

陸上短距離選手の100-m スプリントタイムと 外側広筋腱の力学的特性との関係

Relationship between 100-m sprint time and mechanical properties of vastus lateralis tendon in sprinters

小林 海 (早稲田大学大学院スポーツ科学研究科) 光川 真壽 (早稲田大学大学院スポーツ科学研究科)
 矢内 利政 (早稲田大学スポーツ科学学術院) 福永 哲夫 (鹿屋体育大学)
 金久 博昭 (東京大学大学院総合文化研究科) 川上 泰雄 (早稲田大学スポーツ科学学術院)

1 緒言

ランニングやスプリント、ジャンプといった反動動作を伴う身体運動では、筋が一度引き伸ばされる伸張性収縮時に筋腱複合体に蓄積される弾性エネルギーを、短縮性収縮時に再利用することにより、短縮性収縮のみによる運動時よりも高い力学的エネルギーが発揮される(伸張-短縮サイクル運動)(Komi 1992)。筋腱複体内の弾性要素の大部分は腱(外部腱や腱膜)にあり、伸長された腱に弾性エネルギーが蓄積される(Alexander & Bennet-Clark 1977)。ドロップジャンプにおける伸張-短縮サイクル運動では、接地期前半に外側広筋(vastus lateralis: 以下, VL)の腱に蓄積される弾性エネルギー、接地期後半に放出することで短縮時の正のパワーが増加し、最大跳躍高が増加することが報告されている(Finni et al. 2003, Ishikawa et al. 2003, Ishikawa & Komi 2004)。また、シミュレーションにより腱の力学的特性がスクワットジャンプにおける最大跳躍高に及ぼす影響を検討したBobbert(2001)の研究においても、最大等尺性収縮時の下腿三頭筋腱の伸長率を1-10%に変化させたとき、伸長率が高い(腱の伸長性が高い)ほど最大跳躍高は増加することが明らかにされている。さらに、ランニングやスプリントに関する研究においても、走速度の増加(6-7m/s以上)に伴い、伸張-短縮サイクル運動が高まり、発揮される力学的エネルギーが増加することが報告されている(Cavagna et al. 1971, Cavagna 1977)。これらの知見を考慮に入れると、短時間に高いパワー発揮を要求されるスプリント走においては、下肢筋に伸長性の高い腱を有することで大きな弾性エネルギーを蓄積でき、100-m スプリントパフォーマンスには有利にはたらくと推察される。Kubo et al.(2000)によると、スプリンターのVL腱は、スプリントトレーニ

ングを行っていないコントロール群よりも最大随意収縮(以下, MVC)の10-20%の発揮張力に対する腱の伸長性が高く、スプリンターのVL腱の伸長性は、100-m スプリントタイムと有意な負の相関関係にあることが報告されている。また、Stafilidis & Arampatzis (2007)は、優れたスプリンターの方がVL腱の伸長性は高く、100-m スプリントタイムとVL腱の最大伸長との間に有意な負の相関関係があるとしている。しかし、上記の2つの先行研究では、対象とした被検者の100-mタイムは10秒台後半から11秒台であり、10秒台前半のエリート選手を含めた100-mタイムとVL腱の力学的特性との関係は不明である。

そこで本研究は、エリート選手を含めた短距離選手のスプリントタイムとVLの筋腱複合体の力学的特性との関係を調べることを目的とした。

2 方法

2-1 被検者

17名の大学陸上短距離選手(身長: 1.72 ± 0.47 m, 体重: 66.6 ± 5.5 kg, 100m ベストタイム: 10.84 ± 0.45 s [10.02-11.70s])が本研究に参加した。100-m ベストタイムは陸上競技の競技会における100-m 公認記録のうち、最も短かった記録を採用した。各被検者には実験の目的、内容、測定中に起こりうる危険性に関する説明を行った後に、書面による同意を得た。また、本実験は早稲田大学スポーツ科学学術院倫理委員会の承認を得てから行った。

2-2 実験方法

2-2-1 等尺性膝関節筋力測定

等尺性膝関節屈曲・伸展MVCの測定には等尺性膝関節筋力装置(VTK-002, VINE, Japan)を用いた。被検者に

Kai KOBAYASHI (Graduate School of Sport Sciences, Waseda University)

Toshimasa YANAI (Faculty of Sport Sciences, Waseda University)

