである。

1. 走動作データの収集

1.1 実験およびデータ処理

被験者は、陸上競技の短距離走を専門としている男性競技者3名 (被験者A, 身長: 1.77 m, 身体質量: 68.2 kg, 100 m 走ベスト記録: 11.43 sec; 被験者B, 身長: 1.65 m, 身体質量: 72.0 kg, 100 m 走ベスト記録: 10.82 sec; 被験者C, 身長: 1.60 m, 身体質量: 61.0 kg, 100 m 走ベスト記録: 10.48 sec) 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、書面にて協力への同意を得た。

実験試技はクラウチングスタートからの10 m

の全力疾走とした。なお、被験者は陸上競技用のスパイクシューズを着用した状態で実験試技を行っている。また、埋設したフォースプラットフォーム (Kistler 社製, 9281 A, 9281 B, 9287 B, 9287 C, 1000 Hz) を用いて、1歩目支持期の地面反力を測定した。同時に、Nagahara et al. (2014) を参考に身体分析点47点に反射マーカを貼付し、マーカ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。なお、足部については、スパイクシューズに反射マーカを貼付している。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軸の外積で得られるベクトルをx軸とした。測定した身体分析点の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 (8.0 Hz-15.0 Hz) を決定し、5次のスプライン関数を用いて平滑化処理を行った (Woltring, 1986)。また、1歩目支持期について、地面反力の鉛直成分が20 Nを超えた時点を接地、20 Nより小さくなった時点を離地と定義した。

1.2 関節中心の座標値の再計算

本研究では、計測した1歩目支持期の動作を再現するための神経系から筋への刺激入力をも最適化計算により探索するが、その際の目的関数は、シミュレーションおよび計測データについての関節角度、関節角速度などを用いて算出する。また、本研究でシミュレートされる動作は各身体部分の長さが一定であるが (Fig.1), 計測データから算出される身体部分長は、皮膚の揺動などが原因で時々刻々と変化する。そのため、身体部分長が変化するデータから算出される関節角度、関節角速度を目的関数の計算に用いた場合、最適化計算により得られたシミュレーションの動作と計測した動作を比べると、各身体部分の向きは類似するが、重心の位置が異なる可能性がある。特に、地面に接地している足部からより離れている体幹セグメントの重心の位置は、シミュレーションの動作と計測した動作で大きく異なる可能性が高い。そこで、Lu and O'Connor (1999) が提案した手法を

用いて、身体部分長が変化しない走動作の座標値を再計算し、その座標値から算出される関節角度および関節角速度を最適化計算の目的関数の計算に用いた。まず、解剖学的正位（以下「static 試技」と略す）で、身体分析点に貼付した47個のマーカーの座標値を計測し、身体部分の長さを算出した。なお、足関節中心、膝関節中心、体幹セグメントの端点の位置は Nagahara et al., (2014) を参考に、股関節中心の位置は Gamage and Lasenby (2002) を参考にして算出し、MP (metatarsal-phalangeal) 関節中心は第一中足骨骨頭と第五中足骨骨頭の midpoint とした。身体部分長が分かることで、矢状面上における各関節の関節中心の座標値は、関節角度の関数で表すことができる。そこで、矢状面上について、身体部分長と関節角度から算出される関節中心の座標値、動作計測データから算出される関節中心の座標値、この2つの座標値の差の二乗和が最小になる関節角度をコマ毎に探索することで身体部分長が変化しない動作データを算出した。

2. 筋骨格シミュレーションモデルについて

2.1 身体部分の慣性パラメータ

Fig.1 に示したリンクモデルを順動力学的にシミュレートするためには系の運動方程式を解かなければならない。また、運動方程式の導出には、各身体部分の質量、慣性モーメントなどの慣性パラメータの値が必要となる。そこで本研究では、横澤ほか (2016) が提案した男性短距離走者についての身体部分慣性係数を用いて慣性パラメータを算出した。ただし、前足部、後足部および体幹セグメントの慣性パラメータについては、static 試技で収集した身体分析点の座標値と横澤ほか (2016) の足部、上胴および下胴の慣性パラメータを用いて算出した^{注1)}。

2.2 剛体リンクの運動方程式について

各セグメントに作用している力とトルクなどの動力学的な変数と各セグメントの角加速度と重心の加速度などの運動学的な変数の関係は、仮想パワースの原理より式 (1) で表すことができる (田島、

2006)。

$$A_1^T(F - MA_2\dot{\Omega}^2 - MA_1\dot{\Omega}) + A_3^T(N - A_3J\dot{\Omega}) = O_{30 \times 1} \quad (1)$$

ここで、 A_1 、 A_2 および A_3 は、身体の姿勢で決定する係数行列であり、 F および N は、各セグメントに作用している力とトルクを示している。 M および J は各セグメントの質量と慣性モーメントをまとめた対角行列、 Ω は独立な一般化速度ベクトル (体幹セグメントの重心速度、各セグメントの角速度) である。式 (1) から独立な一般化加速度ベクトル $\dot{\Omega}$ (体幹セグメントの重心加速度、各セグメントの角加速度) についての連立一次方程式を解き、数値積分することで順動力学的シミュレーションが可能となる。つまり、1 コマ目の独立な一般化ベクトル (体幹セグメントの重心位置、各セグメントの角度) と一般化速度ベクトル、各コマの関節トルクおよび身体部分に作用している並進の力が既知であれば Fig.1 のリンクモデルをシミュレートできる。なお、本研究では、4 次のルンゲークッタ法、時間間隔は 0.0001 sec で数値積分を行った。

本研究の筋骨格モデルには上肢が含まれていない。そこで、動作中の腕振りなどの影響を考慮するため、実験で測定したデータから逆力学計算を用いて、左右の肩関節および頭部と体幹を結ぶ関節についての関節トルクおよび関節力を算出し (Winter, 2009)、体幹セグメントに作用している回転および並進作用として運動方程式に入力した。

