報告書(体育研究所プロジェクト研究)

Muscle contraction sensor (MC sensor法) およびTensiomyography (TMG法) からみた下肢骨格筋群の力学的収縮特性

Mechanical properties of lower limb muscles by using Muscle contraction sensor and Tensiomyography

角 田 直 也*, 横 沢 翔 平*, 平 塚 和 也*, 田 中 重 陽** 畑 島 一 翔***, 高 橋 優花子****, 飯 田 周 平****. 熊 川 大 介****

Naoya TSUNODA*, Shohei YOKOZAWA*, Kazuya HIRATSUKA* Shigeharu TANAKA**, Kazuto HATASHIMA***, Yukako TAKAHASHI**** Shuhei IIDA**** and Daisuke KUMAGAWA****

I. プロジェクト研究の概要

これまでに、本プロジェクトでは、Muscle contraction sensorおよびTensiomyographyを用いて骨格筋の形状変化特性を明らかにするために次の課題に取り組んできた。

- 1) 伸長 短縮サイクル運動中における骨格筋 の形状変化動態
- 2) 温熱刺激が筋収縮速度に及ぼす影響 本年度に実施した課題に関する研究成果につい てテーマごとに報告する。

1) 伸長-短縮サイクル運動中における骨格筋の 形状変化動態

これまでの研究ではMCセンサー法を用いて上腕二頭筋^{1,2)} や膝関節伸展筋群^{3,4)} を対象とした検討がなされており、いずれの先行研究においても、MCセンサー法により計測した力学的な筋張力は漸増的に発揮された等尺性筋力に伴って増加することが報告されている。しかしながら、これ

らの研究では、関節角度が変化しない運動である 等尺性の筋力発揮に焦点を当てた考察が展開され ており、ドロップジャンプのような反動動作につ いては検討されていない。本研究では、ドロップ ジャンプ動作を用いて伸張 – 短縮サイクル運動中 における前脛骨筋および腓腹筋内側頭の形状変化 特性について、MCセンサー法を用いて力学的な 観点から検討することを目的とした。

被験者は健康な成人男性6名(年齢:20.8±1.6歳、身長:171.9±4.7cm、体重:68.1±3.0kg、体脂肪率:59.0±2.0%)とした。各被験者には測定に先立ち、研究の目的、測定方法及び安全性について十分説明し、参加の同意を得た。

伸張 - 短縮サイクル(Stretch Shortening Cycle: SSC)運動には、ドロップジャンプを用いた。ドロップジャンプは台高から跳びおり、即座に跳び上がる跳躍運動であり、代表的なSSC運動である。本研究では、0.3mの高台からのドロップジャンプとした。被験者には十分なウォーミングアップとドロップジャンプの練習を実施さ

^{*} 国士舘大学大学院スポーツ・システム研究科(Graduate School of Sport System, Kokushikan University)

^{**} 国士舘大学政経学部(Faculty of Political Science and Economics, Kokushikan University)

^{***} 国士舘大学体育学部附属体育研究所(Institute of Health, Physical Education and Sport Science School of Physical Education Kokushikan University)

^{****} 国士舘大学体育学部(Faculty of Physical Education, Kokushikan University)

せた後、本測定を2回実施し、動作に異常が見られた時は3回目以降の測定を行った。また、測定の際は上肢の反動を用いないように手を腰に当て、膝関節の屈伸運動をなるべく控え、主に足関節の運動によって、できるだけ早く跳び上がるように指示をした。ドロップジャンプにおける接地時間および跳躍高は跳躍高測定装置(アプライドオーフィス社製)を用いて計測した。さらに、図

子ら⁵⁾ の手法を参考に、跳躍高を接地時間で除すことで SSC 遂行能力の指標となる DJindex を算出した。

被験筋は前脛骨筋(TA)および腓腹筋内側頭(GM)とし、各筋の筋腹にMCセンサー(TMG社製)を貼付し(Fig.1)、ドロップジャンプ動作中における筋活動量(EMG signal)および筋張量(MC signal)を測定した。ドロップジャンプ動作には時系列的な一連の運動機序が存在し、それらは台から落下し、つま先が接地するまでのpre-activation局面、つま先接地から最大の沈み込み