Hiroaki KANEHISA (Department of Life Sciences (Sports Sciences), Graduate School of Arts and Sciences, The University of Tokyo)

Yasuo KAWAKAMI (Faculty of Sport Sciences, Waseda University)

Naotoshi MITSUKAWA (Graduate School of Sport Sciences, Waseda University)

Tetsuo FUKUNAGA (National Institute of Fitness and Sports in Kanoya)

は座位の姿勢で測定を行わせた。被検者の膝関節中心が筋力装置の回転中心と一致するようにシートの位置を調節した。その後、被検者の足関節を筋力装置のアタッチメントに固定した。測定姿勢は、Kubo et al. (2000) と同様に、股関節 100 度 (完全伸展位 180 度)、膝関節 100 度 (完全伸展位 180 度) とした。被検者には、最大下での力発揮を行わせ、等尺性筋力発揮に慣れさせた後に本試行を行わせた。本試行は、膝関節屈曲・伸展の MVC、膝関節伸展のランプ試行をそれぞれ少なくとも 2 回行わせた。等尺性膝関節筋力測定時における MVC は、最大値を採用した。膝関節伸展のランプ試行は、安静状態から 5 秒間で MVC に到達し、1 秒間維持するプロトコルで行なわせた。すべての試行において、2 回の MVC の最大値が 10% 以内にあるかを確認し、2 回の値が 10% を超えた場合は、10% 以内に収まるまで試行を繰り返し行わせた。試行間には十分な休息を挟み、疲労の影響を排除するように努めた。また、ゴニオメータ (SG 100/A, Biometrics, United Kingdom) を用いて、トルク発揮時の膝関節の関節角度変化を測定した。各試行の発揮トルクはストレインアンプ (DPM-711B, Kyowa, Japan) で増幅した後、1kHz で A/D 変換 (Power Lab 16/SP, ADInstruments, Japan) し、コンピュータに取り込んだ。Fast 群のうち、1 名の被検者は、膝関節屈曲 MVC 試行が行えなかったため、膝関節屈曲トルクは 16 名分のデータを採用した。

2-2-2 腱伸長測定

VL の縦断 (超音波画像の水平方向) 画像の取得には超音波装置 (SSD-6500, Aloka, Japan) を用いた。超音波プローブ (UST-5712, Aloka, Japan) は、大腿長 50% の VL 筋腹上 (Kubo et al. 2000) で、VL の筋束と腱膜の交点が見えるように両面テープで貼付した。プローブは力発揮中に筋厚の変化が小さく、深部腱膜が超音波画像で水平に撮像できるように調節された (久保ら 1999)。超音波装置から得られた画像は、同期タイマー (VTG-55, FOR-A, Japan) を介してデジタルビデオテープに 30Hz で記録した。また、本試行を行う直前に、安静時の膝関節角度変化による筋束と腱膜の交点の移動を計測した (以下、パッシブ試行)。パッシブ試行では、膝関節角度を 100-120 度まで 5 度毎に変化させたときの腱伸長の計測に用いる VL の筋束と腱膜の交点の (超音波画像水平方向での) 移動を計測した。

2-3 分析方法

2 回のランプ試行のうち、MVC の最大値が大きい試行を後の分析に採用した。得られた膝関節伸展 MVC の最大値から、以下の式を用いて VL の腱張力を算出した。

$$F = k \cdot TQ \cdot MA^{-1}$$

ここで、 k は大腿四頭筋における VL の生理学的横断面積 (PCSA) の相対比、 TQ は筋力装置から得られた膝関節伸展トルク、 MA は大腿四頭筋のモーメントアームをそれぞれ示す。Kubo et al. (2000) は k の値として 22% (Narici et al. 1992)、 MA の値として 43mm (Smidt 1973) を用いており、本研究もそれにしたがって腱張力を算出した。

超音波装置により取得した画像から、画像分析ソフトウェア (Image J, National Institute of Health, USA) を用いて、10% MVC 毎の筋束と腱膜の交点の (超音波画像水平方向での) 移動を算出した。VL の腱伸長の大きさ (ΔL) は 0-90% MVC までの筋束と腱膜の交点の長軸方向の移動から算出した (図 1)。ただし、ランプ試行中は膝関節角度が一定でないため、ランプ試行中の筋束と腱膜の交点の移動には、腱の伸長と関節角度変化による腱の移動が含まれる。そこで、パッシブ試行で得られた安静時の関節角度変化に伴う受動的な腱伸長の大きさを引くことで、関節角度変化が筋束と腱膜の交点の移動に及ぼす影響の補正を行った (Bojsen-Møller et al. 2003, Stafilidis & Arampatzis 2007)。図 2 には、ランプ試行中の膝関節角度変化、関節角度変化に伴う腱伸長変化、パッシブ補正前の測定された腱伸長変化、およびパッシブ補正を行った後の腱伸長変化をそれぞれ示した。