ヒトの関節は、関節角度が可動域付近になるとその可動域を超えないように受動的な関節トルクが発生する。そこで、ある時刻の受動的な関節トルクを、その時刻の関節角度と関節角速度を用いて算出し (Amankwah et al., 2004; Miller, 2011; Riener and Edrich, 1999)、運動方程式に入力した^{注2)}。なお、各関節角度の定義について、関節を構成する2つのセグメント (股関節は体幹と大腿、膝関節は大腿と下腿、足関節は下腿と後足部、MP 関節は後足部と前足部) がなす角度とし、伸展および底屈がプラス、屈曲および背屈がマイナスになるようにした。また、前足部の地面への接

触状態は Miller et al. (2012) が用いた式により表し、算出された並進の力を前足部に入力した^{注3)}。

足関節底屈一背屈軸まわり、膝関節屈曲一伸展軸まわりの関節トルクについて、シミュレートした動作の値と計測した動作の値を比較するために、逆動力学計算により支持脚の関節トルクを算出した (Winter, 2009)。

2.3 筋モデル

本研究では、身体運動の駆動源となる筋を Hill-type の筋モデルとしてモデリングした (Fig.3)。各筋の特性を表す定数については Table 1 に示し、収縮要素 (以下「CE」と略す) の至適長 (以下「 L_{opt} 」と略す)、CE の羽状角 (α)、直列弾性要素 (以下「SEE」と略す) の自然長 (以下「 L_{slack} 」と略す)、MTC の経由点は筋骨格モデリングソフトウェア OpenSim に含まれている筋骨格モデル (3DGaitModel2392) の値を用いた。また、各筋の最大張力 (以下「 F_{max} 」と略す) は、OpenSim のモデルを参考にし、かつ、事前に順動力学的シミュレーションを行い、1歩目支持期の動作を再現するために必要な関節トルクを発揮できる値とした。具体的には、全ての筋について OpenSim のモデルの最大筋力の 5 倍の値としている。SEE の長さ一張力関係、CE の長さ一張力関係および CE の収縮速度一張力関係、並列弾性要素 (以下

「PE」と略す) の長さ一張力関係は、Fig. 2 に示したとおりである。なお、各筋の最大収縮速度 (以下「 V_{max} 」と略す) について、腓腹筋は $12.35 L_{opt}/s$ 、ヒラメ筋は $8.15 L_{opt}/s$ とし、それ以外の筋については $10.25 L_{opt}/s$ に設定した^{注4)}。また、各筋の SEE の弾性について、腓腹筋は 1307 N、ヒラメ筋は 1693 N の張力が作用した時に、SEE が 7% 歪むようにし^{注5)}、それ以外の筋については F_{max} と同じ大きさの張力が作用した時に SEE が 4% 歪むようにモデリングを行った。

本研究では、Delp (1990) と同様に、MTC の長さ (以下「MTC 長」と略す) と CE の活性度から、筋張力、SEE の長さ (以下「SEE 長」と略す)、CE の長さ (以下「CE 長」と略す) および CE の伸長 - 短縮速度を算出し、筋張力とモーメントアーム長から各筋が生成した関節トルクを算出した。そこで、MTC 長は各経由点の線分の長さとし、式 (2) を用いて算出した (Fig. 4)。

$$\ell_{MTC} = \sum_{i=1}^{n-1} |P_{i+1} - P_i| \quad (2)$$

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。つまり、Fig. 4 の場合では、 $n = 4$ となる。また、モーメントアーム長は異なる身体部分に設定した座標系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

Table 1 Muscle model parameter

muscle	F_{max} (N)	L_{opt} (m)	L_{slack} (m)	α (deg)	V_{max} (L_{opt})
Iliopsoas	10930	0.100	0.100	7	10.25
Glutei	9720	0.147	0.127	0	10.25
Vasti	22650	0.084	0.157	5	10.25
Biceps femoris (short head)	4020	0.173	0.089	23	10.25
Rectus femoris	5845	0.114	0.310	5	10.25
Hamstrings	12970	0.109	0.326	0	10.25
Tibialis anterior	4525	0.098	0.223	5	10.25
Soleus	17745	0.050	0.250	25	8.15
Gastrocnemius	13705	0.060	0.390	17	12.35

F_{max} = maximum isometric force; L_{opt} = optimal contractile element length;

L_{slack} = slack length of series elastic element; α = pennate angle of contractile element;

V_{max} = maximum contractile velocity

Fig. 2 Property of CE and SEE

Fig. 3 Muscle model

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

心までの距離とした (Delp and Loan, 1995). つまり, Fig. 4 の場合 p_2^{distal} $p_3^{proximal}$ 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. そして, 算出された各筋による関節トルクを式 (1) の運動方程式に代入することで筋を駆動源とする順動力学的シミュレーションが可能となる. なお, 動作中における MTC 長の時系列データを数値微分することで MTC の伸長 - 短縮速度を算出した.

2.4 活性ダイナミクスについて

CE の活性度と神経系からの刺激入力の関係は, He et al. (1991) が提案した一次の微分方程式を用いた. また, 興奮の時定数と脱興奮の時定数は, それぞれ 0.10, 0.30 とした (Thelen et al., 2005).

Fig. 5 Pattern of excitation and activation

He et al. (1991) の式を用いることで, 初期の CE の活性度と CE への刺激入力の時系列データが既知であれば, CE の活性度の時系列データを算出できる. そこで, CE への刺激入力の時系列データを算出するために, まず, Fig. 5 に示したように, 1 歩目の支持期について, 各局面の時間が同じになるように 5 つの局面に分け, それらの局面を時間が早い順に第 1 局面から第 5 局面までとした. 次に, 局面が変わる時点 (節点) の刺激入力の値を決定し, 各局面の開始時点と終了時点の値から, 局面ごとに時間についての 1 次関数を求め, 刺激入力の時系列データを算出した (Fig. 5). なお, 初期 (節点 1) の CE の活性度および各筋の節点における刺激入力の値は後述する最適化計算により探索する.

