

## Muscle contraction sensor (MC sensor法) およびTensiomyography (TMG法) を用いた筋腱の形状変化特性の評価

### Evaluating of displacement on muscle and tendon by Muscle contraction sensor and Tensiomyography

角田直也\*, 熊川大介\*\*, 亀山歩\*\*, 田中理沙\*\*  
飯田周平\*\*, 秋葉茂季\*, 平塚和也\*, 横沢翔平\*  
畑島一翔\*\*, 遠藤太陽\*\*, 田中重陽\*\*\*

Naoya TSUNODA\*, Daisuke KUMAGAWA\*\*, Ayumi KAMEYAMA\*\*, Risa TANAKA\*\*  
Shuhei IIDA\*\*, Shigeki AKIBA\*, Kazuya HIRATSUKA\*, Shohei YOKOZAWA\*  
Kazuto HATASHIMA\*\*, Futoshi ENDO\*\* and Shigeharu TANAKA\*\*\*

#### 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を用いた筋腱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) 瞬間的な等尺性膝伸展筋力発揮中の膝伸展筋群および膝蓋腱の活動特性
- 2) 温熱刺激が骨格筋の形状変位量に及ぼす影響

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。

#### I. 瞬間的な等尺性膝伸展筋力発揮中の膝伸展筋群および膝蓋腱の活動特性

Muscle contraction sensor (MCセンサー) は、筋収縮によって生じる筋や腱の形状が変化した際の皮膚表面の張力を計測することが可能であり、筋および腱の活動動態を力学的観点から評価する

ことができる<sup>1, 2)</sup>。MCセンサー法を開発した Djordjevic et al<sup>1)</sup> は、等尺性による肘関節屈曲筋力発揮中におけるMCセンサー法の計測値と、肘関節屈曲トルクとの間に有意な相関関係が認められたことを報告している。また、同手法により等尺性膝伸展筋力発揮中の膝伸展筋群および膝蓋腱の活動動態について検討したものによれば、MCセンサー法によって計測した値は、膝伸展筋群および膝蓋腱の活動動態を評価する指標として活用できる可能性を指摘している<sup>3)</sup>。しかしながらいづれの研究も、等尺性において数秒間の持続的な筋力発揮状態（漸増的な筋力発揮を含む）での評価であり、スポーツ活動でみられるような瞬間的な筋力発揮状態については検討されていない。そこで本研究では、MCセンサー法を用いて、等尺性条件下における瞬間的な膝伸展筋力発揮中の膝伸展筋群および膝蓋腱の活動動態について検討することを目的とした。

被検者は12人の健康な成人男性および女性とした。膝伸展筋力は筋力測定装置に取り付けたロ

\* 国士館大学大学院スポーツ・システム研究科 (Graduate School of Sport System, Kokushikan University)

\*\* 国士館大学体育学部 (Faculty of Physical Education, Kokushikan University)

\*\*\* 国士館大学政経学部 (Faculty of Political Science and Economics, Kokushikan University)

ードセルを用いて測定した。膝伸展筋力測定時の姿勢は、膝関節角度65度（完全伸展位0度）とした。被検者には、等尺性による最大下での瞬間的な膝伸展運動を5回繰り返し行わせ、その内の3回を分析の対象とした。内側広筋（VM）、外側広筋（VL）および膝蓋腱（PT）の形状変化は、MCセンサー法（TMG-BMC社製）を用いて測定した。MCセンサー法によって得られる計測値は、脂肪厚により影響を受ける可能性が考えられるため、安静状態においてセンサーを貼付した際の値を初期値とし、筋力発揮中の値から初期値を差し引いた差を個人値とした。その後、ロードセルおよびMCセンサー法で計測したデータは、ローパスフィルター（2Hzカットオフ）および6次ゼロラグバターワースフィルター処理を行い、最大値

に対する相対値として算出した。

無作為に抽出した1名の被検者のデータをFig.1（フィルタリング処理後のデータ）とFig.2（相対値）に示した。Fig.3は同一被検者のVLの形状変化量と筋力の関係、Fig.4はVMの形状変化量と筋力の関係、Fig.5はPTの形状変化量と筋力の関係についてそれぞれ示したものである。VLおよびVMの形状変化量が大きくなるにつれて、筋力値は高値を示した。いずれも有意な相関関係が成り立ち、極めて高い相関係数が得られたことから、MCセンサー法で計測した形状変化量は、筋力レベルを推定する指標となりうるものと推察された。この傾向は、全被検者による分析でも確認（VL； $r = 0.944$ 、VM； $r = 0.927$ ）され、先行研究<sup>1,2)</sup>の指摘を指示するものであった。一方、PT

