

短距離疾走中における“バネ”の役割 ～一流スプリンターのバネの特徴解明を目指して～

研究代表者：宮本直和（早稲田大学）

目 次

要約	1
緒言	2
方法	4
結果	11
考察	12
まとめ	14
謝辞	15
参考文献	15
図表	18

短距離疾走中における“バネ”の役割
～一流スプリンターのバネの特徴解明を目指して～

宮本直和(早稲田大学)*
小林海(早稲田大学)
若原卓(早稲田大学)
川上泰雄(早稲田大学)

要約

これまでに下肢のバネ要素について様々な観点から検討がなされてきたが、これらのバネ特性を包括的に検討した報告はみられない。また、これまでの報告では、オリンピックや世界選手権といった国際大会に出場する選手における選手のバネ特性について検討した報告は少ない。そこで本研究では、一流短距離選手における下肢のバネ特性について明らかにすることを目的として、脚スティフネス、関節スティフネス、腱スティフネスについて検証した。脚スティフネスおよび関節スティフネス(足関節および膝関節)は5名の一流選手群および5名の対照群を対象とした。測定には、12台の3次元光学式位置測定装置(120 Hz)と、走路に埋設した6枚の圧力盤(600 Hz)を使用し、走動作と接地期における地面反力を測定した。VICON システムによって得られた身体マーカーの位置と、圧力盤より得られた地面反力から、Spring-Mass モデルを用いて脚スティフネスを算出した。また、下肢三関節の関節トルクと関節角度変化量から関節スティフネスを算出した。腱スティフネス(腓腹筋腱と外側広筋腱)は10名の一流選手群と10名の対照群を対象として行った。膝関節伸展ランブ試行および足関節底屈ランブ試行を行わせ、ランブ試行中の発揮筋力と超音波装置により測定した腱長変化の比により、足関節および膝関節の腱スティフネスを算出した。その結果、一流選手群の脚スティフネスの鉛直成分は7-9 ステップから19-21 ステップにおいて対照群よりも有意に高値を示した。一方、両群の各ステップにおける脚スティフネス、足関節および膝関節スティフネスには有意差は認められず、腓腹筋腱および外側広筋腱スティフネスにも両群間の有意差は認められなかった。これらの結果から、一流短距離選手が特異的な下肢のバネを有しているわけではなく、また、各関節のバネ特性や腱の弾性特性そのものが、脚のバネ特性に直接的に影響を及ぼさないことが明らかになった。

*所属

早稲田大学スポーツ科学学術院
〒359-1192 埼玉県所沢市三ヶ島 2-579-15

緒言

ヒトの走運動はバウンドしながら前方に進む運動であり(Farley et al. 1991), これまでに走運動中における下肢筋群の弾性要素の重要性が示唆されている(Cavagna et al. 1971-a). 特に全力疾走中の接地期前半の伸張性収縮局面で弾性エネルギーを蓄積し, 接地期後半でエネルギーを放出する(Mero and Komi 1986)ことで次の遊脚期に大きなストライドを獲得する. このように, 短距離走の中盤の全力疾走中は, 脚がバネのようにはたらくことで接地期と遊脚期を繰り返す運動を形成しているといえる. 接地期前半の伸張性収縮局面での弾性要素は, Spring-Mass モデル(Blickman 1989)を用いた脚スティフネスで表わすことができ, 脚スティフネスを算出することで走運動を評価できる.

これまでに, 脚スティフネスは疾走速度の増加に伴い増加するという報告(Luhtanen and Komi 1980, Mero and Komi 1986, Arampatzis et al. 1999)や, 疾走速度の増加と脚スティフネスの増加には相関が認められないという報告(Farley et al. 1993, He et al. 1991)があり, 必ずしも疾走中の脚スティフネスに関する一致した見解は得られていない. ただし, Luhtanen and Komi(1980)や Mero and Komi(1986)の研究はキネマティックデータから脚スティフネスを算出したのに対し, He et al.(1991)や Farley et al.(1993)はキネマティックデータと地面反力のデータを用い, 重心と圧力中心を結んだバネ方向の力を重心と圧力中心を結んだ線の長さの変化分で除して脚スティフネスを算出している. Arampatzis et al.(1999)は鉛直方向の力を重心と圧力中心を結んだ線の長さの変化分で除して脚スティフネスを算出したため, Farley et al.(1993)や He et al.(1991)とは異なる結果が生じたのであろう. 脚スティフネスはバネの長さと地面反力から算出することを考えると, Farley et al.(1993), He et al.(1991)の方法が適当であると考えられる. 加速局面の脚スティフネスを検討した土江ら(2005)によると, 加速局面において, 疾走速度の増加に伴い脚スティフネスは減少することを報告しているが, 加速能力に優れた選手は, スタート後 30-60 m において脚スティフネスの増加が著しいと報告(Bret et al. 2002)もあり, 加速局面の脚スティフネスにおいても統一した知見は得られていない. その一方で, 脚スティフネスの鉛直成分に関する報告(Arampatzis et al.1999, Kuitunen et al.2002)では, 疾走速度の増加に伴い, 脚スティフネスの鉛直成分は増加することが明らかになっており, 加速局面においては, 加速期後半で脚スティフネスの鉛直成分が増加する(土江ら 2005)ことから, 疾走能力に優れた選手は疾走中に脚スティフネスの鉛直成分を増加させていたと考えられる. また, 脚スティフネスは Spring-Mass モデルから算出するものであり, 脚全体を1つのバネとして捉えているため, 脚スティフネスにはどのような下肢関節が貢献しているかを明らかにする必要がある. Arampatzis et al.(1999)や

Kuitunen et al.(2002)は一定速度下での疾走における関節スティフネスを算出し、膝関節のスティフネスが疾走速度に貢献していることを報告している。しかし、これまでの研究は一定速度による疾走によって得られた結果であり、加速局面の関節スティフネスを検討した報告はなされていない。脚スティフネスと同様に、加速局面の関節スティフネスを明らかにすることで、下肢の各関節がバネとしてどのように作用しているか検討することができると考えられる。