3. 最適化計算

筋骨格モデルを構築することで, 初期の CE の活性度と CE への刺激入力の時系列データが既知であれば, 順動力学的シミュレーションが可能となり, 動作中に筋が生成した関節トルクや CE 長などを算出できる. 本研究の目的は, 1 歩目支持

期の足関節底屈筋群が生成した関節トルクの大きさや収縮状態を明らかにすることであり、そのためには、実験で収集した動作を再現できるCEへの刺激入力などの制御変数を探索する必要がある。そこで、Neptune et al. (2000) が用いた tracking approach を参考にして、式 (3) の目的関数を最小にする制御変数の組み合わせを探索した。探索する制御変数は、各筋について、初期（節点1）のCEの活性度、各節点のCEへの刺激入力およびMP関節の弾性係数（以下「 K_{MP} 」と略す）である。また、CEの活性度とCEへの刺激入力は0から1までの値を取り、 k_{MP} の探索範囲は50 Nm/θ から250 Nm/θ までとした。なお、動力学的なシミュレーションを行うためには、初期の独立な一般化ベクトルおよび一般化速度ベクトルの値が必要であり、本研究では、実験で収集した動作の1歩目接地時の値を用いている。

$$J = \sum_{i=1}^{18} \left(\frac{X_{i,nFr}^{exp} - X_{i,nFr}^{sim}}{SD_i} \right)^2 + \frac{\sum_{j=1}^{nFr} \sum_{i=1}^{18} \left(\frac{X_{ij}^{exp} - X_{ij}^{sim}}{SD_i} \right)^2 + \sum_{j=1}^{nFr} \sum_{k=1}^{18} (q_{k,j})^3}{nFr} \quad (3)$$

ここで、 nFr はシミュレーションを行うコマ数である。 $X_{i,j}^{exp}$ および $X_{i,j}^{sim}$ は、後述する関節角度などの数値データ i の j コマ目における実験で収集した動作データおよびシミュレーションデータの値をそれぞれ示しており、 $X_{i,nFr}^{exp}$ 、 $X_{i,nFr}^{sim}$ は、最後のコマの数値データの値である。 SD_i は、数値データ i の1歩目支持期中における標準偏差である。なお、数値データの具体的な項目については、遊脚のMP関節を除いた各関節の角度および角速度、地面反力の推進成分と鉛直成分、遊脚のMP関節中心の座標値と速度である。また、 $q_{k,j}$ は、筋のコマ目のCEの活性度である。本研究では、目的関数を最小にする制御変数を探索するために遺伝的アルゴリズムを用いた（Genetic Algorithm 法、以下「GA法」と略す）。GA法は、自然淘汰、交叉、突然変異などの操作を用いて新しい個体を作成し、最適解を高速に発見する手法である（長尾, 2000）。ただし、GA法を行った結果、実際の動作とは、大きく異なる動作を最適解として探索してしまう可能性がある。そこで、そのような局所解に陥る可能性を小さくするために、5段階

に分けてGA法を行った。

第1段階では、上述の制御変数のうち、各筋についての初期のCEの活性度および節点1と2の刺激入力、MP関節の弾性係数を探索し、第1局面までの最適化計算を行う（Fig. 5）。第2段階では、第1段階で探索した制御変数に加え、節点3の刺激入力も探索し、第2局面までの最適化計算を行う。ただし、初期のCEの活性度、節点1および2の刺激入力については第1段階で探索した値から±0.2を探索範囲とした。このような手順を第5段階まで行った。本研究で行ったGA法では、個体数を1500個、交叉率95%、突然変異5%、目的関数が最小であった個体については次の世代に残るようにし、収束条件は特に設定せず、各段階で150世代の最適化計算を行った。

4. データの規格化

本研究で示す支持期の時系列データは、0—100%で規格化を行った。また、関節トルクおよび地面反力の値は被験者の体重で規格化した。なお、CEの長さは L_{opt} 、SEEの長さは L_{slack} で規格化し、MTCの長さについては、 L_{opt} と L_{slack} の和をMTCの自然長（以下「 L_{rest} 」と略す）とし、その長さで規格化した。また、CEとMTCの伸長—短縮速度についても L_{opt} と L_{rest} でそれぞれ規格化した。

III 結果

1歩目の接地および離地時点における身体重心速度の進行方向成分は、被験者Aは3.10 m/s、4.32 m/s、被験者Bは3.38 m/s、4.37 m/s、被験者Cは3.48 m/s、4.64 m/sであった。

支持脚の3関節角度、地面反力について、シミュレートしたデータと実験で測定したデータ（以下「実測値」と略す）の変化パターンは類似していた（Fig. 6）。また、関節トルクについて、シミュレーションの値は実測値と同様、足関節では底屈トルク、膝関節では伸展トルクを主に発揮する波形を示していた（Fig. 6）。

受動的な足関節底屈トルクは、足関節角度が最

Fig. 6 The pattern of joint angles, ground reaction forces (GRF) and joint torque about experimental data and simulation

Fig. 7 The pattern of ankle joint torque around plantar - dorsal flexion axis

も背屈する時点で最大値を示し (Fig. 7-a), ヒラメ筋および腓腹筋は、支持期中を通して、足関節底屈トルクを生成していた (Fig. 7-b)。また、2つの筋が生成した足関節底屈トルクを比較すると、接地から支持期中間あたりまではヒラメ筋の方が大きい、規格化時間 70% あたりからヒラメ筋による足関節底屈トルクは低下していき、規格化時間 80% 以降では、腓腹筋による足関節底屈トルクの方が大きかった (Fig. 7-b)。

