

カーフレイズ運動中の腓腹筋およびヒラメ筋の筋腱動態の動作負荷依存性

Load-dependence of muscle-tendon behavior of the gastrocnemius and soleus muscles during calf-raise exercise

佐久間 淳 (早稲田大学スポーツ科学学術院)
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)

栗原 俊之 (立命館大学スポーツ健康科学部)
金久 博昭 (鹿屋体育大学)
川上 泰雄 (早稲田大学スポーツ科学学術院)

1. 緒言

身体運動は、筋線維の発揮した張力が腱組織に伝達され、関節を回転させることで生じる。腱組織は、筋張力によって伸長される弾性体として振舞う (Fukashiro et al., 1995)。この腱組織の弾性体としての性質は、ジャンプや歩行といった身体運動のパフォーマンスに関与する (Fukunaga et al., 2001; Ishikawa et al., 2004, 2005a, 2005b; Kurokawa et al., 2003)。これまでの研究において、運動中の筋腱複合体 (MTU) 長変化を主として腱組織が担う場合があること、また、その程度には速度 (動作速度) 依存性があることが明らかになってきた (Ishikawa et al., 2004, 2005a; Kubo et al., 2000; Takeshita et al., 2006)。しかし、動作速度を高めた実験条件では、同時に筋の発揮張力も増加する。したがって、どちらが筋腱動態の変化と関係しているのかが不明であり、筋腱動態の動作速度依存性に関するデータには、動作負荷依存性が含まれている可能性がある。

自体重と自体重より負荷を高めた状態での階段昇降時の腓腹筋内側頭 (MG) の筋腱動態を比較した Spanjaard et al. (2008a, 2008b) の結果によると、高負荷条件での階段上り時では、動作全体を通じて自体重条件より筋束長が短くなり、腱組織は伸長される。そのため、動作負荷を増加した際には、より大きな弾性エネルギーを利用できるようになったと推察されている。このことは、筋腱動態の動作負荷依存性を示すものである。一方、同報告において、階段下り時では自体重条件と高負荷条件の筋束長は変わらなかった。その要因として、支持脚、特に足関節の制御が自体重条件とは異なったことが指摘されている (Spanjaard et al., 2008b)。しかし、階段昇降といった多関節動作では、特定の筋に対する動作負荷の影響を明らかにすることは困難である。動作負荷が筋腱動態に及ぼす影響を明らかにするためには、当該筋が主動筋とな

るような単関節動作中の筋腱動態を異なる動作負荷のもとで比較する必要がある。また、彼らの用いた動作負荷 (+20% 自体重) は、多関節動作である階段昇降運動において十分でなかった可能性も考えられるため、より高負荷条件での筋腱動態を比較すべきであり、さらには、動作負荷を減じた際の筋腱動態を観察することで動作負荷が筋腱動態に及ぼす影響をより詳細に検討することができると思われる。

上記のいずれの報告 (Ishikawa et al., 2005a; Kubo et al., 2000; Spanjaard et al., 2008a, 2008b; Takeshita et al., 2006) においても、運動中の筋腱動態は MG のみの観察にとどまっている。しかし、MG は足関節底屈動作の主動筋である下腿三頭筋の一つに過ぎず、他の協働筋の動態が同じであるかどうかは不明である。なかでも、MG の協働筋であるヒラメ筋 (SOL) は、下腿三頭筋の中で最も生理学的筋横断面積 (PCSA) が大きく (Fukunaga et al., 1992)、また、MG と筋線維組成も異なっている (Johnson et al., 1973; Saltin and Gollnick, 1983)。事実、Maganaris et al. (2006) は、足関節底屈トルク発揮中の MG の腱伸長が SOL のそれより大きいことを明らかにし、腱伸長の程度が協働筋間で異なることを示している。したがって、異なる動作負荷条件で発揮する足関節トルク、すなわち、発揮筋力の変化にともなう腱伸長の程度が協働筋間で異なり、筋腱動態の動作負荷依存性に協働筋間差がみられることが予想される。

以上のことから、本研究では、運動中の筋腱動態には動作負荷依存性があり、また、動作負荷の増加による腱伸長の程度が協働筋間で異なるという仮説を立てた。この仮説を検証するために、一定の動作速度のもとで動作負荷の異なるカーフレイズ運動遂行中における MG と SOL の筋腱動態の観察を行った。

Jun SAKUMA (Faculty of Sport Sciences, Waseda University)

Toshimasa YANAI (Faculty of Sport Sciences, Waseda University)

Tetsuo FUKUNAGA (National Institute of Fitness & Sports in Kanoya) Yasuo KAWAKAMI (Faculty of Sport Sciences, Waseda University)

Toshiyuki KURIHARA (Faculty of Sport and Health Science, Ritsumeikan University)

Hiroaki KANEHISA (National Institute of Fitness & Sports in Kanoya)