(重心最下点)までの踏切り前半局面、重心最下点からつま先離地(跳び上がり)までの踏切り後半局面といった、各局面に分けられる⁶。そこで高速度カメラ(デジモ社製)を被検者の右側方に設置してドロップジャンプ動作を毎秒100コマのフィルムスピードで撮影し、得られた画像から一連のドロップジャンプ動作を各局面に分類した(Fig.2)。また、右足の膝関節裂隙、外果、第5中

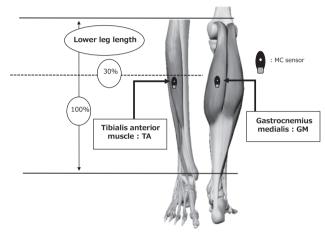


Fig.1 Paste positions of MC sensors.

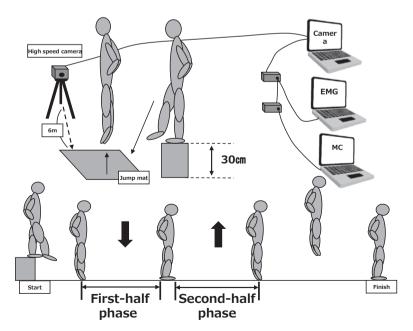


Fig.2 Measurement system of drop jump.

足骨をプロットして足関節角度を算出し、足関節 が最も背屈した角度に対する相対値を算出した。

さらに各測定値は踏切局面の値を抽出した後、 時系列データとして示すために、映像を基に踏み 切り中の身体重心最下点を目視により確認し、そ れを基準 (0%) として、ドロップジャンプの踏 切り時における前半局面時間を-100-0%で、後 半局面時間を0-100%で規格化した。(Fig.3)。 本研究で用いた被検者のドロップジャンプ能力は平均跳躍高: 0.25±0.03 (m)、平均踏切時間: 0.18±0.03 (sec)、平均RJindex: 1.43±0.33 (m/sec) であった。

Fig.4 に、踏み切り前半および後半局面における規格化時間と足関節角度(%)の関係を示した。 足関節角度は踏切前半局面では有意に高い正の直 線関係が認められ、他方、踏切後半局面において

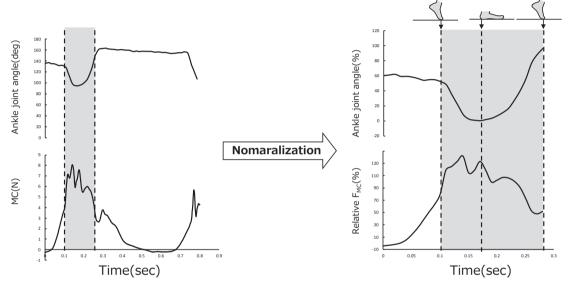


Fig.3 Data analysis.

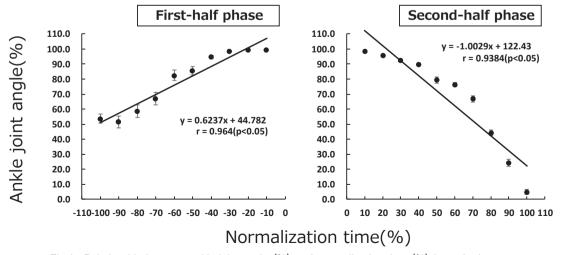


Fig.4 Relationship between ankle joint angle (%) and normalization time (%) in each phase.