Fig. 8 Normalized length change of muscle-tendon complex (MTC), contractile element (CE) and series elastic element (SEE) about soleus and gastrocnemius during support phase

Fig. 9 Lengthening-shortening velocity of muscle-tendon complex (MTC), contractile element (CE) about soleus and gastrocnemius during support phase

Fig.8は、ヒラメ筋および腓腹筋について、MTC長、CE長およびSEE長の平均変化パターンを示している。ヒラメ筋のMTCは、接地から規格化時間50%あたりまで伸長し、それ以降では短縮する変化パターンを示した (Fig. 8-a1)。また、ヒラメ筋のCEは接地から離地まで短縮し、SEEは接地からヒラメ筋による足関節底屈トルクが最大となる時点 (規格化時間70%あたり)まで伸長し、その後、短縮する変化パターンであった (Fig. 8-a2)。腓腹筋のMTCは、接地から規格化時間60%あたりまで伸長し、その後、短縮する変化パターンを示した (Fig. 8-b1)。CEは、規格化時間20%から40%あたりで伸長し、それ以外の時点では短縮していた (Fig. 8-b2)。また、SEEは、接地から規格化時間20%、規格化時間50%か75%の時点において伸長し、それ以外の時点では短縮していた (Fig. 8-b2)。各時刻における2つの筋のCE長を比べると、支持期中を通して、ヒラメ筋は、腓腹筋よりも至適長に近かつ

た (Fig. 8-a2, -b2)。

Fig.9は、ヒラメ筋と腓腹筋について、MTC、CEの伸長-短縮速度の平均変化パターンを示している。ヒラメ筋MTCの短縮速度は、規格化時間80%あたりで最大になった (Fig. 9-a1)。また、規格化時間80%から離地までの間において、ヒラメ筋のCEの短縮速度 (収縮速度) は最大収縮速度に近い値であった (Fig. 9-a2)。腓腹筋MTCの短縮速度は、規格化時間80%あたりで最大になり、ヒラメ筋よりも短縮速度は小さかった (Fig. 9-a1)。また、規格化時間80%から離地までにおける腓腹筋CEの短縮速度は、ヒラメ筋よりも小さかった (Fig. 9-a2)。

IV 考察

本研究の目的は、クラウチングスタートからの1歩目支持期について、腓腹筋とヒラメ筋が生じた足関節底屈トルクおよび収縮状態を明らか

にすることであり、その目的を達成するために筋骨格モデルを用いて、1歩目支持期の動作を順動力学的にシミュレートした。下肢3関節角度および地面反力について、シミュレートした動作の変化パターンと実測値の変化パターンは概ね一致しており (Fig. 6)、各時刻における実測値とシミュレートした値の差についても、矢状面上における走動作をシミュレートした先行研究 (Miller et al., 2012) と同程度であった。また、正味の関節トルクについて、シミュレーションの値は実測値と同様、足関節では底屈トルク、膝関節では伸展トルクを主に発揮する波形を示していた (Fig. 6)。これらのことから、本研究で行った最適化計算により、クラウチングスタートからの1歩目支持期の動作が再現可能であることを確認できた。そこで、以下では、シミュレーションにより得られた腓腹筋およびヒラメ筋による足関節トルク、収縮状態についての結果の原因について考察していく。

1. ヒラメ筋と腓腹筋が生成した足関節トルクについて

1歩目支持期において、ヒラメ筋による足関節底屈トルクは、規格化時間70%あたりで最大値となり、その後の値の低下が腓腹筋よりも大きかった (Fig. 7-b)。一方、腓腹筋による足関節底屈トルクは、規格化時間75%あたりで最大値となり、規格化時間80%以降では、ヒラメ筋による足関節底屈トルクよりも大きかった (Fig. 7-b)。クラウチングスタートから2歩目支持期の筋活動を筋電図により測定した Jacobs and Ingen Schenau (1992) は、接地後の筋活動の増加率は腓腹筋よりヒラメ筋の方が高いこと、筋活動が最大になった後の低下率もヒラメ筋の方が大きいことを示している。このようなパターンは、本研究における2つの筋が生成した足関節底屈トルクのパターンと近いと思われる。

接地から規格化時間70%において、2つの筋による足関節底屈トルクの大きさを比べると、ヒラメ筋の方が大きかった (Fig. 7-b)。それぞれの筋の走行について、ヒラメ筋は単関節筋であるため足関節底屈作用のみを持っているが、腓腹筋は

足関節と膝関節をまたぐ二関節筋であるため、足関節底屈作用だけでなく膝関節屈曲作用も持っている。また、1歩目支持期では、膝関節は主に伸展トルクを発揮し、支持期中間あたりで最大となり (Bezodis et al., 2014; Debaere et al., 2013)、本研究のシミュレーションでも同様のパターンであった (Fig. 6-A7, -B7, -C7)。これらのことから、腓腹筋の張力が大きくなると支持期中の正味の膝関節伸展トルクは小さくなるため、接地から規格化時間70%では、腓腹筋による足関節底屈トルクと比べ、ヒラメ筋による足関節底屈トルクが大きかったと考えられる。また、2つの筋のCE長に着目すると、支持期中を通して、ヒラメ筋のCEは腓腹筋と比べ、より至適長に近かった (Fig. 8-a2, -b2)。このことも、接地から規格化時間70%においてヒラメ筋による足関節底屈トルクが大きかった原因の1つと考えられる。