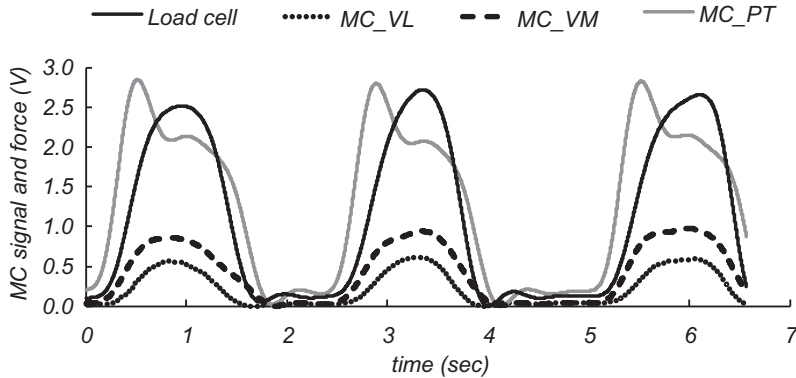


Fig.1 Absolute values of MC signal and force.

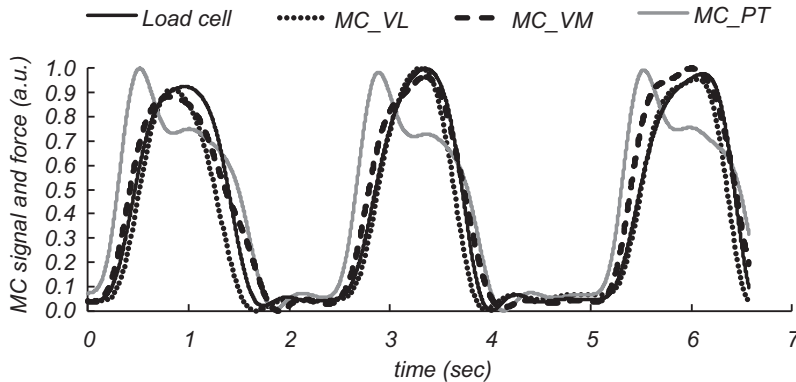


Fig.2 Normalized values of MC signal and force.

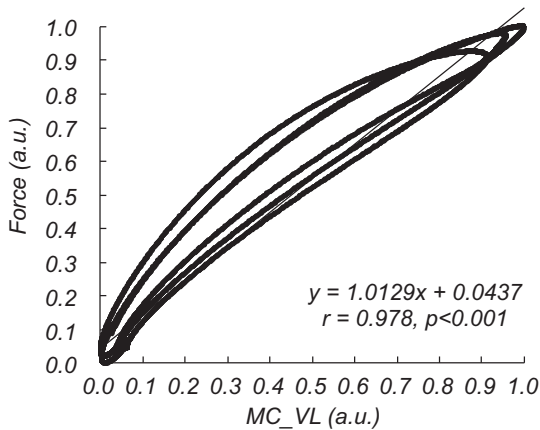


Fig.3 The relationship between MC signal of VL and force.

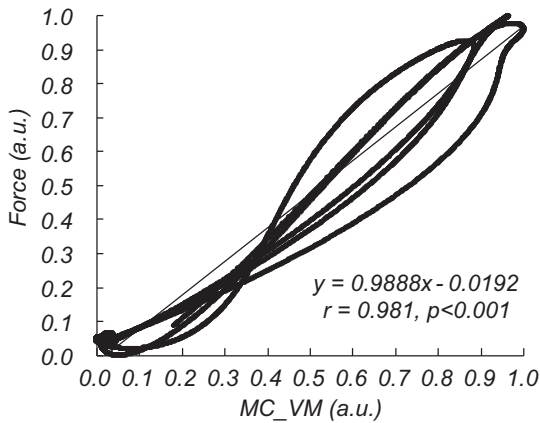


Fig.4 The relationship between MC signal of VM and force.