も有意に高い負の直線関係が認められた。これらの結果において、横軸の規格化時間0%時点が踏切局面中の身体重心最加点、すなわち身体が最も沈み込んだ時点を示している。つまり、ドロップジャンプの踏切り局面において、足関節角度は時系列的に変化することが示された。

Fig.5にはTAの各局面における規格化時間と 筋形状変化量の関係を示した。接地前半局面にお いて、TAの筋形状変化量は規格化時間との間に有意な2次曲線回帰が得られ、回帰式の説明量は高い値を示した。一方、接地後半局面では規格化時間と筋形状変化量との間において有意に高い負の直線関係が認められた。Fig.6にはGMの接地前半および後半局面における規格化時間と筋形状変量の関係を示した。両局面において、GMの筋形状変量は規格化時間との間に有意な2次曲線回

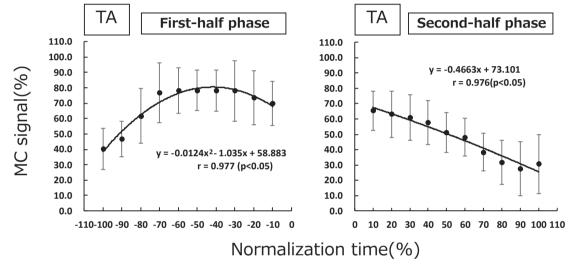


Fig.5 Relationship between MC signal (%) and normalization time (%) in each phase of TA.

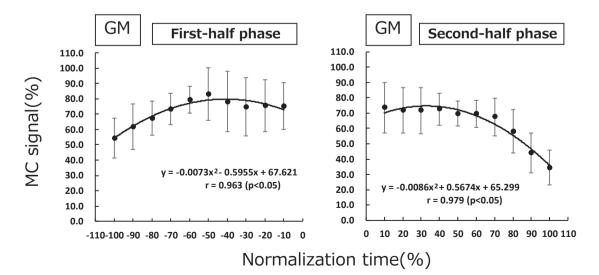


Fig.6 Relationship between MC signal (%) and normalization time (%) in each phase of GM.

帰が得られ、それぞれの回帰式の説明量は高い値 を示した。これらの結果からSSC運動中におけ るMCセンサーで計測した筋張力は時系列的に変 化することが示された。また、それぞれの変化の 様相に注目してみると、まず、TAでは前半局面 において、規格化時間-100%時点から-70%時 点まで漸増的に増加し、そこから-10%時点まで 変化が横ばいに停滞している。他方、GMにおい てはTA同様に前半局面の開始時点(-100%) から-60%時点まで漸増し、そこから-10%時点 まで変化が横ばいに停滞している。これに加えて、 GMの後半局面においても規格化時間10%時点か ら70%時点まで変化が横ばいに停滞しており、 70%以降から漸減する様相が確認できる。つまり、 ドロップジャンプ運動中のTAおよびGMの筋張 力は踏切時において時系列的に変化するものの、 それらの増減は踏切前半局面の初期から中期およ び踏切後半局面の中期から終期に現れることが推 察される。

しかしながら、各時点の標準偏差に注目してみると、それぞれの筋の形状変化量にばらつきが見られた。ドロップジャンプやホッピングのように 反動動作を利用する伸張反射がパフォーマンスに 貢献する条件の一つとして、筋の伸張は素早く短

時間であることが指摘されている⁷⁾。そこで、筋 の伸張収縮が発現する踏切前半局面において、 DJindex を指標として、踏切開始(つま先接地) から沈み込み最下点までの骨格筋張力の様相につ いて特徴的な傾向を示した二人の被験者 (Sub. A、Sub. B) の結果を部位別に示した (Fig.7)。 なお、被験者のDJindexはSub. A、Sub. Bの順 でそれぞれ1.33、1.90であった。まず、Sub. Aに おいては、規格化時間50%でTAの最大筋張量が 観察され、規格化時間90%でGMの最大筋張量が 観察された。他方Sub. Bにおいては、規格化時 間60-70%時点でGMの最大筋張量が観察され、 規格化時間80%時点においてTAの最大筋張量が 観察された。これらの結果から、拮抗筋および主 導筋の最大張力が発揮される時間には被験者ごと 差異があることが読み取れる。主導筋は接地時に 伸張反射し、その時の筋活動が離地のための筋活 動として作用する7)ことや、拮抗筋となる前脛骨 筋は接地前に予備緊張することで足関節のスティ フネスを高める役割を担う8)ことが示唆されてい ることから、SSC運動時の主導筋と拮抗筋はそれ ぞれ異なる収縮特性を有していることが推察され る。本研究においてはSSC遂行能力に優れない Sub. Aの下腿筋群は拮抗筋が先行して筋張力を