ヒラメ筋による足関節底屈トルクは、最大値になった時点 (規格化時間70%あたり) からの値の低下が腓腹筋よりも大きく、規格化時間80%以降では、腓腹筋による足関節底屈トルクの方が値は大きかった (Fig. 7-b)。ヒトの下肢筋群における筋線維タイプの割合を調べた Edgerton et al. (1975) は、ヒラメ筋の遅筋線維の割合は、腓腹筋よりも高いことを明らかにしている。また、規格化時間70%以降における2つの筋のMTCの短縮速度を比べると、二関節筋である腓腹筋は、膝関節伸展動作の影響により、ヒラメ筋よりもMTCの短縮速度が小さかった (Fig. 9-a1)。これらのことが原因で、規格化時間80%以降では、最大収縮速度に対するCEの収縮速度は、腓腹筋の方が低く、ヒラメ筋の収縮速度については、最大収縮速度に近かった (Fig. 9-a2)。このように、最大収縮速度に対するCEの短縮速度が影響し、規格化時間70%からヒラメ筋による足関節底屈トルクの低下が大きく、規格化時間80%以降では、腓腹筋による足関節底屈トルクがヒラメ筋より大きかったと考えられる。

2. ヒラメ筋の収縮状態について

ヒラメ筋のMTCの長さ変化は、接地から規格

化時間 50% あたりまで伸長し、それ以降では短縮するパターンを示していたが (Fig. 8-a1, Fig. 9-a1), CE の長さ変化は、接地から離地まで短縮し続けていた (Fig. 8-a2, Fig. 9-a2). 超音波組織断層撮影法により、定速度走行 (2.0 m/s, 3.0 m/s, 4.0 m/s, 5.0 m/s) 中におけるヒラメ筋の CE の動態を計測した Lai et al. (2015) は、走速度にかかわらず、CE が支持期中において短縮し続けていることを明らかにしている。このことから、本研究の結果は、ヒラメ筋の CE 長を実測した Lai et al. (2015) の報告と同様の結果であったといえる。

接地から規格化時間 50% において、ヒラメ筋の MTC は伸長していたが、CE は短縮していた (Fig. 8-a1, a2)。また、接地から規格化時間 70% あたりまでヒラメ筋による足関節底屈トルクは増加し (Fig. 7-b), SEE は伸長し続けていた (Fig. 8-a2)。本研究では、ある瞬間における筋張力の算出のために、CE と PE の張力の和についての羽状角の余弦成分と SEE の張力が等しくなる SEE 長を探索している (Delp, 1990; Fig. 3)。つまり、CE と PE の張力の和についての羽状角の余弦成分が増加すると SEE はより伸長することになる。これらのことから、ヒラメ筋の CE は、接地から規格化時間 70% あたりまで足関節底屈トルクを増加させるために (Fig. 7-b), 張力を大きくしていき、その結果、SEE は伸長し続けていたと考えられる (Fig. 8-a2)。また、その SEE の伸長速度に比べ、MTC の伸長速度が小さかったため、接地から規格化時間 50% で CE が短縮していたといえる。

3. 腓腹筋の収縮状態について

腓腹筋の CE は、規格化時間 20% から 40% あたりの時点で伸長し、それ以外の時点では短縮していた (Fig. 8-b2, Fig. 9-a2)。この結果は、2.74 m/s の定速度走行の支持期では腓腹筋の CE が短縮し続けることを示した報告 (Ishikawa et al., 2007) とは、異なるものである。クラウチングスタートからの全力疾走について、1 歩目から 3 歩目の支持脚膝関節は、接地から伸展動作を行うが、4 歩目以降では、膝関節は屈曲し、その後、伸展動作を行うことが明らかになっている (Nagahara

et al., 2014)。また、定速度走行中では、走速度にかかわらず、支持期を 0—100% とした場合、規格化時間 40% あたりまで支持脚膝関節は屈曲し、その後、伸展する (Novacheck et al., 1998)。膝関節の伸展動作は、腓腹筋の MTC 長を伸長させ、MTC 長は CE 長に羽状角の余弦で乗じた値と SEE 長の和である。これらのことから、クラウチングスタートからの 1 歩目支持期では、Ishikawa et al. (2007) の報告と異なり、規格化時間 20% から 40% あたりにおいて CE が伸長したと考えられる。

4. 今後の課題について

クラウチングスタートからの全力疾走では、走速度が増加するに従い、支持脚膝関節の動作の特徴が変化するだけではなく、接地時間が短くなり、平均地面反力の鉛直成分が増加していく (Nagahara et al., 2018)。走動作における支持期中の地面反力は、足関節底屈筋群によって主に生成されていることから (Koike and Nagai, 2015)、走速度の増加に伴い、足関節底屈トルクの大きさにも変化が現れると予想される。正味の足関節底屈トルクの大きさは、ヒラメ筋および腓腹筋の CE の張力の大きさに影響を受けており、CE の張力が変化すると SEE 長にも変化がみられる。そのため、歩数毎に腓腹筋およびヒラメ筋の CE や SEE の動態が変化していく可能性が高い。したがって、本研究では 1 歩目に着目して分析を行ったが、今後は、加速疾走全体を通して CE の動態の変化を検討していく必要があるだろう。

V まとめ

本研究の目的は、クラウチングスタートからの 1 歩目支持期について、腓腹筋とヒラメ筋が生成した足関節底屈トルクおよび筋の収縮状態を明らかにすることであった。筋骨格モデルを用いた推定により、得られた結果をまとめると以下になる。

- ① ヒラメ筋による足関節底屈トルクは、規格化時間 70% あたりで最大値となり、その後、

値の低下が大きかった。

②腓腹筋による足関節底屈トルクは、規格化時間 75% あたりで最大値となり、離地直前（規格化時間 80% 以降）では、ヒラメ筋による足関節底屈トルクよりも値が大きかった。

③ヒラメ筋の CE は、支持期中を通して短縮していた。

④腓腹筋の CE は、規格化時間 20% から 40% までの間で伸長し、それ以外の時点では短縮していた。

本研究の結果から、1 歩目支持期について、ヒラメ筋は支持期中を通して短縮性収縮、腓腹筋は規格化時間 20% から 40% までの間で伸張性収縮、それ以外の時点では短縮性収縮をしていることが推測される。また、2 つの筋が生成した足関節底屈トルクのパターンや大きさについても異なっている可能性がある。