近年では、超音波法を用いてスプリンターの腱や筋束の長さ変化を推定することにより、筋腱複合体の力学的特性とスプリントパフォーマンスとの関係が検討されてきた。Kubo et al.(2000)は、スプリンターの外側広筋(以下、VL)の腱は、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の10から20%の発揮張力に対する腱の伸長性が高く、スプリンターの外側広筋腱の伸長性は、100 m スプリントタイムと有意な負の相関関係にあるとしている。また、Stafilidis and Arampatzis(2007)によると、優れたスプリンターの外側広筋腱の伸長性は、最大腱張力の30%以上の腱張力において100 m スプリントタイムの劣るスプリンターよりも高く、100 m スプリントタイムと外側広筋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、Kubo et al.(2000)やStafilidis and Arampatzis(2007)の報告では、100 m スプリントタイムと腓腹筋腱(以下、MG)の伸長性との間に有意な相関関係は認められておらず、腓腹筋腱の伸長性が100 m スプリントタイムには影響を及ぼさないと結論づけている。しかしながら、これまでに筋腱複合体の力学的特性とスプリントパフォーマンスとの関係を検討したKubo et al.(2000)やStafilidis and Arampatzis(2007)の研究では、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秒台前半の一流短距離選手を含めた被検者を対象とした100 m タイムと腱の力学的特性との関係は不明である。

以上のように、疾走中の下肢のバネ要素について、脚スティフネス、関節スティフネス、腱スティフネスといった様々な観点から検討がなされてきたが、これらのバネ特性を包括的に検討した報告はみられない。また、これまでの報告では、オリンピックや世界選手権といった国際大会に出場する選手における選手のバネ特性について検討した報告は少なく、加速局面に着目した研究はみられない。そこで本研究では、一流短距離選手における下肢のバネ特性について明らかにすることを目的として、脚スティフネス、関節スティフネス、腱スティフネスについて検証した。

方法

実験 1. 脚スティフネスおよび関節スティフネス

1-1. 被検者

被検者は、オリンピックおよび世界選手権 100 m 代表選手 4 名及び 1 名を一流選手群(身長: 175.4 ± 2.9 cm, 体重: 70.7 ± 3.2 kg, 100 m ベストタイム: 10.23 ± 0.14 s [$10.02 - 10.39$ s]), 大学陸上競技同好会に所属する陸上競技鍛錬者 5 名を対照群(身長: 168.9 ± 3.0 cm, 体重: 60.4 ± 3.2 kg, 100 m ベストタイム: 11.38 ± 0.19 s [$11.19 - 11.65$ s])とした。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十分に理解させた上で, 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部倫理委員会の承認を得てから行った。

1-2. 実験方法

実験は屋内の直線約 100 m の陸上競技走路で実施した。被検者には 36 点の反射マーカ(表 2)を貼付し, クラウチングスタートから分析区間(約 5.4 m)を全力で走り抜けるスタートダッシュを行わせた。まず分析区間 0 m の位置にスターティングブロックを設置し試技を行わせ, 5.4 m の分析区間内のデータを取得した。その後スタート位置を 5 m ずつ後方へずらし, 分析区間内の最大疾走速度が 1 試行前の最大疾走速度を越えなくなるまで繰り返し実施した。各試行間の休息は十分に取し, 疲労の影響を排除するように配慮した。

実験には 12 台の 3 次元光学式位置測定装置(VICON システム; VICON Motion Systems 社製)(サンプリング周波数 120 Hz), 走路に埋設した 6 枚の圧力盤(90cm×60cm, Kistler-9287A; Kistler 社製)(サンプリング周波数 600 Hz)を使用し, 区間内全ての疾走動作と接地期における地面反力を測定した。それぞれのデータは, 同期信号により同期させた。

1-3. 分析方法

VICON システムによって得られた身体マーカの位置より, 各関節および身体重心(以下, 重心)の座標を求めた。それらの座標, 地面反力および圧力中心を矢状面上に投影し, 2 次元平面で分析を行った。120 Hz の座標データは, 4 次のデジタルローパスフィルタにより, 遮断周波数 8 Hz で平滑化した後, 600 Hz にスプライン補間した。分析は遊脚期における重心の鉛直方向の最高点から, 接地後の次の遊脚期における重心の最高点ま

でとし、1 歩ごとに分析した。その際に圧力盤から足部が外れた 1 歩、あるいは 2 枚の圧力盤に跨って接地した 1 歩は分析の対象から除外した。3 次元光学式位置測定装置と圧力盤から得られた重心、各関節の座標および地面反力データをもとに、遊脚期における重心の最高点から、接地期を挟んだ次の遊脚期における重心の最高点までを 1 歩とした。

本研究ではスタートからの分析対象となるステップが被検者によって異なるため、一流選手各被検者の脚スティフネス、関節スティフネス、疾走運動の変化および特徴を示すとともに、各被検者における 3 歩ごとの平均を一流選手群、対照群それぞれで算出し、両群の加速局面における疾走の特徴の傾向を検討した。

1-4. 分析項目

・脚スティフネス

圧力盤より得られた地面反力から構築した Spring-Mass モデルを用いて、接地期前半の脚全体が接地の瞬間から重心が最低に下がるまでのエキセントリック局面における脚スティフネスを算出した。脚スティフネスは接地してから Spring-Mass モデルの脚の長さが最大短縮するまでの間の地面反力の最大値をもとに脚スティフネスを算出する McMahon et al.(1990)の方法に準じた。しかし、脚の長さの最大短縮時と地面反力の最大値の発現する地点には時間差が生じるため、脚のスティフネスを過大評価する可能性が考えられる。そこで、本研究では McMahon et al.(1990)を改変した以下の方法で脚スティフネスを算出した。

a) 脚スティフネス

Spring-Mass モデルの重心と圧力中心を結んだ脚の長さが、接地の瞬間から最大短縮するまでの、脚に平行な成分の地面反力の変化分を脚の長さの変化分で除して脚スティフネス(Leg Stiffness)を算出した。

$$\text{Leg Stiffness [kN/(m} \cdot \text{kg)]} = \Delta F_{\text{comp}} / (\Delta L \cdot \text{Body Weight})$$