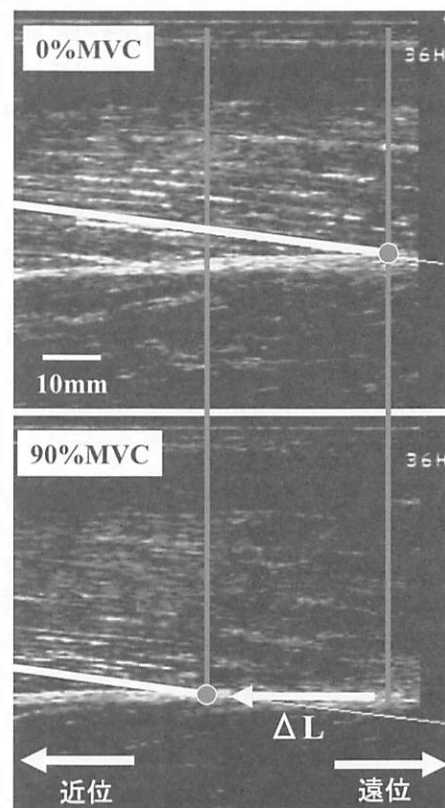


図1 ランプ試行時の外側広筋腱の超音波画像 (上図:0%MVC, 下図:90%MVC)

ΔL = 外側広筋腱の腱伸長を示す

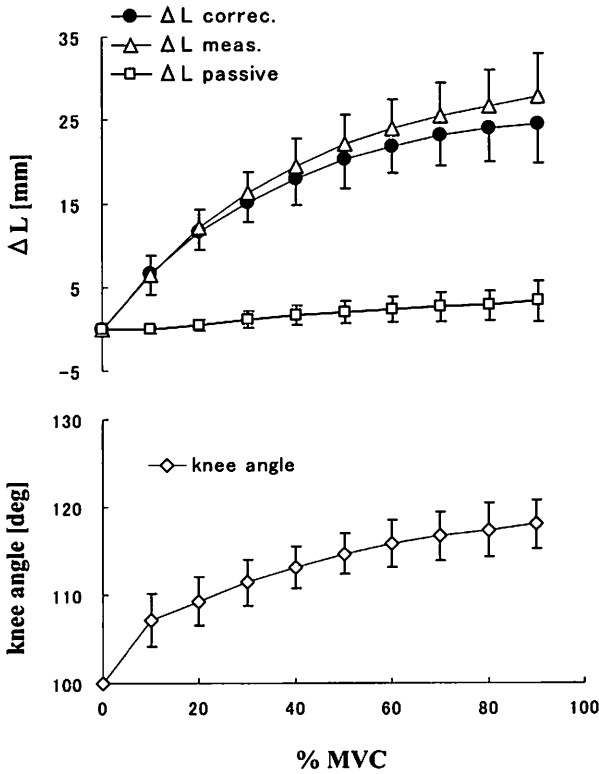


図2 全被検者のランブ試行中における平均VL腱伸長の大きさ(ΔL)(上図)、および膝関節角度変化(下図)
ここでΔL correc.はランブ試行中の関節角度変化が筋束と腱膜の交点の移動に及ぼす影響の補正を行ったVL腱の筋束と腱膜の交点の移動を、ΔL meas.はランブ試行中に測定されたVL腱の筋束と腱膜の交点の移動を、ΔL passiveはランブ試行中の関節角度変化に伴うVL腱の筋束と腱膜の交点の移動をそれぞれ示す。

本研究ではVL腱のスティフネスを算出し、腱の伸長性を定量した。VL腱スティフネスは、ランブ試行時の50-90%MVC時の腱張力と腱伸長の大きさの回帰直線の傾きから算出した(図3)。