II. 方法

a) 被験者

被験者は、健康な成人男性8名(年齢: 24.3 ± 2.1 歳, 身長: 170.5 ± 5.1 cm, 体重: 64.1 ± 5.7 kg, 平均 $\pm$ 標準偏差)であった。被験者には、ヘルシンキ宣言に基づき実験の趣旨、内容、測定中に起こりうる危険性、それに対する安全性の確保に関する説明を行い、書面にて実験参加の同意を得た。なお、本研究は、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実施した。

b) 課題試行

被験者は、図1に示すようにスレッジ台の底面に設置されたフォースプレート(9281B, Kistler社製)上に取り付けられた木のブロックの上で、右足のみのカーフレイズ運動を実施した。動作負荷は、 -30% 自体重(Light Load: LL), 自体重(Body Weight: BW), $+30\%$ 自体重(Heavy Load: HL)の3つとした(先行研究(Spanjaard et al., 2008a, 2008b)より筋腱複合体にかかる負荷を高めるため、予備実験において被験者3名が片足でのカーフレイズ運動遂行可能であった最大動作負荷である $+30\%$ 自体重を用い、それと対称の -30% 自体重とした)。動作負荷を減ずる場合は、スレッジ装置の傾斜を緩やかにし、動作負荷を増加する場合、被験者はウエイトジャケット(KooL-KatZ製)を着用した(図1)。各被験者の各動作負荷におけるカーフレイズ運動中の足関節トルク(算出方法は後述)を足関節角度90度における等尺性足関節底屈最大トルク(MVC)で正規化して相対的な動作負荷を算出したところ、LL: $21 \pm 2 - 35 \pm 5\%$ MVC(底屈位-背屈位), BW: $36 \pm 5 - 55 \pm 7\%$ MVC, HL: $48 \pm 6 - 68 \pm 9\%$ MVCであった。MVCの測定は、カーフレイズ運動前に行った。測定姿勢は、仰臥位の膝関節伸展位、足関節角度90度(解剖学的正位)とした。十分な休憩を取りながら2回測定し、2回のうち最大値の高い試行の値を採用した。MVCを測定するにあたり、右足部の関節中心を筋力計(CON-TREX MJ, CMV AG社製)の回転中心と一致させ、被験者の踵が浮かないよう非伸縮性のストラップを用いて、筋力計のアタッチメントに右足部を固定した。カーフレイズ運動の動作速度は、電子メトロノームで0.5Hz(2秒間で1周期)に規定した。発揮筋力の違いが腱伸長の程度に及ぼす影響を明らかにするため、Kubo et al. (2000)およびTakeshita et al. (2006)を参考に、カーフレイズ運動中の腱長変化が小さくなるよう、動作速度を遅く設定した。足関節可動域は、40度(足関節角度 -20 度から $+20$ 度: $-$ は背屈位, $+$ は底屈位とする)に設定した。足関節角度は、足部にゴニオメータ(SG110/A, Biometrics社製)を貼付して計測した。膝関節角度は、ゴニオメータ

(SG150, Biometrics社製)によって計測した。いずれの関節角度もリアルタイムで被験者にフィードバックした。被験者は、カーフレイズ運動中、テンポと足関節可動域を遵守するよう指示された。動作負荷の選択はランダムとし、その動作負荷におけるカーフレイズ運動の回数は5回以上15回までとした。テンポに合っていない場合や足関節可動域が安定していない場合には、再度その動作負荷でのカーフレイズ運動を行った。HLにおいて足関節角度 $+20$ 度まで底屈運動を行えない被験者が1名いたため、足関節角度 -20 度から $+15$ 度の間を分析対象とした。

c) 筋束長および羽状角の計測と腱長の推定、筋腱複合体長変化に対する筋束長および腱長変化の割合の算出

筋束長および羽状角を計測するため、超音波装置(SSD-6500, アロカ社製)のプローブ(UST-5712, アロカ社製)をMG筋腹に固定し、サンプリング周波数96Hzでカーフレイズ運動中のMGとSOLの縦断画像を撮像した(図1)。カーフレイズ運動開始後、3回目から5回目まで撮像をスタートし、そこから8秒間撮像した。撮像された画像は、超音波装置内で動画ファイルに変換後、パーソナルコンピュータに取り込まれた。その後、画像解析ソフト(Image J 1.41, National Institutes of Health)を用いて、MGとSOLそれぞれの筋束長および羽状角を計測した(図1)。筋束長および羽状角の分析は、撮像した8秒間において足関節の可動域が安定した2周期分について行った。筋束長および羽状角の計測誤差を示す変動係数は、筋束長: $1\%, 6\%$, 羽状角: $6\%, 5\%$ (MG, SOL)であった(BW試行における被験者1名分の1周期分の画像(約200枚)を2回計測し算出)。その後、筋束長およ