また、体重の影響を考慮するため、算出されたスティフネスは体重で除し、脚スティフネスとした。

ここで F_{comp} は圧力中心から重心への地面反力のスカラーを、 L は圧力中心から重心までの距離を表す。

b) 脚スティフネスの鉛直成分

Spring-Mass モデルの重心と地面の鉛直線上の点を結んだ長さが、接地の瞬間から脚が最大短縮するまでの鉛直方向の地面反力の変化分を脚の長さの変化分で除して脚スティフネスの鉛直成分 (Vertical Stiffness) を算出した。

$$\text{Vertical Stiffness [kN/(m}\cdot\text{kg)]} = \Delta F_z / (\Delta y \cdot \text{Body Weight})$$

脚スティフネスと同様に、脚スティフネスの鉛直成分も体重の影響を考慮するため、算出されたスティフネスを体重で除し、脚スティフネスの鉛直成分とした。

ここで F_z は鉛直方向の地面反力を、 y は地面から重心までの鉛直方向の距離を表す。

・関節スティフネス

関節スティフネスは、まず以下の式 (Winter 2004) を用いて足関節、膝関節、股関節の関節トルクを算出した。関節トルクに必要な分節質量は阿江 (1996) の身体部分慣性係数を用いた。算出された各関節トルクと (6) で算出した角度変化をもとに、Kuitunen et al. (2002) と同様の方法で算出した。各関節の関節スティフネスの算出方法は以下の通りである。なお、股関節は接地後に屈曲する局面がなく、関節スティフネスを算出することができなかったため、足関節と膝関節のみ関節スティフネスを算出した。

$$\Sigma F_x = ma$$

$$R_{dx} - R_{px} = m \cdot a_x$$

$$R_{px} = E_{dx} - m \cdot a_x$$

$$\Sigma F_y = ma$$

$$R_{py} - R_{dy} - m \cdot g = m \cdot a_y$$

$$R_{py} = m \cdot a_y + R_{dy} + m \cdot g$$

$$I_0 \alpha = \Sigma M$$

$$I_0 \alpha = D_{dx} \cdot R_{dy} + D_{px} \cdot R_{py} - D_{dy} \cdot R_{dx} - D_{py} \cdot R_{px} + M_p - M_d$$

$$M_p = I_0 \alpha + M_d - D_{dx} \cdot R_{dy} - D_{px} \cdot R_{py} + D_{dy} \cdot R_{dx} + D_{py} \cdot R_{px}$$

次のセグメントの計算

$$Md_{\text{next}} = Mp_{\text{before}}$$

$$Rdx_{\text{next}} = Rpx_{\text{before}}$$

$$Rdy_{\text{next}} = Rpy_{\text{before}}$$

ここで Dpx , Dpy は近位端から重心までの距離, Ddx , Ddy は重心から遠位端までの距離, Rdx , Rdy は遠位の反力, Md は遠位端のモーメント, α はセグメントの角加速度, ax , ay はセグメントの加速度, m はセグメント質量, I_0 は慣性モーメント, g は重力加速度, Mp は近位端のモーメント, Rpx , Rpy は近位の反力をそれぞれ表す.

a) 足関節スティフネス

足関節の関節トルクは, 接地直後の足関節角度から最大背屈までのトルクの変化分を(6)-a)の足関節角度変化分で除して算出し, 本研究では算出された値を足関節スティフネス(Ankle Joint Stiffness)と定義した.

$$\text{Ankle Joint Stiffness}[\text{Nm/deg}] = \Delta \text{Nm} / \Delta \text{deg}_{\text{ankle}}$$

ここで Nm は足関節底屈トルクを, $\text{deg}_{\text{ankle}}$ は足関節背屈角度を表す.

b) 膝関節スティフネス

膝関節の関節トルクは, 接地直後の膝関節角度から最大屈曲トルクの変化分を(6)-b)の膝関節角度変化分で除して算出し, 本研究では算出された値を膝関節スティフネス(Knee Joint Stiffness)と定義した.

$$\text{Knee Joint Stiffness}[\text{Nm/deg}] = \Delta \text{Nm} / \Delta \text{deg}_{\text{knee}}$$

ここで Nm は膝関節伸展トルクを, deg_{knee} は膝関節屈曲角度を表す.

1-5. 統計処理

算出された一流選手群, 対照群それぞれの値は3歩ごとに平均した. 一流選手群と対照群の差の検定には, 二元配置の反復測定による分散分析 [2×8 , (一流選手群, 対照群) $\times$ (1-3ステップ, 4-6ステップ, 7-9ステップ, 10-12ステップ, 13-15ステップ, 16-18ステップ, 19-21ステップ, 22-24ステップ)]を用いた. 被検者間の差が有意であった場合には, 2要因で分類されるすべての群について一元配置の分散分析を行った. 一流選手群, 対照群それぞれの各3歩の平均の差の検定には対応のない一元配置の分散分析を用いて検定を行った. 一元配置分散分析の結果, F 値が有意と認められた場合, 平均値の差の検定には Bonferroni の多重比較検定を用いた. 統計処理には統計処理ソフト (SPSS12.0J, SPSS Japan, Japan)を用い, すべての検定は危険率 5%未満を有意とした.