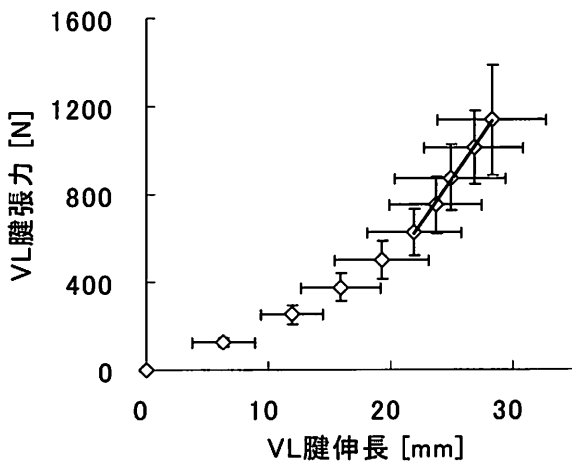


図3 ランブ試行における力-長さ関係
VL腱スティフネスは50-90%MVC時の腱張力と腱伸長の大きさとの傾きから算出した。

2-4 統計処理

各測定項目の基本統計量は、平均値 ± 標準偏差で示した。2変数間の相関関係の算出にはピアソンの積率相関分析を用いた。積率相関分析は危険率5%未満 ($p < 0.05$) を有意とした。

3 結果

VL腱伸長の大きさは 24 ± 4 (15-31)mm であり、100-m ベストタイムとの間に有意な相関関係は認められなかった ($r = 0.388, p > 0.05$) (図4)。また、VL腱スティフネスは 168 ± 89 (54-368) N/mm であり、100-m ベストタイムとの間に有意な相関関係を示さなかった ($r = -0.100, p > 0.05$) (図5)。さらに、100-m ベストタイムと膝関節屈曲 ($r = -0.317, p > 0.05$) および伸展 ($r = -0.234, p > 0.05$) の各MVCとの間にも有意な相関関係は認められなかった。