今後、筋骨格モデルを用いてリバウンドジャンプなどのような短距離走者がトレーニングとして行っている運動中の足関節底屈筋群の張力や収縮状態を調べ、どのような動作が 1 歩目支持期と同様の筋張力や収縮状態を示すのかを見出すことで、加速能力向上を目的としたトレーニングとして有効な動作が明らかとなってくるだろう。

注

注 1) 足部と後足部の慣性パラメータを求めるにあたり、まず、前足部と後足部の質量を算出するために、それぞれの体積を次のように求めた (Fig. 10)。前足部については、第一中足骨頭 (以下「P1」と略す) から第五中足骨頭 (以下「P2」と略す) へ向かう方向の単位ベクトルを x 軸、MP 関節中心からつま先へ向

かうベクトルをサポートベクトル、x 軸とサポートベクトルの外積で得られる方向の単位ベクトルを z 軸、z 軸と x 軸の外積で得られる方向の単位ベクトルを y 軸とし、原点を P1 とする前足部座標系を設定した。そして、足関節中心 (外果と内果の中点) とつま先を結ぶ線分と前足部座標系の xz 平面の交点 (以下「P3」と略す) の座標値を算出した。次に、前足部座標系において、x 座標が P1 と同じ、y 座標がゼロ、z 座標が P3 と同じ点 (以下「P4」と略す)、x 座標が P2 と同じ、y 座標がゼロ、z 座標が P3 と同じ点 (以下「P5」と略す) を求め、P1、P2、P4、P5 の 4 点を底面、つま先を頭長点とする四角錐の体積を前足部の体積とした (Fig. 10-a)。後足部の体積については、まず、P4、P5、足関節中心の 3 点から成る平面上における外果および内果との距離が最短となる点を求める (外果から最短となる点については P6、内果から最短となる点については P7 とする)。そして、P1、P2、P4、P5 の 4 点を底面、踵を頭長点とする四角錐と P4、P5、P6、P7 の 4 点を底面、踵を頭長点とする四角錐の体積の和を後足部の体積とした (Fig. 10-b)。そして、横澤ほか (2016) が提案したモデルを用いて算出した足部の質量と上述した方法で求めた体積の比率を基に、前足部と後足部の質量を算出した。また、重心位置については、前足部と後足部の体積の重心を求め、前足部については MP 関節中心とつま先を結ぶ直線上における体積の重心との距離が最短となる点を前足部の重心位置とした。後足部については、MP 関節中心と踵を結ぶ直線上における後足部の体積の重心との距離が最短となる点を後足部の重心位置とした。また、前足部の左右軸まわりの慣性モーメントについては、横澤ほか (2016) が提案した足部の回転半径比、MP 関節中心からつま先までの長さ、前足部の質量から算出し、後足部については、足部の回転半径比、MP 関節中心から踵までの長さ、後足部の質量から算出した。また、体幹セグメントの慣性パラメータについては、横澤ほか (2016) のモデルの上胴と下胴について、質量の和と合成重心位置をそれぞれ体幹セグメントの質量と重

Fig. 10 Volume of foot segment

心位置とした。また、体幹セグメントの重心まわりの慣性モーメントは平行軸の定理を用いて算出した。

注2) 受動的なトルクは、関節角度と関節トルクの関係(回転の弾性要素)、関節角速度と関節トルクの関係(回転の粘性要素)を用いて表した。弾性要素については Riener and Edrich (1999) が提案した式 (4) を用いた。

$$M_{Ela} = \exp\left(k_1 + k_2\left(\frac{\pi}{2} + \theta_{ankle}\right) + k_3(\pi - \theta_{knee}) + k_4(\pi - \theta_{hip})\right) \\ - \exp\left(k_5 + k_6\left(\frac{\pi}{2} + \theta_{ankle}\right) + k_7(\pi - \theta_{knee}) + k_8(\pi - \theta_{hip})\right) - k_9 \quad (4)$$

ここで、 M_{Ela} は受動的な関節トルクの弾性要素成分、 θ は本研究で定義した関節角度、 k は係数であり、それぞれの関節についての値は Table 2 に示している。また、膝関節については、伸展位における受動トルクの増加が大きいため、式 (5) によるトルクも追加する。

$$M_{Knee_Add} = \exp(2.220 - 8.5944(\pi - \theta_{knee})) \quad (5)$$

ここで、 M_{knee_Add} は、追加の膝関節トルクであり、膝関節についての M_{Ela} にその値を加えることで、受動的な膝関節トルクの弾性要素成分を求めることができる。また、粘性要素は Amankwah et al. (2004) が提案した式 (6) を用いた。

$$M_{Vis} = -sgn(\dot{\theta})(b|\dot{\theta}|)^n \quad (6)$$

ここで、 M_{Vis} は、受動的な関節トルクの粘性要素成分、 $\dot{\theta}$ は関節角速度である。また、 b と n は係数であり、 b については股関節が 4.600、膝関節が 0.710、足関節が 0.100、 n については股関節が 0.200、膝関節が 0.089、足関節が 0.099 とした。なお、MP 関節の受動的なトルクについては、走動作の順動力学的シミュレーションを行った Miller (2011) が用いた方法を参考にして、粘性要素は b と n を 1.0 とし、弾性要素は、式 (7) を用いた。

$$M_{MP} = -k_{MP}\theta_{MP} \quad (7)$$

ここで、 M_{MP} は MP 関節についての受動的な関節トルクの弾性要素成分、 θ_{MP} は MP 関節角度である。また、 k_{MP} は弾性係数であり、最適化計算の変数として、その値を探索した。