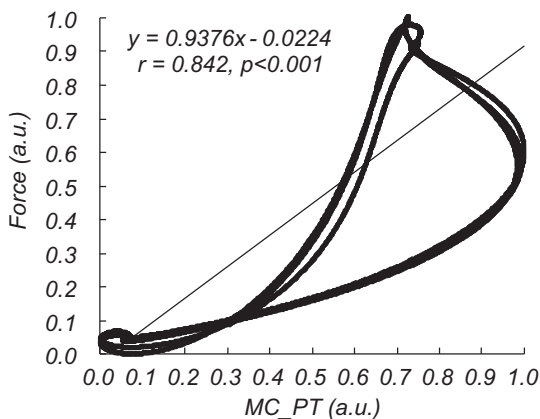


Fig.5 The relationship between MC signal of PT and force.

の形状変化量と筋力の関係は、有意な相関関係が認められたものの、明らかにVLやVMの関係性とは異なるものであった。全被検者を対象とした分析でも同様の結果 (PT:  $r = 0.666$ ) を示した。膝蓋腱は、膝関節伸展位から屈曲位にかけて矢状面上に前傾から後傾することや、冠状面上に内傾から外傾方向へと変動することが報告<sup>4,5)</sup> されている。また、膝関節角度により膝蓋腱の形状 (安静時の撓み) が変化し、形状変化量が異なることが指摘<sup>3)</sup> されている。これらのことを考慮すると、膝伸展運動中の膝蓋腱の活動動態は極めて複雑であり、本研究の結果にも影響したものと推察された。従って、MCセンサー法によって膝蓋腱の活動動態を評価する際は、複雑な機能を十分考慮する必要性が考えられた。

また本研究では、筋力のピーク値に達するまでの筋力上昇期と、脱力している筋力下降期の筋の形状変化量と筋力の関係が異なる結果を得た (Fig.6, 7)。この結果は、MCセンサー法を用いて上腕二頭筋を対象とした先行研究と一致するものであった。本研究において興味深い点は、PTの筋力上昇期において比較的低い筋力発揮段階で形状変化量が最大値を示し、筋にみられるような関係性とは異なる様相を示した点である (Fig.8)。膝蓋腱は膝伸展筋群の収縮力を脛骨に伝達する役

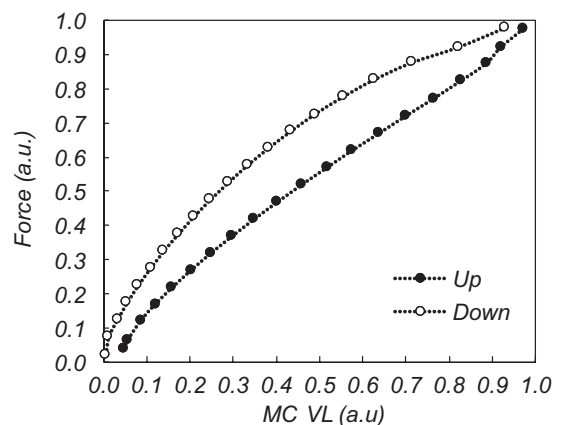


Fig.6 MC signal of VL and force during up and down phases.

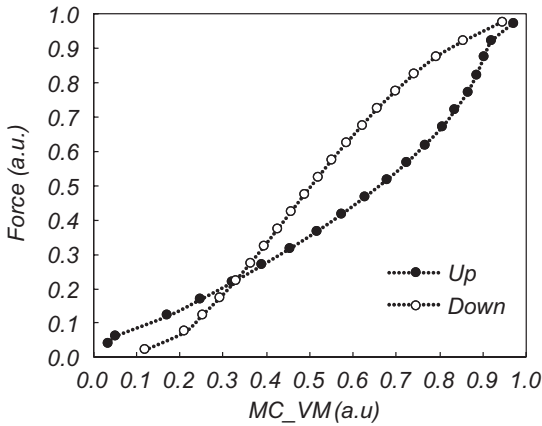


Fig.7 MC signal of VM and force during up and down phases.

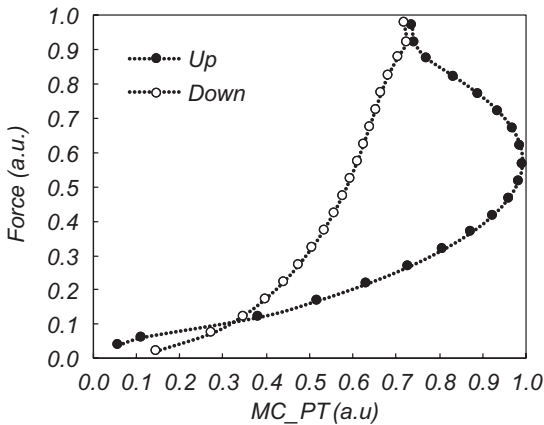


Fig.8 MC signal of PT and force during up and down phases.