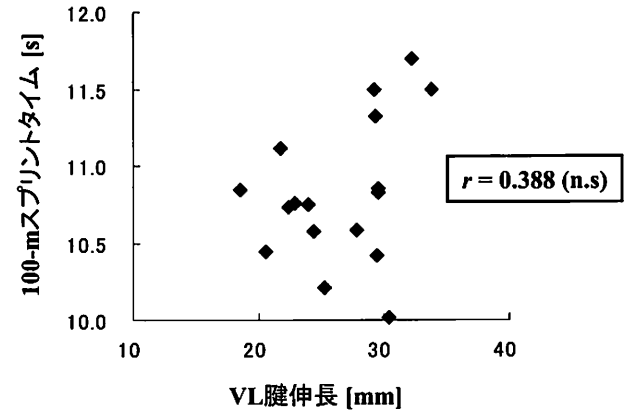


図4 外側広筋の腱伸長の大きさと100-mタイムの相関関係

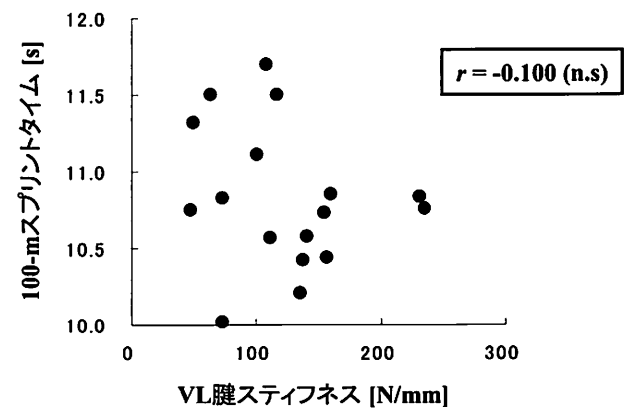


図5 外側広筋の腱スティフネスと100-mタイムの相関関係

4 考察

本研究では、100-m ベストタイムはVLの腱伸長の大きさおよび腱スティフネスのいずれとも有意な相関関係を示さなかった。これらの結果は、100-m スプリントタ

イムとVL腱の伸長性との間には有意な負の相関関係が認められたという先行研究(Kubo et al. 2000, Stafilidis & Arampatzis 2007)とは異なるものであった。本研究で対象とした被検者の100-mベストタイムは10秒台前半の選手から11秒台中盤の短距離選手であったのに対して、Kubo et al. (2000)やStafilidis & Arampatzis (2007)で対象とした短距離選手は11秒前後であった。したがって、本研究における10秒台前半のスプリンターのVL腱は伸長性が高く、上記の先行研究で示された知見がさらに明確になるものと予想された。しかしながら、本研究の100-mスプリントタイムが早い上位8名(10.02-10.72s)の被検者のVL腱伸長の大きさ($23 \pm 2\text{mm}$)は、Stafilidis & Arampatzis (2007)のFast群や、Kubo et al. (2000)において報告されている値(それぞれ $33 \pm 7\text{mm}$, $41 \pm 3\text{mm}$)よりも小さかった。また、17名すべての被検者における100-mベストタイムと腱の力学的特性との間に有意な相関関係は認められなかった。本研究で対象とした被検者のうち、Kubo et al. (2000)の報告した被検者(10.70-10.26s)と同一レベルの被検者(10.73-10.11s)を抽出したところ、100-mスプリントタイムとVL腱伸長の大きさとの間の相関関係は有意ではなかった($r = 0.108$)。このことは、先行研究(Kubo et al. 2000, Stafilidis & Arampatzis 2007)で認められた100-mスプリントタイムとVL腱の伸長性との関係がすべてのスプリンターに当てはまるわけではないことを示すものである。さらに、10秒台前半のスプリンターを含むすべての被検者についても、100-mスプリントタイムとVL腱の伸長性との相関関係が存在しなかった本研究の結果から、VL腱の力学的特性が100-mスプリントタイムを説明する主要な要因にはなり得ないことが示唆される。

Cavagna et al. (1971)は、走速度の増加に伴い、接地期前半の筋腱複合体が伸張する際に弾性要素に蓄積される力学的エネルギーを、接地期後半に放出することにより、発揮される正のパワーが増加することを報告している。これは筋腱複合体における弾性エネルギーの蓄積と放出の重要性を示すものであり、Kubo et al. (2000)やStafilidis & Arampatzis (2007)はVL腱がその役割を担っていることを報告している。また、反動を伴うジャンプ動作において、VLの伸張-短縮サイクル運動により最大跳躍高が増加すること(Ishikawa et al. 2003)や、反動動作のないスクワットジャンプにおいても、下腿三頭筋腱の伸長性が最大跳躍高に影響すること(Bobbert 2001)がこれまでに報告されている。ところが、スプリント中の筋活動を観察した報告において、接地期前半でVLにみられた筋放電が接地期後半では消失する(伊藤ら 1997, Mann 1981, Mero & Komi 1987)。このことから、スプリント中にはVLの伸張-短縮サイクル運動はみられないという報告も存在する

(伊藤ら 1997)。また、Ishikawa et al. (2003)の報告したジャンプ動作における接地時間は500ms以上であるのに対して、100-mスプリントタイムが10秒台前半のスプリンターの間疾走時における接地時間は70msから80msである(杉田 2003)。さらに、スプリントにおいては、VLの筋活動は接地期前半に限られることから、VLに代表される膝関節伸筋群には、接地時に集中した急速な筋活動が求められるものと考えられる。これらのことを考慮に入れると、スプリント中の接地期において、VLにおける伸張-短縮サイクル運動が走速度の増加に貢献している可能性は小さいと考えられる。このことが、先行研究(Kubo et al. 2000)と比較して競技レベルの高い被検者を含んでいた本研究で、より明確になったものと推察される。

本研究の等尺性膝関節伸張トルクの平均値は $253 \pm 45\text{Nm}$ であり、Kubo et al. (2000)における膝関節伸張トルクの平均値($242 \pm 28\text{Nm}$)の差は10%以内であった。本研究で対象とした被検者の100-mスプリントタイムの範囲は、Kubo et al. (2000)が対象とした被検者の100-mスプリントタイムの範囲よりも広がったにも関わらず、両研究の等尺性膝関節最大伸張トルクに大きな違いはなかったことから、等尺性での膝関節伸張発揮筋力の個人差が100-mのスプリント能力の違いを明らかにする要因とはならないことが示唆される。事実、本研究では、100-mスプリントタイムと等尺性膝関節伸張トルクそれぞれとの間にも有意な相関関係は認められなかった。この結果は、30-mスプリントタイムと等尺性膝関節伸張トルクとを検討したKukulj et al. (1999)の報告とも一致するものである。また、本研究では、100-mスプリントタイムと等尺性膝関節屈曲トルクとの間にも有意な相関関係は認められなかったことから、膝関節屈曲トルクの大きさが、即ち100-mスプリントタイムを説明する要因にはならないことが示された。