実験 2. 腱スティフネス測定

2-1. 被検者

被検者は, 全日本学生選手権入賞経験のある大学陸上短距離選手(内, オリンピックおよび世界選手権 100 m 代表選手 2 名)10 名を一流選手群(身長: 172.9 ± 3.6 cm, 体重: 68.2 ± 4.3 kg, 100 m ベストタイム: 10.53 ± 0.26 s), 大学陸上部に所属する陸上競技鍛錬者 10 名を対照群(身長: 171.0 ± 8.4 cm, 体重: 62.6 ± 6.4 kg, 100 m ベストタイム: 11.52 ± 0.15 s)とした. 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た後に行った.

2-2. 実験方法

a). 試行

被検者には, 膝関節伸展ランプ試行および足関節底屈ランプ試行を行わせた. 膝関節伸展ランプ試行の測定には等尺性膝関節筋力測定装置 (VTK-002, VINE 社製)を用いた. 測定姿勢は座位とした. 被検者の膝関節中心が筋力測定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, ストラップを用いて被検者の足関節を筋力測定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. 膝関節伸展ランプ試行は, 安静状態から 5

秒間で最大随意収縮(以下, MVC)に到達し, 1 秒間維持するプロトコルで行なわせた。

足関節底屈ランブ試行の測定には, 等尺性足関節筋力測定装置(VTF-002, VINE 社製)を用いた。測定姿勢は座位とした。被検者の足関節中心が, 筋力測定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, ストラップを用いて, 被検者の足部を筋力測定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, 足関節 90 度(完全伸展位 180 度)とした。足関節底屈ランブ試行は, 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。

実験に先立ち, すべての試行前に, 被検者にはウォームアップと筋力発揮の練習として, 最大下での力発揮を行わせ, 等尺性筋力発揮に十分に慣れさせた後に, 本試行を行わせた。本試行は, 股関節屈曲および伸展, 膝関節屈曲および伸展, 足関節底屈それぞれの筋力発揮を, 少なくとも 2 回行なわせた。2 回の MVC トルクの最大値が 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 2 分以上の十分な休息を挟み, 疲労の影響を排除するように努めた。膝関節伸展ランブ試行および足関節底屈ランブ試行では, 発揮筋力の最大値が最も高い試行を採用した。

b). 発揮筋力および関節角度の測定

筋力測定装置から出力された股関節屈曲および伸展筋力, 膝関節屈曲および伸展, 足関節底屈筋力のアナログ信号は, ストレインアンプ(DPM-611B, 共和電業社製)で増幅した後に, 16 bit の A/D 変換器(Power Lab16ch, AD instruments, Australia)を通じてデジタル化し, サンプリング周波数 1000 Hz でパーソナルコンピューターに取り込んだ。

ランブ試行中の関節角度変化, 膝関節伸展ランブ試行中の膝関節角度変化はパーソナルコンピューター上で時間同期したゴニオメータ(SG 100/A, Biometrics 社製)を用いて測定した。また, 足関節底屈ランブ試行では, 第 5 中足骨近位端, 外果, 下腿中央部に 3 点の反射マーカを貼付し, 側方からビデオカメラ(NV-GS500, Panasonic 社製)を用いて測定した。また, シンクロナイザーにより, ランブ試行中の発揮筋力と時間を同期した。測定した映像から, 動作分析ソフト(Frame-DIAS II V4, DKH 社製)を用いて 3 点の座標をそれぞれデジタイズし, 逆正接関数により足関節角度を求めた。

c). 腓長変化の測定

VL の縦断画像(超音波画像の水平方向)の取得には超音波装置(SSD-6500, Aloka 社製)を用いた。超音波プローブ(UST-5712, Aloka 社製)は, VL の筋束と腱膜の交点がみえるように, 大腿長 50%の VL 筋腹上(Kubo et al. 2000)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した(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 30 Hz で記録した。また, ランプ試行中は大腿をストラップで固定したが, 筋力発揮に伴い関節角度が変化するため, 膝関節伸展および足関節底屈筋力発揮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, 関節角度変化による腱の移動を補正するために, 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の移動量を計測した。ランブ試行時の腱伸長から, 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を引くことにより, 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 and Arampatzis 2007)。

MG の縦断画像(超音波画像の水平方向)の取得には超音波装置(SSD-5500, Aloka 社製)を用いた。超音波プローブ(UST-5712, Aloka 社製)は, MG の筋束と腱膜の交点がみえるように, 下腿長 30%の MG 筋腹上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した。超音波装置から得られた画像は, シンクロナイザー(PH-100, DKH 社製)を介してデジタルビデオテープに 30Hz で記録した。また, VL 腱の測定と同様に, 関節角度変化による腱の移動を補正するために, ランプ試行前にパッシブ試行を行った。パッシブ試行では, 足関節角度を 80-110 度まで 10 度毎に変化させたときの腱の移動量を計測した。

d). 腱張力の推定および腱スティフネスの算出方法

等尺性膝関節伸展ランブ試行および等尺性足関節底屈ランブ試行中に得られた筋力から, 以下の式を用いて VL, MG それぞれの腱張力を算出した。

$$F = k \cdot TQ / MA$$

ここで、 k は大腿四頭筋における VL, 下腿三頭筋における MG それぞれの生理学的筋横断面積 (PCSA) の相対比を表す。 k の値として、VL では 0.22 (Narici et al. 1992), MG では 0.18 (Fukunaga et al. 1996) を用いた。 TQ は筋力測定装置から得られた膝関節伸展および足関節底屈筋力を示す。 MA は大腿四頭筋および下腿三頭筋のモーメントアームを表す。 MA の値は、Kubo et al. (2000) と同様に VL では 43mm (Smidt 1973), MG では 50mm (Rugg et al. 1990) を用いて腱張力を算出した。

超音波装置により取得した VL, MG それぞれのランブ試行の画像から、画像分析ソフト (Image J, National Institute of Health 社製) を用いて、MVC 試行の発揮筋力の最大値に対する 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。すべての被検者において、膝関節伸展および足関節底屈ランブ試行における発揮筋力の最大値は MVC 試行におけるそれらの発揮筋力の最大値を下回ったため、VL および MG の腱伸長 (ΔL) は 0-90%MVC における筋束と腱膜の交点の (超音波画像水平方向での) 移動から算出した。本章では、腱の弾性係数を示す腱スティフネスを、VL および MG のそれぞれについて算出した。両腱スティフネスは、ランブ試行時の 50-90%MVC 時の腱張力と腱伸長の回帰直線の傾きから算出した (Kubo et al. 1999)。