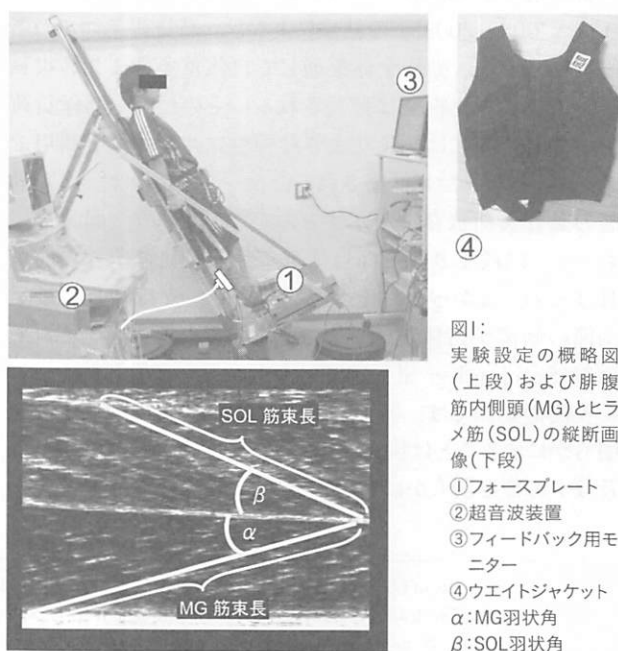


図1:
実験設定の概略図(上段)および腓腹筋内側頭(MG)とヒラメ筋(SOL)の縦断画像(下段)
①フォースプレート
②超音波装置
③フィードバック用モニター
④ウエイトジャケット
 α : MG羽状角
 β : SOL羽状角

び羽状角データを遮断周波数7Hzの4次バタワースフィルターで平滑化し、足関節角度 5 ± 2.5 度ずつ平均し、1周期分として結果に示した。遮断周波数は、残差分析(Winter, 1990)により決定した。また、腱長はFukunaga et al. (2001)と同様の筋腱複合体モデルを用いて、以下の式より推定した。

$$L_{tendon} = L_{MTU} - L_{fascicle} \times \cos \alpha$$

ここで、 L_{tendon} は腱長、 L_{MTU} は筋腱複合体長(Hawkins and Hull (1990)よりMG, SOLそれぞれ推定)、 $L_{fascicle}$ は筋束長、 α は羽状角を表す。

筋腱複合体長変化、筋束長変化および腱長変化を背屈動作、底屈動作それぞれに分けて算出し、その後、筋腱複合体長変化に対する筋長変化の割合および腱長変化の割合を算出した。

d) カーフレイズ運動中の足関節底屈トルクおよび足関節パワー

カーフレイズ運動中の足関節底屈トルクは、床反力の垂直成分およびゴニオメータから得られた足関節角度からKubo et al. (2000)と同様の方法を用いて算出した。なお、以下の式で算出された足関節底屈トルクは、逆動力学を用いて算出した足関節トルク(被験者1名)とほぼ一致していたことを確認した(付録1および付録2参照)。

$$TQ = L \times |F_f \times \cos(\theta - 1.57)|$$

TQは足関節底屈トルク(Nm)、Lは足関節中心から拇指球までの距離(m)、 F_f は床反力の垂直成分(N)、 θ は足関節角度(rad)を表す。

カーフレイズ運動中の足関節パワー(W)は、足関節トルク(Nm)と足関節角速度(rad/s)の積として算出した。

$$\text{足関節パワー} = \text{足関節トルク} \times \text{足関節角速度}$$

e) 筋電図

カーフレイズ運動中の表面筋電図(EMG)は、MGおよびSOLから導出した。表面電極(直径11mm)を電極間距離20mmで各筋の筋腹中央付近に貼付した。筋電図は、マルチテレメーターシステム(WEB-5000, 日本光電社製)で導出し、生体アンプ(Input impedance: 10M Ω 以上, Common Mode Rejection Ratio: 54dB以上)で増幅した後、A/D変換器(Power-lab/16P, ADInstruments社製)を介して、パーソナルコンピュータにサンプリング周波数2kHzで記録した。カーフレイズ運動中のEMGは、全波整流後、2周期分を関節角度 5 ± 2.5 度ごとに平均し、1周期分として結果に示した。なお、EMG、ゴニオメータ、フォースプレート、超音波画像は、電気信号(VTG-55,

朋栄社製)を用いて同期した。

f) 統計

各動作負荷条件における足関節底屈トルク、足関節角速度、足関節パワー、筋放電量、筋束長、羽状角、腱長を足関節角度5度ごとに比較するため、二元配置分散分析(3 $\times$ 15、動作負荷 $\times$ 足関節角度)を行なった。交互作用が認められた場合、Tukey-HSDを用いて多重比較を行った。筋腱複合体長変化に対する筋および腱長変化の割合の差の検定は、一元配置分散分析を用いた。なお、有意水準は5%未満とした。