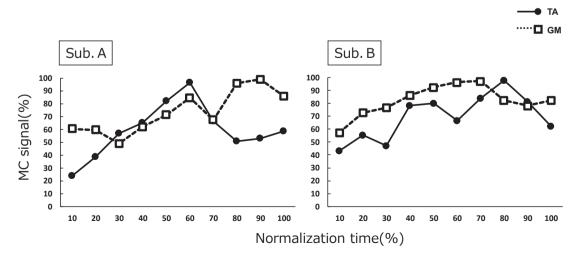


Fig.7 Comparison of MC signal in subject A and B on each muscles.

発揮したのに対し、SSC能力に優れるSub. Bの下腿筋群は主導筋が先行して最大張力を発揮する様相を示した。以上のことから、MCセンサー法によって計測した筋張力は短時間で遂行されるSSC運動中においても、骨格筋の収縮量を反映する指標となり得る可能性が示唆された。

本研究は、令和2年度国士舘大学体育学部附属 体育研究所研究助成により実施した。

参考文献

- Djordjevic S, Stancin S, Meglic A, Milutinovic V, Tomazic S. (2011). MC sensor-a novel method for measurement of muscle tension. Sensors 11, 9411-9425
- Djordjevic S, Tomazic S, Narici M, Pisot R, Meglic A. (2014). In-vivo measurement of muscle tension: Dynamic properties of the MC sensor during isometric muscle contraction. Sensors 14, 116
- 3) 田中重陽, 今若太郎, 角田直也. (2019). 異なる 関節角度における等尺性収縮時の膝伸展筋群およ び膝蓋腱の形状変化特性. 理学療法科学, 34 (1), 89-96.
- 4)田中重陽, 今若太郎, 角田直也. (2019). MCセンサー法による等尺性収縮時の膝関節伸展筋群の力学的活動評価. 人間工学, 55(3), 85-95.
- 5)図子浩二,高松薫,古藤高良.各種スポーツ選手 における下肢の筋力およびパワー発揮に関する特性(1993).体育学研究,38,265-278.
- 6) 吉田 拓矢,中 宗一郎, 苅山 靖,林 陵平,高橋 和孝,図子 あまね,図子 浩二.ドロップジャン プにおけるパフォーマンス獲得に至るまでの時系 列的な運動連関(2016).体力科学,65(5),479-489.
- 7) 飯田祥明,中澤公高. 反動動作と伸張反射-伸張 反射出力は跳躍高増大に貢献するか-(2012),体 育の科学,62(1),24-30.
- 8) 上林清孝, 只野千茅, 与那正栄, 関博之, 室増男 (2002) 衝撃緩衝動作時の足関節筋群の反射活動に 及ぼす視覚入力の影響, 体力科学, 51, 447-456.

Ⅱ. 温熱刺激が筋収縮速度に及ぼす影響

本研究は、温熱刺激がTensiomyogrphy (TMG) 法から算出された筋収縮速度 (Contraction velocity: Vc) に及ぼす影響を検討した。

被験者は、健康な成人男性28名とした。各被験者に対して、研究の目的、実験方法及びその安全性について説明し、書面にて参加の同意を得た。被験者の年齢及び身体的特性は、年齢が21.9±2.4歳、身長が175.4±7.5cm、体重が71.2±11.6kg、除脂肪量が61.0±8.0kgであった。

身長は身長計を用いて測定し、体重及び除脂肪量はインピーダンス法によるマルチ周波数体組成計(BODY FAT ANALYZER TBF-110、TANITA社製)を用いて測定した。

温熱刺激は、高周波治療器(Tecnosix Red Coral Sixtus社製)を用いた。照射部位は、大腿前部とし、上前腸骨棘と膝蓋骨上縁を結んだ線上を中心に照射した。また、大腿後部に板状の戻し電極を設置した。照射電極であるプローブにクリームを塗布し、刺激周波数は0.75MHz、照射出力を60Wとした。照射方法はストローク法とし、照射速度はメトロノームを用いて、2秒間に照射部位を1往復するように設定した。照射時間は15分とした。