2-3. 統計処理

測定された等尺性股関節屈曲筋力の最大値, 等尺性股関節伸展筋力の最大値, 等尺性膝関節屈曲筋力の最大値, 等尺性膝関節伸展筋力の最大値, 等尺性足関節底屈筋力の最大値, VL 腱スティフネス, および MG 腱スティフネスの群間差はそれぞれ対応のない t 検定を行った。 t 検定の結果は危険率 5% 未満 ($p < 0.05$) を有意とした。統計量の算出は、SPSS (12.0J for Windows, Japan) を用いて行った。

結果

一流選手群, 対照群それぞれの脚スティフネスはスタートからの有意な増加は認められなかったが (図 1), 一流選手群の脚スティフネスの鉛直成分は 7-9 ステップから 19-21 ステップにおいて対照群よりも有意に高値を示した (図 2)。一方, 両群には各ステップにおける足関節および膝関節スティフネスには有意差はみられなかった (図 3 および図 4)。MG 腱および VL 腱スティフネスは両群の有意差は認められなかった (図 5)。

考察

本研究の結果では、加速局面の疾走速度の増加に伴う脚スティフネスの変化は、一流選手群、対照群ともに一定の傾向が認められなかった。加速局面の初期の段階では、推進力を得るべく身体は前傾姿勢となるため、重心は接地位置よりも前にある。速度の増加に伴い重心は接地位置よりも後方に移行する。その際、脚スティフネスは小さい重心上下動を維持するため、接地時の重心位置に応じて最適に調整していた(土江ら 2005)と考えられ、脚スティフネスに有意な変化はみられたかかったと推察される。

一流選手群は 1-3 ステップと 19-21 ステップ以外に有意差は認められなかったが、19-21 ステップまで脚スティフネスの鉛直成分が増加する傾向を示した。つまり、一流選手は疾走速度が増大するに従って、小さな重心の上下動で大きな鉛直方向の地面反力を発揮していたことになる(土江ら 2005)。疾走速度の増加に伴い脚スティフネスの鉛直成分は増加するという報告(Arampatzis et al. 1999, Kuitunen et al. 2002)から、一流選手群の疾走速度の増加には脚スティフネスの鉛直成分が影響していたと考えられる。対照群は 4-12 ステップ、16-18 ステップで一流選手群より有意に重心上下動が大きく、最大の鉛直方向の力も一流選手群と比して小さかったことから、接地の衝撃に脚が耐えられずに地面に対して大きな力を発揮することができず、結果として鉛直方向のスティフネスが増加しなかったと考えられる。

両群の脚スティフネスの鉛直成分には 7-21 ステップで有意差が認められた。つまり、両群の疾走速度の差には脚スティフネスの鉛直成分が影響していることが明らかになった。Farley and Gonzalez(1996)は高いピッチを維持しつつ疾走するために、脚スティフネスを高める必要があると報告している。しかし、本研究の結果から、一流選手の疾走速度の増加にはストライドが影響することを考慮すると、脚スティフネスの鉛直成分は遊脚期における重心の水平移動距離の増大によるストライドの増大に関与すると考えられ、Farley and Gonzalez(1996)とは異なる見解を示した。結果が異なった理由として、Farley and Gonzalez(1996)は 2.5 m/s での疾走中に脚スティフネスを測定したのに対して、本実験では加速局面で全力疾走を行わせた際の脚スティフネスを測定したことが挙げられる。本研究の結果から、一流選手は弾性エネルギーを筋腱複合体に貯蓄し、再利用する能力に優れ、バネの役割が十分に果たしていることが推察される。一流選手はスタートから硬いバネを利用し、短時間で脚を反跳させていたと考えられる。

本研究において、加速局面の膝関節スティフネスの増加は一流選手群、対照群ともに認められず、一流選手群においては負の膝関節スティフネスが確認された。この結果は、Arampatzis et al.(1999)や Kuitunen et al.(2002)の結果とは異なるものであった。Kuitunen et al.(2002)は、70-100%まで疾走速度を増大させたときに、接地時の膝関節屈曲角度が減少することで膝関節スティフネスが増加し、膝関節スティフネスの増加により脚スティフネスの鉛直成分が増加したことから、疾走速度の増加には膝関節スティフネス増加が関与していることを示唆している。また、Arampatzis et al.(1999)も速度を漸増して疾走したときに、膝関節スティフネスが疾走速度に影響を及ぼすことを報告している。以上のことから、先行研究と本研究の結果が異なった要因として、本研究では加速局面において関節スティフネスを算出したことが影響したと推察される。加速局面前半では、遊脚期後半から接地期初期にかけて膝関節は屈曲トルクを発揮する(Arampatzis et al. 1999, 伊藤ら 1997, Mann et al. 1981)。一流選手群は加速するために地面を後方へ蹴るときに、膝が伸展しないようにする屈曲トルクが、等速で疾走したときにみられる伸展トルクよりも大きかったため、正味のトルクは屈曲トルクとなり、結果として負のスティフネスが観察されたと考えられる。一方で、対照群の選手は、一流選手のような負の膝関節スティフネスはみられなかったが、疾走速度の増加に伴う膝関節スティフネスの増加もみられなかった。このことから、一流選手群は接地直後から後方へのキック動作をしており、対照群は膝関節より上の質量を支えるために膝関節がはたらいていたと推察される。足関節スティフネスにおいては、両群で有意な傾向は認められず、両群間にも有意差はなかった。この結果は疾走速度の増加には足関節スティフネスは影響しないという先行研究(Kuitunen et al. 2002, Arampatzis et al. 1999)を支持する結果であった。Kuitunen et al.(2002)は、足関節スティフネスは筋や腱の力学的特性、および下腿三頭筋を支配する神経活動によって変化するため、疾走速度の増加に伴い足関節スティフネスは増加しなかったと述べている。本研究の加速局面においても、両群の足関節スティフネスに有意差が認められなかったことから、Kuitunen et al.(2002)の報告と同様の現象が起きていたと推察される。