III. 結果

カーフレイズ運動中の足関節底屈トルクは、動作負荷の増加とともに有意に増加した(図2)。足関節角速度

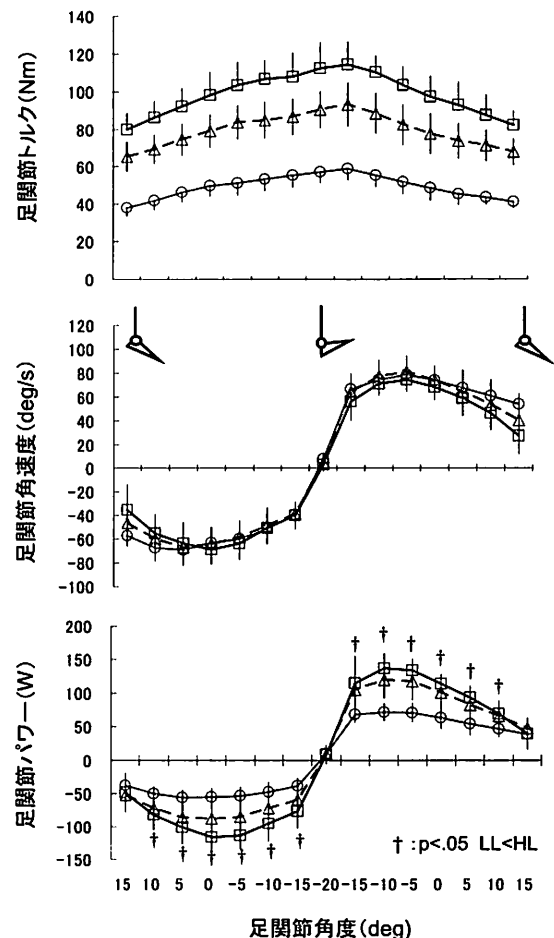


図2：各動作負荷条件における足関節トルク(上)、足関節角速度(中)、足関節パワー(下)

○はLight Load条件(LL) △はBody Weight条件(BW)

□はHeavy Load条件(HL)を示す

足関節トルク：LL<BW<HL (p<.05)

図は、被験者全員(8名)分の平均値±標準偏差を示す

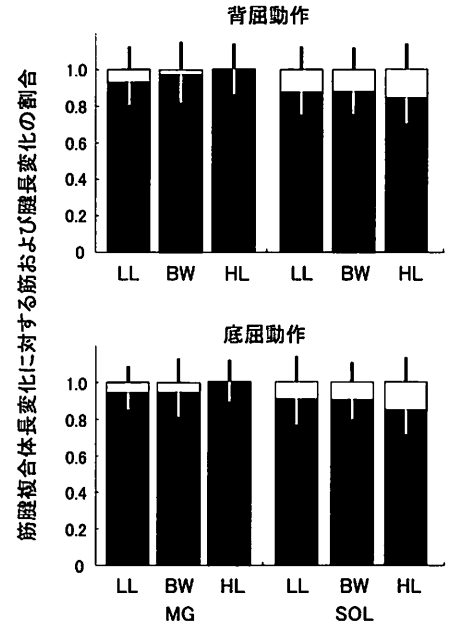
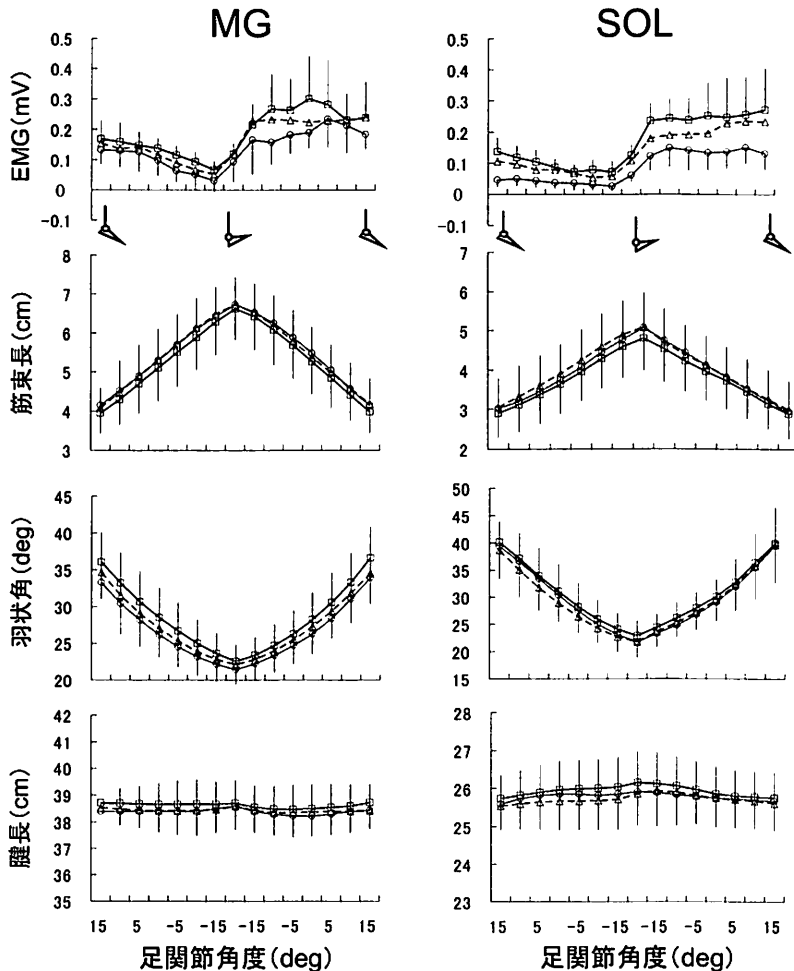