割を担っている。従って、MCセンサー法を用いて、筋-腱の活動動態を同時に評価することは、筋-腱の機能評価や、力の伝達効率を示す指標となりえる可能性が考えられる。

最後に、MCセンサー法による膝蓋腱の活動動態の評価は、更なる検証の必要性が考えられるが、筋-腱の機能評価に役立つ情報を提供できる可能性が示唆された。

参考文献

- 1) 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, 1-16.
- 2) 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.
- 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) Merican AM, Amis AA : (2009). Iliotibial band tension affects patellofemoral and tibiofemoral kinematics. *J Biomech*, 42, 1539-1546.
- 5) Csintalan RP, Schulz MM, Woo J, McMahon PJ, Lee TQ. (2002). Gender differences in patellofemoral joint biomechanics. *Clin Orthop Relat Res*, (402) 260-269.

## II. 温熱刺激が骨格筋の形状変位量に及ぼす影響

本研究は、TMGを用いて、温熱刺激が大腿直筋の形状変位量に及ぼす影響について検討した。

被検者は、健康な成人男性11名とした。各被検者には研究目的、測定方法およびその安全性について十分説明し、参加の同意を得た。被検者の身体的特性は、年齢が $22.4 \pm 1.2$ 歳、身長が $174.7 \pm 7.6$ cm、体重 $75.5 \pm 12.9$ kgであった。

身長は身長計を用いて測定し、体重はインピー

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。

温熱刺激には、高周波治療器(TECno six Erta, GMG社製)を用いた(Fig.9)。選択モードは、軟部組織に有効であるとされるキャパシティブモードを選択し、専用プローブを使用した。また、ニュートラルプレートは大腿後部の下に敷くものとした。実施部位は上前腸骨棘と膝蓋骨上縁を結んだ線上を中心とした。なお、本研究における温熱刺激の定義として、周波数は750kHz、エネルギー出力は約60wおよび実施時間は15分に設定した。また、この時電磁波の伝導率を良くすることと共に皮膚への摩擦を避けるために、キャパシティブモード専用プローブおよびニュートラルプレートにおける皮膚との接触面にTECno six Erta専用クリームを施した。

形状変位量の測定は、筋収縮測定装置(TMGM-100, TMG社製)を用いて測定した。TMGの原理はFig.10に示した。TMG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



Fig.9 Heat stimulation system (GMG, TECno six Erta).

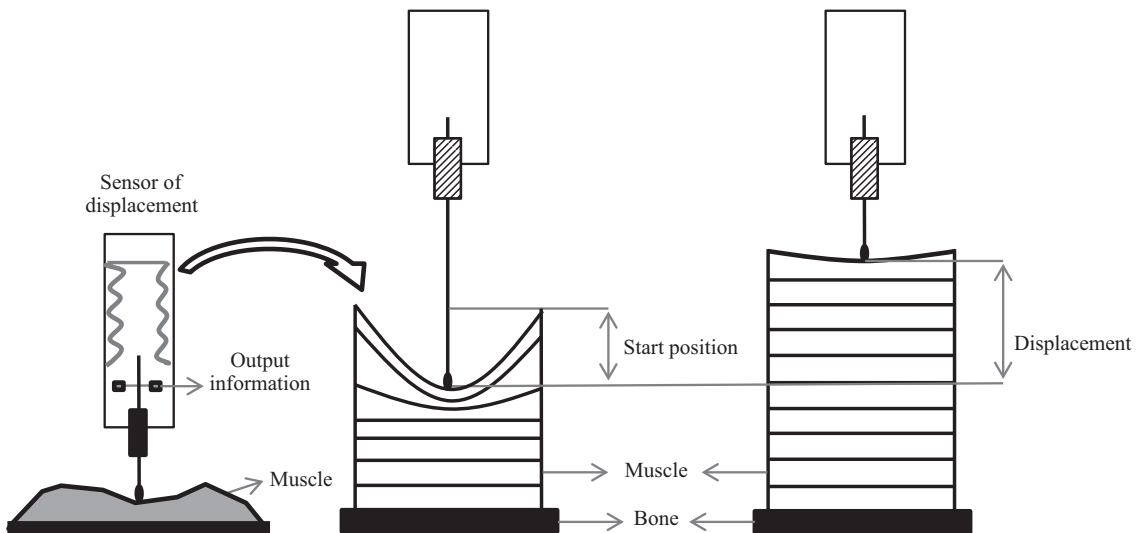


Fig.10 Principle of TMG measurement.