Vcの測定は、TMG法(TMG-100、TMG社製) を用いて測定した。TMG法は、電気刺激装置を用 いて外部刺激を与え、筋腹中央の形状変化をセン サーで計測し、形状変位量を時間曲線にしたもの である。測定部位は、大腿直筋(RF:上前腸骨 棘と膝蓋骨上部を結ぶ50%の位置)とした。RF の測定姿勢は、仰臥位で実施した。その際、膝屈 曲角度が30度となるように三角パットを使用し た。さらに、測定中に測定位置が動かないように するため、脛骨粗面上と足首をベルトで軽く固定 した。なお、被験者には身体を安静にした状態で 測定を行うよう指示した。刺激電極は、センサー を中心に近位部と遠位部に貼付し、電極間距離は 5cmとした。電気刺激における単一刺激のパルス 幅は1msとした。電気刺激範囲は40mAから 110mAとし、対象とした筋の最大変位が発現す るまで10mAずつ増加させた。Vcの算出方法は、 de Paula Simola et al³⁾ を参考にした(Fig.8)。

体表皮温度の計測は、高精度温度計(LT-2series、Gram社製)を用いた。計測部位は、筋収縮速度の測定部位とほぼ同位置である上前腸骨棘と膝蓋骨上縁を結んだ線上の50%位置付近とした。体表皮温のデータサンプリングは10秒毎とし、1分間の平均を測定値とした。また、温度プローブはサージカルテープで固定した。

測定手順は、事前にVcの測定及び体表皮温度 を測定し、温熱刺激を実施した後、再度同様の方 法を用いてVcの測定及び体表皮温度の測定を実 施した(Fig.9)。

本研究における各項目の値は、全て平均値およ

び標準偏差で示した。各項目における有意差の検定には、対応のあるT-testを用いた。また、検定の効果そのものの大きさ(Effect size)を測定するために効果量を算出した。効果量は、rを用いて小=.10、中=.30、大=.50の判断基準で大きさを判断した。効果量については、 $Cohen^2$)を参考に算出した 7)。

温熱刺激前後における体表皮温度の変化を Tablelに示した。体表皮温度の平均値は、preが 31.96 ± 1.0 ℃、postが 35.35 ± 0.7 ℃であった。温熱刺激前後の体表皮温度を比較した結果、有意な差が認められた(p<0.01)。また、その効果量は大

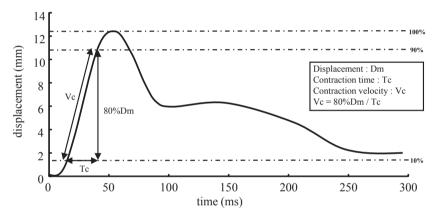


Fig.8 TMG parameter definition.

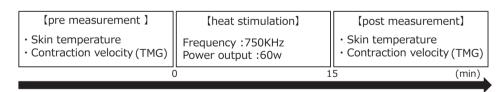


Fig.9 Experiment procedure.

Table 1 Comparison of skin temperature on pre and post with heat stimulation.

| | pre | | post | | | | effect size |
|-----------------------|-------|-----|--------------------|-----|--------|------|-------------|
| | Mean | SD | Mean | SD | t (27) | р | r |
| Skin temperature (°C) | 31.96 | 1.0 | 35.35 [*] | 0.7 | -19.66 | 0.00 | 0.97 |

^{*}Difference from pre (p<0.01).

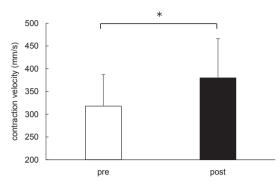


Fig.10 Comparison of contraction velocity on pre and post with heat stimulation (*:p<0.01).