図4 (上)：各動作負荷条件における筋腱複合体に対する筋および腱長さ変化の割合
 ■は筋を示し、□は腱を示す
 筋のSDは白棒で示し、腱のSDは黒棒で示す
 図は、被験者全員(8名)分の平均値±標準偏差を示す

図3 (左)：各動作負荷条件におけるMGおよびSOLのEMG (上)、筋束長(中上)、羽状角(中下)、腱長(下)
 ○はLight Load条件(LL) △はBody Weigh条件(BW)
 □はHeavy Load条件(HL)を示す
 EMG: LL < BW < HL ($p < .05$)
 図は、被験者全員(8名)分の平均値±標準偏差を示す

に有意差は認められず、動作負荷間で一定であった。足関節パワーは、底屈15度および背屈20度以外で有意に増加した。EMGは、MGおよびSOLともに交互作用が認められなかったが主効果がみられ、動作負荷の増加に伴い有意に増加した(図3)。筋束長、羽状角および腱長は、MGおよびSOLともに交互作用、動作負荷に対する主効果が認められず、動作負荷の増加に伴う有意な変化はみられなかった(図3)。筋腱複合体長さ変化に対する筋および腱長さ変化の割合は、いずれの動作速度においても筋の割合が高かった。また、動作負荷間およびMGとSOL間においても有意差がみられず、動作負荷の影響はなかった(図4)。

IV. 考察

本研究の結果、動作負荷が増加したにも関わらず、MGおよびSOLの筋束長、羽状角、腱長、筋腱複合体長さ変化に対する筋および腱長さ変化の割合に変化はみられなかった。この結果は、運動中の筋腱動態に動作負荷依存性が存在しないことを示唆し、本研究の仮説をいずれ

も否定するものである。

動作負荷の増加に際し、MGおよびSOLのEMGが有意に増加したことから、筋の発揮張力は高まっていたものと推察される。腱組織が加えられる張力に依存してより伸長する(Fukashiro et al., 1995)とすれば、LL, BW, HLの順に腱組織の伸長の程度が大きくなるはずである。それにもかかわらず、腱長に変化がみられなかったことは、先行研究(Fukashiro et al., 1995)の結果および予想に反するものであり、動作負荷の増加に伴って腱組織の力学的特性がよりスティフな方向に変化した(伸びにくく、硬くなった)ことを示唆する。Muramatsu et al. (2001)は、アキレス腱や腱膜はそれぞれ30%, 60%MVC以上の筋力発揮では有意な長さ変化が認められず、腱伸長の大半は20%MVCの筋力で生じていることを示している。そこで、各被験者の運動中の足関節トルクを等尺性足関節底屈最大トルク(足関節角度90度)で正規化し、腱組織に及ぼす動作負荷の影響を検討したところ、LL: $21 \pm 2 - 35 \pm 5\%$ MVC (底屈位 - 背屈位), BW: $36 \pm 5 - 55 \pm 7\%$ MVC, HL: $48 \pm 6 - 68 \pm 9\%$ MVCであった。これを腱組織の力-長さ関係にすると、LLはトゥリージョン

であり、BWではトゥリージョンとリニアリージョンの中間、HLはリニアリージョン付近であった。したがって、LLからBWに動作負荷が増加する際に、特に底屈位において大きな腱組織の伸長がみられるはずである。しかしながら、本研究の結果において、動作負荷の増加に伴う有意な腱伸長がみられなかったことから、運動中、腱伸長の程度に動作負荷が及ぼす影響はわずかである可能性が示された。Pearson et al. (2007) は、腱組織の力学的特性が腱組織の伸長速度によって変化し、腱組織の伸長速度が速くなると腱組織がスティフになる（より伸びにくくなる）ことを示した。しかしながら、本研究では動作速度が一定であり、また、いずれの動作負荷条件においても筋腱動態が変化しなかったことから、腱組織の伸長速度は変わっていないと考えられ、伸長速度以外の要因が腱組織の力学的特性の変化に関与したものと推察される。