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、被検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。筋の形状変位量を測定するために、センサーを筋に対して垂直にあて、センサーを挟むように5cm間隔で電極を貼付した。また、電極を接触させる体表は、電極への抵抗を除去するために剃毛処理を行った。電気刺激における電流の大きさは、30mAから110mA

の範囲までとし、最大変位が発現するまで10mA毎に電流を漸増する方法を用いた。TMGの測定項目は、形状変位量 (Dm)とした (Fig.11)。

体表皮温度の計測は、高精度温度計 (LT-2series, Gram社製)を用いた (Fig.12)。計測部位は、形状変位量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。温熱刺激実施中においては、被験筋全体への温熱刺激が困難となるため、温度プローブは外すものとした。

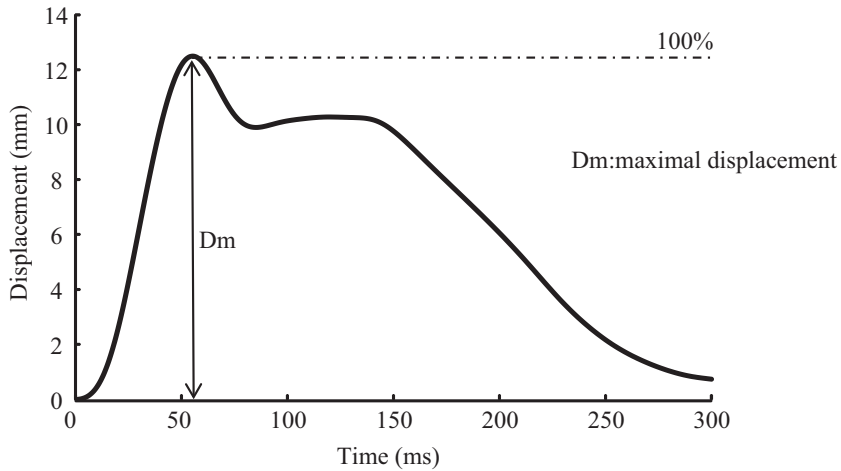


Fig.11 TMG parameters definition.

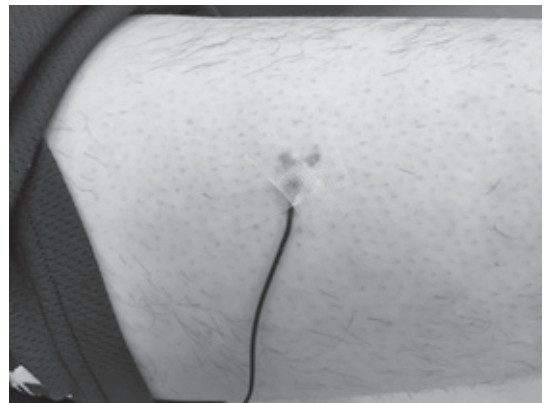


Fig.12 Skin temperature measurement.

測定手順は、事前に形状変位量の測定および体表温度を測定し、温熱刺激を実施した後、再度同様の方法を用いて形状変位量の測定および体表温度の測定を実施した (Fig.13)。

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<sup>6)</sup>を参考に算出した<sup>11)</sup>。

Fig.14は、温熱刺激前後における体表温度の変化を示した。体表温度の平均値は、温熱刺激前が

$31.7 \pm 0.6^\circ\text{C}$ であったのに対し、温熱刺激後は  $35.3 \pm 0.5^\circ\text{C}$  となった。温熱刺激前後の増加率は、 $11.4 \pm 2.9\%$ であった。体表温度は熱刺激前後で有意な差が認められ効果量も大きかった ( $r=.98$ )。

Fig.15は、温熱刺激前後におけるDmの変化を示した。Dmの平均値は、温熱刺激前が  $7.8 \pm 1.3\text{mm}$ であったのに対し、温熱刺激後は  $9.8 \pm 2.0\text{mm}$  となった。温熱刺激前後の増加率は、 $25.0 \pm 13.4\%$ であった。Dmは熱刺激前後で有意な差が認められ効果量も大きかった ( $r=.87$ )。