きかった $(r=0.97)_{\circ}$

Fig.10 は、温熱刺激前後におけるVcの変化を示した。Vcの平均値は、preが $317.8 \pm 69.3 mm/s$ 、postが $379.9 \pm 86.4 mm/s$ であった。高周波温熱刺激前後のVcを比較した結果、有意な差が認められた (p < 0.01)。また、その効果量は大きかった (r = 0.79)。

本研究では、温熱刺激によって体表皮温度の上 昇が生じていることを確認するために高精度温度 計を用いて測定した。その結果、体表皮温度は、 温熱刺激前と比較して温熱刺激後に有意な温度上 昇が認められた。2種類のホットパックを用いて 表面温度を評価した古後6 らによると、湿熱法ホ ットパックの表面温度は平均42.6±2.6℃、乾熱法 ホットパックは平均42.8±2.6℃であった。本研究 の温熱刺激後の体表皮温度は平均35.35±0.7℃で あり、先行研究の結果より低い温度を示した。そ の要因として、温熱刺激方法の違いによるものだ と考えられる。ホットパックのような表在性温熱 による刺激は、表面の温度上昇を引き起こすもの であり、皮膚や皮下組織の温度上昇をもたらすが、 筋および腱といった比較的深部の組織の温度を上 昇させることは不適切な手段として報告されてい る4)。また、ホットパックの伝導熱は、生体に適 用しても深達度は皮下1~2cmであると報告され ている8)。一方、今回の温熱刺激は、筋および腱 といった比較的深部の温度を上昇させることを目 的とした深達性温熱方法であるため、体表皮温度 に違いが生じたことが考えられる。従って、本研 究では、体表皮温度の上昇は低いものの、筋およ び腱といった比較的深部の温度を上昇させること に適した高周波温熱刺激を使用したため、大腿直 筋の温度上昇を引き起こすには、適切な刺激方法 であったことが示唆された。

温熱刺激前後のVcは、温熱刺激前と比較して温熱刺激後に有意に増加した。筋温度と筋収縮速度に関する先行研究¹⁾によると、筋温度の上昇に伴って、収縮速度が増加することが報告されており、本研究の結果は先行研究を支持するものであった。また、TMGを用いて冷却刺激が外側広筋のVcに及ぼす影響について検討したGarcia et al. ⁵⁾によると、冷却刺激後にVcは低下することが報告されている。つまり、温熱刺激はVcを増加させ、冷却刺激はVcを低下させることが本研究及び先行研究の結果から確認された。したがって、温度変化によってVcに変化が生じることが示唆された。

本研究は、温熱刺激がTMG法から算出されたVcに及ぼす影響を検討した。その結果、大腿直筋のVcは温度上昇によって増加することが明らかとなった。

本研究は、令和2年度国士舘大学体育学部附属 体育研究所研究助成により実施した。

参考文献

- Bishop, D. (2003). Warm up I. Sports medicine, 33 (6), 439-454.
- Cohen J. (1988) Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences Second Edition. HillSdale, NJ, Lawrence Erlbaum.
- de Paula Simola, R. Á., Harms, N., Raeder, C., Kellmann, M., Meyer, T., Pfeiffer, M., Ferrauti, A. (2015). Assessment of neuromuscular function after different strength training protocols using tensiomyography. The Journal of Strength & Conditioning Research, 29 (5), 1339-1348.
- 4) 出口清喜、椿淳裕、由久保弘明、他(2004) 組織

Muscle contraction sensor (MC sensor法) およびTensiomyography (TMG法) からみた -145-下肢骨格筋群の力学的収縮特性

修復と物理療法 軟部組織 (靭帯を含む) 修復における物理療法の有効性. 理学療法, 21 (11), 1358-1365.

- 5) García-Manso JM, Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, de Saa Y, Calderón J. (2011) Effect of cold-water immersion on skeletal muscle contractile properties in soccer players. Am J Phys Med Rehabil. May; 90 (5): 356-63.
- 6) 古後晴基、村田伸、村田潤、中村匡平 (2010) ホットパックの乾熱法と湿熱法の違いが筋硬度に及 ほす効果. 理学療法科学, 25 (4):631-634.
- 7) 水本 篤、竹内 理(2008) 研究論文における効果 量の報告のために:基本的概念と注意点. 英語教 育研究、31,57-66.
- 8) 高杉 紳一郎、岩本 幸英(2008)腰痛の物理療法. MB Med Reha, 98: 25-31.