力に対する筋および腱組織の形状変化の方向が関係していることも考えられる。MRIを用いた報告において、腱組織（腱膜）の変形は、長軸方向よりも横（短軸）方向が大きいことが示されている（Azizi et al., 2009）。本研究で用いた超音波法では、身体運動中の腱組織の長軸方向の変化のみを捉えており、短軸方向への形状変化を捉えていない。Azizi et al. (2009) の報告のように、動作負荷の増加に伴って腱組織の形状変化が長軸方向よりも短軸方向に大きく現れた場合、結果的に動作負荷の影響を捉えることができなかったことが考えられる。これらの点については、今後、腱組織の短軸方向の変化の計測も加えて、再検討する必要があると考えられる。

筋の発揮する張力は、筋線維の長さ変化を検知する筋紡錘や腱張力を検知するゴルジ腱器官といった固有受容器などと神経系との相互作用を通じて調節されている。本研究からその詳細を明らかにすることはできないが、本研究の動作速度はいずれの動作負荷においても一定であり、同時に筋束長や筋腱複合体長変化に占める腱長変化の割合などに変化がみられなかったことから、筋紡錘の応答を変化させる要因は、いずれの動作負荷においてもほぼ同程度であったと推察される。一方、動作負荷の増加によって足関節トルクが増加しており、筋の発揮張力が増加したと考えられることから、ゴルジ腱器官の応答が高まったと思われる。このゴルジ腱器官の応答の増加は、筋線維に抑制性の入力を増加させ、運動単位の動員パターンを変化させた可能性がある。しかし、筋腱動態やEMGの結果から判断する限り、こうした応答に協働筋間差が存在しなかったものと考えられる。

本研究で採用した運動の場合、MGとSOLは動作負荷によらず、常に協働して足関節底屈トルクおよび足関節パワーを発揮していることが示唆される。足関節底屈トルク発揮中のMGおよびSOLの筋腱動態を観察した

Oda et al. (2007)（単収縮）やChino et al. (2008)（等速性筋力発揮）においても、MGとSOLの筋腱動態には顕著な違いは観察されていない。一方、歩行中やドロップジャンプ中にMGおよびSOLの筋腱動態を観察したIshikawa et al. (2005b) や Sousa et al. (2007) によると、MGおよびSOLの筋腱動態が異なった様相を示した。これらの不一致の原因として、歩行やジャンプといった多関節動作と足関節のみの単関節動作といった動作様式の違いがあげられる。MGは足関節と膝関節にまたがる二関節筋であり、歩行やドロップジャンプ中などの多関節動作では、膝関節角度変化がMGの筋腱動態に影響を及ぼした可能性がある。これらの点についても先に述べた腱組織の短軸方向への変化と併せて、今後検討される必要がある。

V. まとめ

本研究は、同一動作速度で異なる動作負荷条件のもと、カーフレイズ運動を行った際の腓腹筋内側頭とヒラメ筋の筋腱動態および筋活動を観察した。その結果、動作負荷の増加に伴い筋活動は増加したものの、腓腹筋内側頭とヒラメ筋の筋腱動態の変化の違いはみられなかった。以上の結果から、本研究で採用した運動においては、運動時の動作負荷の変化が筋腱動態に及ぼす影響や協働筋間差は存在しないことが明らかとなり、協働筋は筋腱動態を変化させることなく、筋活動のみを変化させて動作負荷の変化に対応していることが示唆された。

文献

- Azizi, E. and Roberts, T. J. (2009) Biaxial strain and variable stiffness in aponeuroses. *J. Physiol.*, 587: 4309-4318.
- Chino, K., Oda, T., Kurihara, T., Nagayoshi, T., Yoshikawa, K., Kanchisa, H., Fukunaga, T., Fukushima, S., and Kawakami, Y. (2008) In vivo fascicle behavior of synergistic muscles in concentric and eccentric plantar flexions in humans. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 18: 79-88.
- Fukashiro, S., Itoh, M., Ichinose, Y., Kawakami, Y., and Fukunaga, T. (1995) Ultrasonography gives directly but noninvasively elastic characteristic of human tendon in vivo. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 71: 555-557.
- Fukunaga, T., Roy, R. R., Shellock, F. G., Hodgson, J. A., Day, M. K., Lee, P. L., Kwong-Fu, H., and Edgerton, V. R. (1992) Physiological cross-sectional area of human leg muscles based on magnetic resonance imaging. *J. Orthop. Res.*, 10: 928-934.
- Fukunaga, T., Kubo, K., Kawakami, Y., Fukashiro, S., Kanchisa, H., and Maganaris, C. N. (2001) In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proc. Biol. Sci.*, 268: 229-233.
- Hawkins, D. and Hull, M. L. (1990) A method for determining

- lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. *J. Biomech.*, 23: 487-494.
- Ishikawa, M., and Komi, P. V. (2004) Effects of different dropping intensities on fascicle and tendinous tissue behavior during stretch-shortening cycle exercise. *J. Appl. Physiol.*, 96: 848-852.
- Ishikawa, M., Niemela, E., and Komi, P. V. (2005a) Interaction between fascicle and tendinous tissues in short-contact stretch-shortening cycle exercise with varying eccentric intensities. *J. Appl. Physiol.*, 99: 217-223.
- Ishikawa, M., Komi, P. V., Grey, M. J., Lepola, V. and Bruggemann, G. P. (2005b) Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *J. Appl. Physiol.*, 99: 603-608.
- Johnson, M. A., Polgar, L., Weightman, D., and Appleton, D. (1973) Data on the Distribution of fibre types on thirty-six human muscles an antopsy study. *J. Neurol. Sci.*, 18: 111-129.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Takeshita, D., Kawakami, Y., Fukashiro, S., and Fukunaga, T. (2000) In vivo dynamics of human medial gastrocnemius muscle-tendon complex during stretch-shortening cycle exercise. *Acta. Physiol. Scand.*, 170: 127-135.
- Kurokawa, S., Fukunaga, T., Nagano, A., and Fukashiro, S. (2003) Interaction between fascicles and tendinous structures during counter movement jumping investigated in vivo. *J. Appl. Physiol.*, 95: 2306-2314.
- Maganaris, C. N., Baltzopoulos, V., and Sargeant, A. J. (2006) Human calf muscle responses during repeated isometric plantarflexions. *J. Biomech.*, 39: 1249-1255.
- Muramatsu, T., Muraoka, T., Takeshita, D., Kawakami, Y., Hirano, Y., and Fukunaga, T. (2001) Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo. *J. Appl. Physiol.*, 90: 1671-1678.
- Oda, T., Kanehisa, H., Chino, K., Kurihara, T., Nagayoshi, T., Fukunaga, T., and Kawakami, Y. (2007) In vivo behavior of muscle fascicles and tendinous tissues of human gastrocnemius and soleus muscles during twitch contraction. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 17: 587-595.
- Pearson, S. J., Burgess, K., and Onambele, G. N. (2007) Creep and the in vivo assessment of human patellar tendon mechanical properties. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, 22: 712-717.
- Saltin, B. and Gollnick, P. D. (1983). Skeletal muscle adaptability: Significance for metabolism and performance. In *Skeletal Muscle*, eds. Peachey, L. D., Adrian, R. H., and Geiger, S. R., American Physiological Society, Bethesda, MD, 555-631.
- Sousa, F., Ishikawa, M., Vilas-Boas, J. P., and Komi, P. V. (2007) Intensity- and muscle-specific fascicle behavior during human drop jumps. *J. Appl. Physiol.*, 102: 382-389.
- Spanjaard, M., Reeves, N. D., van Dieën, J. H., Baltzopoulos, V., and Maganaris, C. N. (2008a) Influence of step-height and body mass on gastrocnemius muscle fascicle behavior during stair ascent. *J. Biomech.*, 41: 937-944.
- Spanjaard, M., Reeves, N. D., van Dieën, J. H., Baltzopoulos, V., and Maganaris, C. N. (2008b) Lower-limb biomechanics during stair descent: influence of step-height and body mass. *J. Exp. Biol.*, 211: 1368-1375.
- Takeshita, D., Shibayama, A., Muraoka, T., Muramatsu, T., Nagano, A., Fukunaga, T., and Fukashiro, S. (2006) Resonance in the human medial gastrocnemius muscle during cyclic ankle bending exercise. *J. Appl. Physiol.*, 101: 111-118.
- Winter, D. A. (1990) *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Second edition Wiley-Interscience, New Jersey, USA.

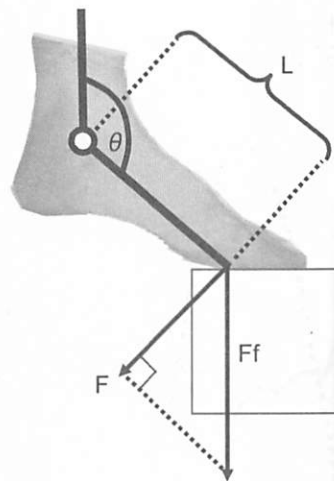
連絡先

住所：〒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

氏名：佐久間 淳

E-mail : j-sakuma@aoni.waseda.jp



$$TQ = L \times F$$

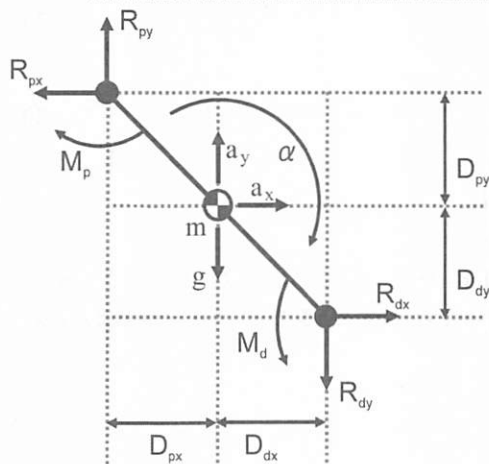
$$F = Ff \times \cos(\theta - 1.57)$$

L : 足関節中心から拇指球までの距離(m)