また、腱スティフネスの結果において、一流選手群の VL 腱スティフネスは、対照群のそれと有意な群間差は認められなかった。この結果は、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 and Arampatzis 2007)とは異なるものであった。本章で対象とした一流選手群の被検者は、100 m ベストタイムが Kubo et al.(2000)や Stafilidis and Arampatzis (2007)で対象とした被検者よりも短いため(本章の一流選手群:10.65±0.22s, Kubo et al. 2000:11.01±0.17s, Stafilidis and Arampatzis 2007 の一流選手群:11.01±0.17s)、一流選手群の VL 腱スティフネスは対照群のそれよりも低くなる

ものと予想されたが、本章では、両群の VL 腱スティフネスには有意差は認められなかった。100 m ベストタイム差の大きな短距離選手を対象にした本研究において、両群の VL 腱スティフネスに有意差が認められなかったことは、Kubo et al. (2000) や Stafilidis and Arampatzis (2007) が報告している 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く、VL 腱の力学的特性が 100 m スプリントタイムに影響を及ぼす要因にはならないことを示すものである。一方、MG 腱スティフネスは一流選手群と対照群との間に有意差は認められなかった。先行研究 (Kubo et al. 2000, Stafilidis and Arampatzis 2007) においても、競技レベルの違いによる MG 腱の伸長性には差異がないことが明らかにされている。Kubo et al. (2000) は、至適な伸長性の MG 腱を有することで、効率のよいスプリントを行える可能性を示唆している。これらのことから、疾走中の足関節底屈筋張力が短距離走において重要である一方で、MG 腱の力学的特性が短距離走の走速度を決定する要因にはならないことが明らかとなった。

本研究では、一流選手群の脚スティフネスの鉛直成分は 7-9 ステップから 19-21 ステップにおいて対照群よりも有意に高値を示したにも関わらず、関節スティフネスや腱スティフネスには両群の有意差は認められなかった。先行研究の知見を考慮すると、一流選手の加速局面における脚スティフネスの鉛直成分が増加し、脚スティフネスの鉛直成分の増加には膝関節スティフネスの増加が関与すると予測された。しかし、加速局面における疾走速度の増加には足関節スティフネス、膝関節スティフネスのどちらも関連がないことが明らかとなった。これらの結果は、各関節のバネ特性が直接脚のバネ特性を説明する要因にはならないことを示すものである。また、本研究の結果では、VL 腱および MG 腱スティフネスに両群間差が認められなかったことから、弾性体としてはたらく腱の弾性特性そのものも、脚のバネ特性に直接的に影響を及ぼさないと考えられる。

まとめ

本研究は、一流短距離選手における下肢のバネ特性について明らかにすることを目的として、脚スティフネス、関節スティフネス、腱スティフネスについて検証した。その結果は以下の通りである。

- 一流選手群、対照群それぞれの脚スティフネスはスタートからの有意な増加は認められなかった。
- 一流選手群の脚スティフネスの鉛直成分は 7-9 ステップから 19-21 ステップにおいて対照群よりも有意に高値を示した。

・各ステップにおける足関節および膝関節スティフネスには有意差はみられなかった.

・腓腹筋腱および外側広筋腱スティフネスにも両群の有意差は認められなかった.

これらの結果から, 下肢の関節スティフネスや腱スティフネスの大きさが直接脚スティフネスの大きさを説明する要因にはならないことが明らかとなった.

謝辞

本研究は、平成 19 年度(財)上月スポーツ・教育財団の研究助成を受けて行われた。記して謝意を表します。

参考文献

- ・阿江通良. 日本人幼少年およびアスリートの身体部分慣性係数. J. J. Sports Sci. 15, 155-162. 1996
- ・Arampatzis A., Bruggemann G. P., Metzler V. The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. J Biomech. 32(12), 1349-1353. 1999
- ・Blickman R. The spring-mass model for running and hopping. J. Biomech. 22 (11-12), 1217-1227. 1989
- ・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
- ・Bret C., Rahmani A., Dufour A.B., Messonnier L., Lacour J.R. Leg strength and stiffness as ability factors in 100m sprint running. J. Sports Med. Phys. Fitness 42, 274-281. 2002
- ・Cavagna G.A., Komarek L., Mazzoleni S. The mechanics of sprint running. J. Physiol. 217, 709-721. 1971
- ・Farley C.T., Blickhan R., Saito J., Taylor C.R. Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. J. Appl. Physiol. 71, 2127-2132. 1991
- ・Farley C. T., Glasheen J., McMahon T.A. Running springs: speed and animal size. J. Exp. Biol. 185, 71-86. 1993
- ・Farley C.T., Gonzalez O. Leg stiffness and stride frequency in human running. J. Biomech. 29(2), 181-186. 1996