注3) 足部の地面への接触状態は式 (8) および (9) を用いて表した (Miller et al., 2012)。

$$F_z = -A_{gc}|z_{gc}|^3 \exp(B_{gc}\dot{z}_{gc}) \quad (8)$$

$$F_y = -\mu F_z \tanh(\dot{y}_{gc}/\gamma) \quad (9)$$

ただし

$$A_{gc} = 2.5 \times 10^8 Nm^{-3}$$

$$B_{gc} = -0.85 Nsm^{-1}$$

$$\mu = 1.5$$

$$\gamma = 0.1 ms^{-1}$$

ここで、 F_z と F_y は地面反力の鉛直および前後成分を示しており、 A_{gc} 、 B_{gc} 、 μ および γ は、地面反力を決定するための係数である。 Z_{gc} は接地脚のつま先、または MP 関節中心の座標値の鉛直成分、 y_{gc} は前後成分を示している。なお、 μ は摩擦についての係数であり、その値は、先行研究では 0.8 であったが、本研究の被験者はスパイクシューズを着用した状態で試技を行っており、離地直前で地面反力の進行方向成分が鉛直成分より大きくなる。そこで、 μ の値を 1.5 とした。また、 Z_{gc} の値が正の場合は、前足部と地面とは接触していないため、 F_z と F_y はゼロとなる。

注4) 腓腹筋とヒラメ筋の V_{max} は以下のように決定した。

まず、猫の生体内におけるヒラメ筋と腓腹筋の V_{max} を測定した研究 (Spector et al., 1980)、猫のヒラメ筋と腓腹筋における遅筋線維と速筋線維の割合を測定した研究 (Ariano et al., 1973) の結果から、遅筋線維と速筋線維の V_{max} をそれぞれ $5.0 L_{opt}/s$ と $15.5 L_{opt}/s$ とした。次に、ヒトのヒラメ筋と腓腹筋を含む下肢筋群の筋線維タイプの割合を測定した研究から (Harber and Trappe., 2008; Trappe et al., 2015)、ヒラメ筋について、遅筋線維の割合を 80%、速筋線維の割合を 20% とし、 V_{max} を $8.15 L_{opt}/s$ と設定した。また、腓腹筋では、遅筋線維の割合を 30%、速筋線維の割合を 70% とし、 V_{max} を $12.35 L_{opt}/s$ とした。なお、それ以外の筋については、遅筋線維と速筋線維の割合を 50% とし、 V_{max} を $10.25 L_{opt}/s$ と設定した。

注5) 腓腹筋とヒラメ筋における SEE の弾性は以下のように決定した。まず、Bohm et al. (2015) は、ヒトの等尺性最大随意収縮中におけるアキレス腱の歪みを測定し、 $7.1 \pm 1.4\%$ であったと報告している。また、Kubo et al. (2011) は、男性短距離走者の等尺性最大

Table 2 Coefficient of passive elastic joint torque

	k1	k2	k3	k4	k5	k6	k7	k8	k9
Hip	1.4655	0	-0.1948	-4.2972	1.3403	0	-1.2949	1.7475	8.0720
Knee	1.8000	-2.6356	-2.0168	1.2433	-3.9710	-0.0229	2.8361	-0.7334	-4.8020
Ankle	2.1016	-4.8300	-1.0084	0	-7.9763	11.1669	-0.0458	0	-1.7920

随意収縮中における足関節底屈トルクは 146.7 ± 18.3 Nm であったと報告し、Hashizume et al. (2014) は、アキレス腱のモーメントアーム長は 52.5 ± 6.8 mm であったと報告している。そこで、アキレス腱に対して 3000 N の張力が作用すると 7% 歪むようにモデリングを行いたい、本研究で用いる筋骨格モデルでは、腓腹筋とヒラメ筋の SEE は互いに独立したものである。そこで、Lai et al. (2014) の先行研究のように、それぞれの最大張力の比率を基に、腓腹筋については 1307 N、ヒラメ筋については 1693 N の張力が作用したときに、それぞれの SEE が 7% 歪むように SEE の弾性を設定した。