5 まとめ

本研究は、100-mのスプリントタイムが10秒前半であるエリート短距離選手を含んだ被検者群を対象に、100-mスプリントタイムとVL腱の力学的特性および最大随意等尺性膝関節屈曲・伸張トルクとの関係を検討することを目的とした。100-mスプリントタイムと外側広筋の腱伸長の大きさ、腱スティフネス、最大随意等尺性膝関節伸張・屈曲トルクそれぞれの間にはいずれも有意な相関は認められなかった。これらの結果から、外側広筋腱の力学的特性や等尺性筋力発揮による膝関節屈曲・伸張トルクにおける個人差は、100-mのスプリント能力の違いを説明する要因とはならない可能性が示唆された。

6 参考文献

- Alexander, R. M., Bennet-Clark, H. C. Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. *Nature*, 265: 114-117. 1977
- Bobbert, M. F. Dependence of human squat jump performance on the series elastic compliance of the triceps surae: A simulation study. *J. Exp. Biol.*, 204: 533-542. 2001
- Bojsen-Møller, J., Hansen, P., Aagaard, P., Kjaer, M., Magnusson, S. P. Measuring mechanical properties of the vastus lateralis tendon-aponeurosis complex in vivo by ultrasound imaging. *Scand. J. Med. Sci. Sports*, 13: 259-265. 2003
- Cavagna, G.A., Komarek, L., Mazzoleni, S. The mechanics of sprint running. *J. Physiol.* 217: 709-721. 1971
- Cavagna, G.A. Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exer. Sports Sci. Rev.*, 5: 89-129. 1977
- Dele
- Finni, T., Ikegawa, S., Lepola, V., Komi, P.V. Comparison of force-velocity relationships of vastus lateralis muscle in isokinetic and in stretch-shortening cycle exercises. *Acta Physiol. Scand.*, 177(4): 483-491. 2003
- Ishikawa, M., Finni, T., Komi, P.V. Behaviour of vastus lateralis muscle-tendon during high intensity SSC exercises in vivo. *Acta Physiol. Scand.*, 178(3): 205-213. 2003
- Ishikawa, M., Komi, P.V. Effects of different dropping intensities on fascicle and tendinous tissue behavior during stretch-shortening cycle exercise. *J. Appl. Physiol.*, 96(3): 848-852. 2004
- 伊藤章・斉藤昌久・淵本隆文 スタートダッシュにおける下肢関節のピークトルクとピークパワー、および筋放電パターンの変化. *体育学研究*, 42: 71-83. 1997
- Komi, P. V. *Strength and Power in Sport* (2nd Edition). Blackwell Scientific Publications, 1992. pp. 184-202
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y., Fukunaga, T. Elasticity of tendon structures of the lower limbs in sprinters. *Acta Physiol. Scand.*, 168: 327-335. 2000
- 久保啓太郎・川上泰雄・金久博昭・福永哲夫 ヒト生体における腓腹筋内側頭の腱組織の粘弾性. *体力科学*, 48: 597-606. 1999
- Kukulj, M., Ropret, R., Ugarkovic, D., Jaric, S. Anthropometric, strength, and power predictors of sprinting performance. *J. Sports Med. Phys. Fitness*, 39(2): 120-122. 1999
- Mann, R. A kinetic analysis of sprinting. *Med. Sci. Sports Exerc.* 13(5): 325-328. 1981
- Mero, A., Komi, P. V. Electromyographic activity in sprinting at speeds ranging from sub-maximal to supra-maximal. *Med. Sci. Sports Exerc.* 19(3): 266-274. 1987
- Narici, M.V., Roi, G.C., Landoni, L., Minetti, A.E., Cerretelli, P. Assessment of human knee extensor muscles stress from in vivo physiological cross-sectional area and strength measurements. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 65: 438-444. 1992
- Stafilidis, S., Arampatzis, A. Muscle-tendon unit mechanical and morphological properties and sprint performance. *J. Sports Sci.*, 25(9): 1035-1046. 2007
- Smidt, G.L. Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *J. Biomech.* 6: 79-92. 1973
- 杉田正明 陸上競技・トラックレースの分析について. *バイオメカニクス研究*, 7(1): 82-88. 2003

連絡責任者

小林 海

〒359-1192 埼玉県所沢市三ヶ島2-579-15

早稲田大学スポーツ科学学術院 川上泰雄研究室

Tel: 04-2947-6932

E-Mail: k-kai@toki.waseda.jp