- Fukunaga T., Roy R.R., Shellock F.G., Hodgson J.A., Edgerton V.R. Specific tension of human plantar flexors and dorsiflexors. *J. Appl. Physiol.* 80(1), 158-165. 1996
- He J.P., Kram R., McMahon T. A. Mechanics of running under simulated low gravity. *J. Appl. Physiol.* 71(3), 863-70. 1991
- 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
- 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
- Kubo K., Kawakami Y., Fukunaga T. Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *J. Appl. Physiol.* 87(6), 2090-2096. 1999
- 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
- Kuitunen S., Komi P.V., Kyrolainen H. Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Med Sci Sports Exerc*34(1), 166-73. 2002
- Luhtanen P, Komi Pavvo V. Force-, power-, and elasticity-velocity relationships in walking, running, and jumping. *Eur J Appl Physiol.* 44(3), 279-289. 1980
- Mann R. Sprague P. A kinetic analysis of sprinting. *Med Sci Sports Exerc.* 13(5), 325-328. 1981
- McMahon T.A., Chng G.C. The mechanics of running: How does stiffness couple with speed? *J. Biomech. Suppl.* 23(1), 65-78. 1990
- Mero A., Komi P.V. Force-, EMG-, and elasticity-velocity relationships at submaximal, maximal and supramaximal running speeds in sprinters. *Eur. J Appl Physiol.* 55, 553-561. 1986
- 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
- Rugg S.G., Gregor R.J., Mandelbaum B.R., Chiu L. In vivo moment arm calculations at the ankle using magnetic resonance imaging (MRI). *J. Biomech.* 23, 495-501. 1990

- 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
- 土江寛裕, 松尾彰文, 磯繁雄, 福永哲夫. 陸上競技短距離選手に見られる加速走中の下肢スティフネスの変化. 日本体育学会東京支部, 29-32. 2005
- Winter DA : Biomechanics And Motor Control of Human Movement. 3rd Edition. 2004

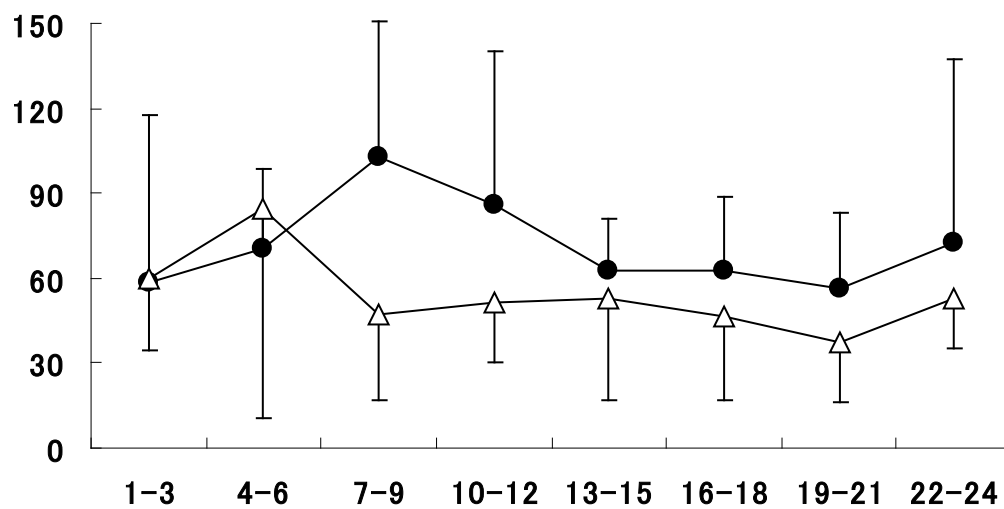


図 1. 加速局面における脚スティフネスの変化 (● = 一流選手群, △ = 対照群)

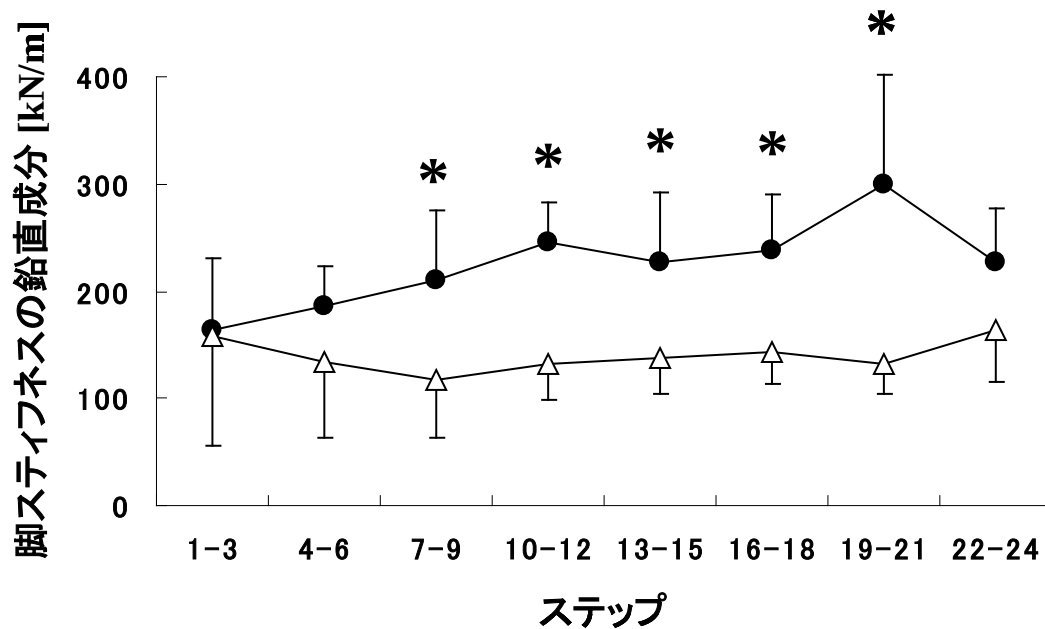


図 2. 加速局面における脚スティフネスの鉛直成分の変化 (● = 一流選手群, △ = 対照群)