文 献

- Amankwah, K., Triolo, R.J., and Kirsch, R. (2004) Effects of spinal cord injury on lower-limb passive joint moments revealed through a nonlinear viscoelastic model. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41(1): 15-32.
- 天野秀哉 (2012) 100 m 走の疾走速度変化と局面構造によるレース分析. 宮下憲編, スプリント&ハードル. 陸上競技社, pp.41-46.
- Ariano, M.A., Armstrong, R.B., and Edgerton, V.R. (1973) Hindlimb muscle fiber populations of five mammals. *The Journal of Histochemistry and Cytochemistry*, 21(1): 51-55.
- Bezodis, N.E., Salo, A.I.T., and Trewartha, G. (2014) Lower limb joint kinetics during the first stance phase in athletics sprinting: three elite athlete case studies. *Journal of Sports Sciences*, 32(8): 738-746.
- Bohm, S., Mersmann, F., Marzilger, R., Schroll, A., and Arampatzis, A. (2015) Asymmetry of Achilles tendon mechanical and morphological properties between both legs. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 25(1): e124-e132.
- Debaere, S., Delecluse, C., Aerenhouts, D., Hagman, F., and Jonkers, I. (2013) From block clearance to sprint running: Characteristics underlying an effective transition. *Journal of Sports Sciences*, 31(2): 137-149.
- Delp, S.L. (1990) Surgery simulation: a computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb. Dissertation, Stanford.
- Delp, S.L. and Loan, J.P. (1995) A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures. *Computers in Biology and Medicine*, 25(1): 21-34.
- Edgerton, V.R., Smith, J.L., and Simpson, D.R. (1975) Muscle fibre type populations of human leg muscles. *The Histochemical Journal*, 7(3): 259-266.
- Gamage, S.S.H.U. and Lasenby, J. (2002) New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *Journal of Biomechanics*, 35(1): 87-93.
- Harber, M. and Trappe, S. (2008) Single muscle fiber contractile properties of young competitive distance runners. *Journal of Applied Physiology*, 105(2): 629-636.
- Hashizume, S., Iwanuma, S., Akagi, R., Kanchisa, H., Kawakami, Y., and Yanai, T. (2014) The contraction-induced increase in Achilles tendon moment arm: A three-dimensional study. *Journal of Biomechanics*, 47(12): 3226-3231.
- He, J., Levine, W.S., and Loeb, G.E. (1991) Feedback gains for correcting small perturbations to standing posture. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 36(3): 322-332.
- Ishikawa, M., Pakaslahti, J., and Komi, P.V. (2007) Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. *Gait and Posture*, 25(3): 380-384.
- Jacobs, R. and Ingen Schenau, G.J. (1992) Intermuscular coordination in a sprint push-off. *Journal of Biomechanics*, 25(9): 953-965.
- 金子公有・淵本隆文・田路秀樹・末井健作 (1981) 人体筋の力・速度・パワー関係に及ぼすトレーニング効果. *体力科学*, 30 (2) : 86-93.
- Koike, S. and Nagai, Y. (2015) Dynamic contribution analysis on the propulsion mechanism of sprinter during initial acceleration phase. *Proceedings of 33rd International Symposium on Biomechanics in Sports* (pp. 1030-1033).
- Kubo, K., Ikebukuro, T., Yata, H., Tomita, M., and Okada, M. (2011) Morphological and mechanical properties of muscle and tendon in highly trained sprinters. *Journal of Applied Biomechanics*, 27(4): 336-344.
- Lai, A., Schache, A.G., Lin, Y.C., and Pandey, M.G. (2014) Tendon elastic strain energy in the human ankle plantarflexors and its role with increased running speed. *The Journal of Experimental Biology*, 217: 3159-3168.
- Lai, A., Lichtwark, G.A., Schache, A.G., Lin, Y.C., Brown, N.A.T., and Pandey, M.G. (2015) In vivo behavior of the human soleus muscle with increasing walking and running speeds. *Journal of Applied Physiology*, 118(10): 1266-1275.
- Lu, T.-W. and O' Connor, J.J. (1999) Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimization with joint constraints. *Journal of Biomechanics*, 32(2): 129.
- 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.
- Miller, R.H. (2011) Optimal control of human running. Dissertation, University of Massachusetts Amherst.
- Miller, R.H., Umberger, B.R., and Caldwell, G.E. (2012) Sensitivity of maximum sprinting speed to characteristic parameters of the muscle force-velocity relationship. *Journal of Biomechanics*, 45(8): 1406-1413.

- Muller, H. (1991) Trends in the men's and women's sprints in the period from 1985 to 1990. *New studies in Athletics*, 6(1): 7-14.
- Nagahara, R., Matsubayashi, T., Matsuo, A., and Zushi K. (2014) Kinematics of transition during human accelerated sprinting. *Biology Open*, 3(8): 689-699.
- Nagahara, R., Mizutani, M., Matsuo, A., Kanehisa, H., and Fukunaga, T. (2018) Association of sprint performance with ground reaction forces during acceleration and maximal speed phases in a single sprint. *Journal of Applied Biomechanics*, 34(2): 104-110.
- 長尾智晴 (2000) 最適化アルゴリズム. 昭和堂, pp.151-167.
- Neptune, R.R., Wright, I.C., and Van Den Bogert, A.J. (2000) A method for numerical simulation of single limb ground contact events: application to heel-toe running. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 3(4): 321-334.
- Novacheck, T.F. (1998) The biomechanics of running. *Gait and Posture*, 7(1): 77-95.
- Riener, R. and Edrich, T. (1999) Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. *Journal of Biomechanics*, 32(5): 539-544.
- Salo, A.I.T., Keranen, T., and Viitasalo, J.T. (2005) Force production in the first four steps of sprint running. *Proceedings of 23rd International Symposium on Biomechanics in Sports* (pp. 313-317).
- Spector, S.A., Gardiner, P.F., Zernicke, R.F., Roy, R.R., and Edgerton, V.R. (1980) Muscle architecture and force-velocity characteristics of cat soleus and medial gastrocnemius: Implication for motor control. *Journal of Neurophysiology*, 44(5): 951-960.
- 田島洋 (2006) 仮想パワーの原理 (Jourdain の原理) を利用する方法. 田島洋編, マルチボディダイナミクスの基礎—3 次元運動方程式の立て方—. 東京電機大学出版局, pp.193-201.
- Thelen, D.G., Chumanov, E.S., Best, T.M., Swanson, S.C., and Heiderscheit, B.C. (2005) Simulation of biceps femoris musculotendon mechanics during the swing phase of sprinting. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(11): 1931-1938.
- Trappe, S., Luden, N., Minchev, K., Raue, U., Jemiolo, B., and Trappe, T.A. (2015) Skeletal muscle signature of a champion sprint runner. *Journal of Applied Physiology*, 118(12): 1460-1466.
- 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.
- Winter, D.A. (2009) *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (4th ed.). John Wiley & Sons, pp.09110, 117- 436 121, 176-199.
- Woltring J.H. (1986) A fortran package for generalized, cross-validatory spline smoothing and differentiation. *Advances in Engineering Software*, 8(2): 104-113.
- 横澤俊治・辻村諒太・窪康之・高橋秀幸・岡田英孝 (2016) 国内一流競技選手の競技別身体部分慣性係数. *Sports Science in Elite Athletes Support*, 8 (1) : 11-27.

(2019 年 11 月 22 日受付)
(2020 年 6 月 23 日受理)

Advance Publication by J-STAGE
Published online 2020/7/10