Ff : 床反力の垂直成分(N)

θ : 足関節角度(rad)

Kubo et al. (2000)による足関節トルク算出方法



D_{px}, D_{py} (関節中心から質量中心までの距離)

D_{dx}, D_{dy} (質量中心から拇指球までの距離)

R_{px}, R_{py} (足関節にかかる力)

R_{dx}, R_{dy} (床反力の水平成分, 垂直成分)

M_p (足関節回りのトルク)

M_d (拇指球回りのトルク)

α (足関節角加速度)

a_x, a_y (質量中心の水平および垂直方向の加速度)

m (足部質量)

I_0 (足部慣性モーメント)

g (重力加速度)

$$\oplus \Sigma F_x = ma_x$$

$$-R_{px} + R_{dx} = ma_x$$

$$R_{px} = R_{dx} - ma_x$$

$$\oplus \Sigma F_y = ma_y$$

$$R_{py} - R_{px} - mg = ma_y$$

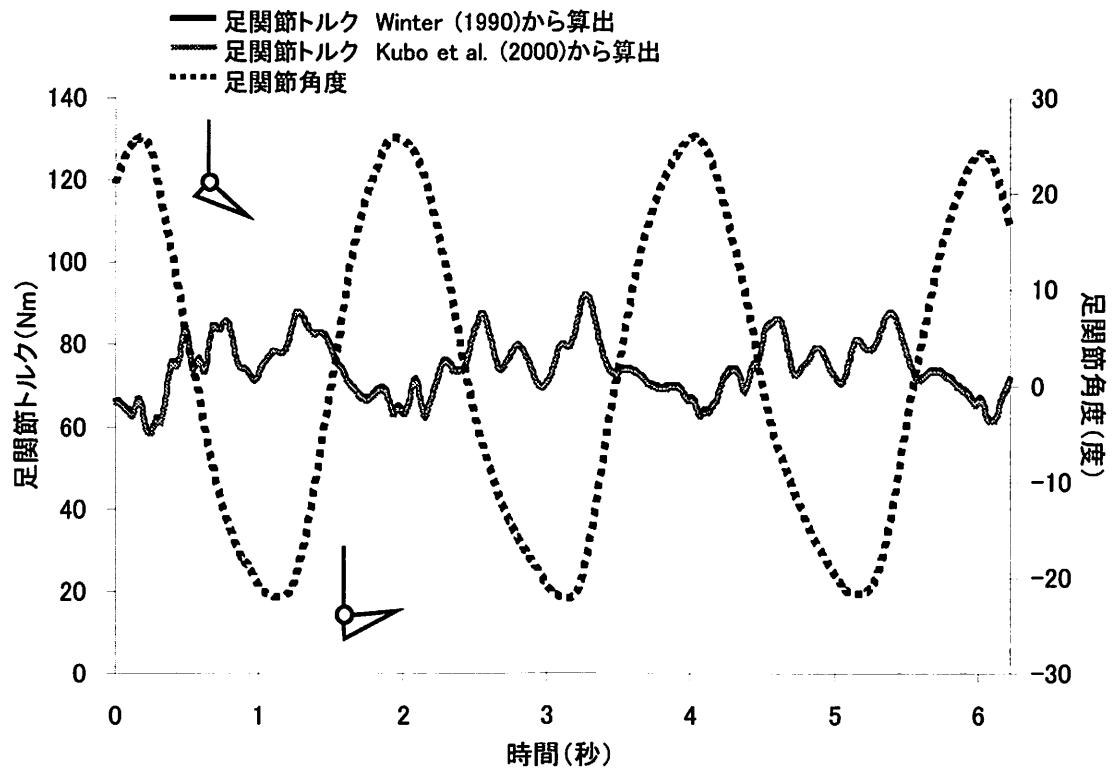
$$R_{py} = R_{dx} + ma_y + mg$$

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

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

逆動力学(Winter, 1990)による足関節トルク算出方法

付録 I : Kubo et al. (2000) (上) および逆動力学 (Winter, 1990) (下) による足関節トルク算出方法



付録2：Kubo et al. (2000)および逆動力学 (Winter, 1990)で算出した足関節トルクの比較
 図は被験者1名が自体重(BW)条件でカーフレイズ運動(3周期分)を行った際の足関節トルクおよび足関節角度を示す