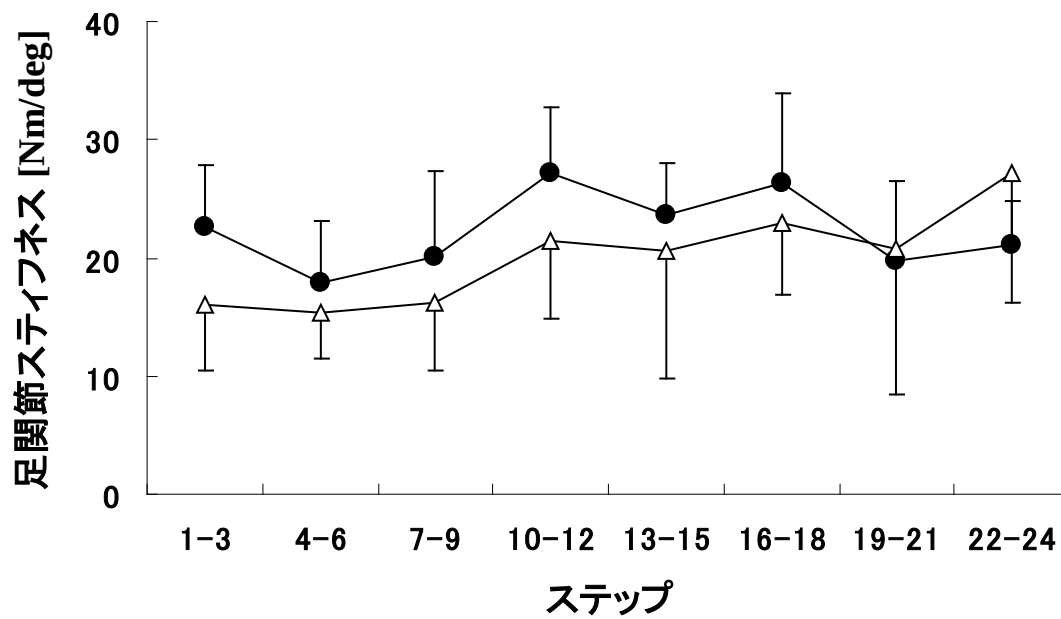


図 3. 加速局面における足関節スティフネスの変化 (● = 一流選手群, △ = 対照群)

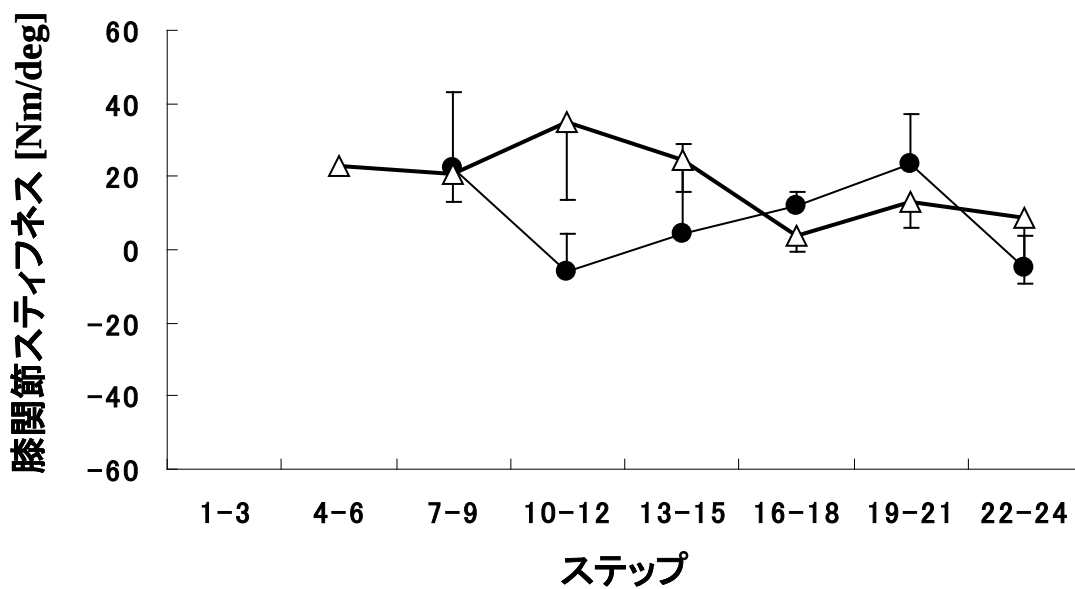


図 4. 加速局面における膝関節スティフネスの変化 (● = 一流選手群, △ = 対照群)

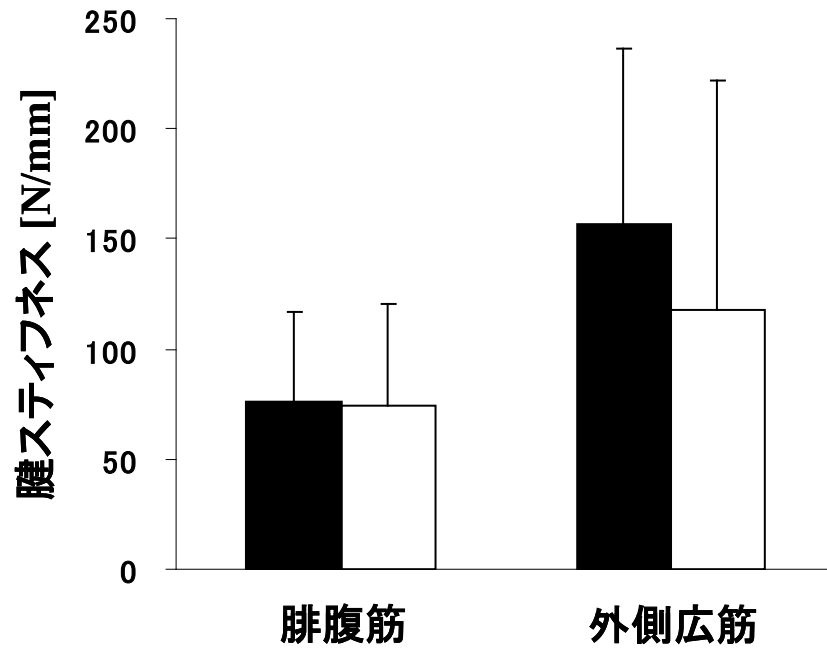


図 5. 腓腹筋および外側広筋腱スティフネスの群間差 (■ = 一流選手群, □ = 対照群)