本研究では、温熱刺激によって体表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

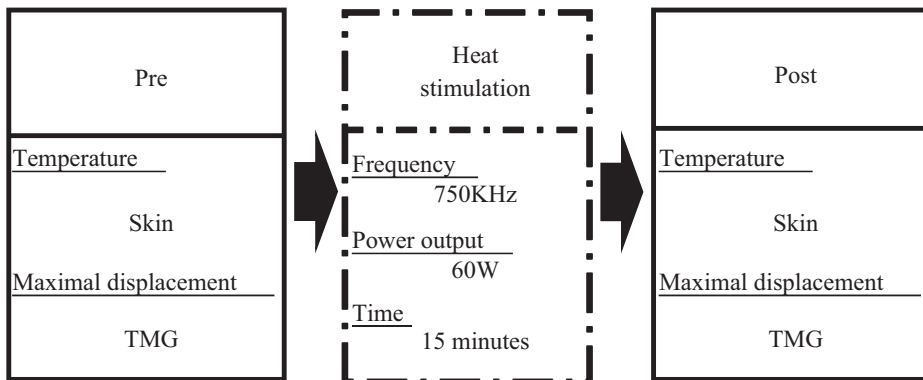


Fig.13 Experiment procedure.

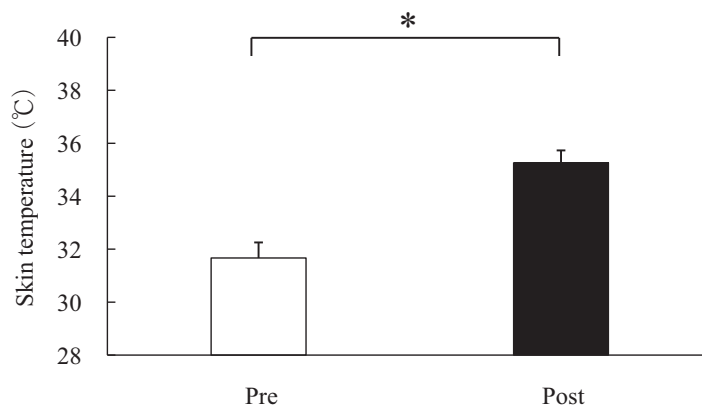


Fig.14 Comparison of Skin temperature on Pre and Post with heat stimulation (\* :  $p < 0.05$ ).

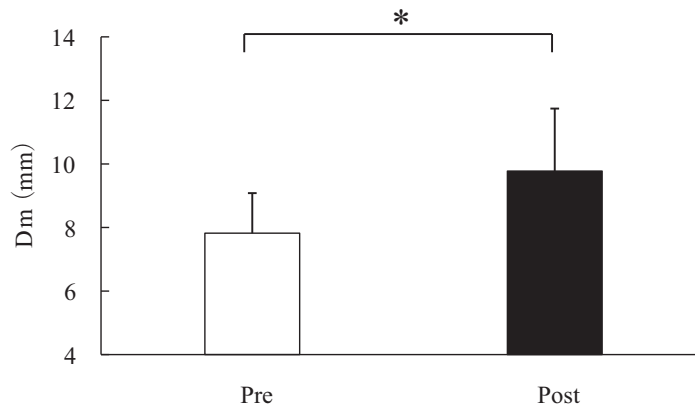


Fig.15 Comparison of Dm on Pre and Post with heat stimulation (\*:  $p < 0.05$ ).

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<sup>9)</sup>らによると、湿熱法ホットパックの表面温度は平均 $42.6 \pm 2.6^\circ\text{C}$ 、乾熱法ホットパックは平均 $42.8 \pm 2.6^\circ\text{C}$ であった。本研究の湿熱刺激後の体表皮温度は平均 $35.3 \pm 0.5^\circ\text{C}$ 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、湿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<sup>7)</sup>。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<sup>14)</sup>。一方、高周波湿熱刺激は、高周波によって体内の水分や細胞分子などを振動させジュール熱（摩擦熱）を生じさせ、身体組織の深部温度を上昇させるものである<sup>12)</sup>。ゆえに、今回の高周波湿熱刺激は、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湿熱方法であるため、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湿熱刺激を使用したため、大腿直筋（筋温）の温度上昇を引き起こすには、適切な湿熱刺激方法であった

ことが示唆された。

湿熱刺激後の形状変位量は、湿熱刺激前と比較して有意に増加した。TMGを用いて冷却刺激が外側広筋の形状変位量に及ぼす影響について検討したGarcia et al.<sup>8)</sup>によると、冷却刺激後に形状変位量は低下することが報告されている。つまり、湿熱刺激は形状変位量を増加させ、冷却刺激は形状変位量を低下させることが本研究および先行研究の結果から確認された。したがって、温度変化（もしくは筋温変化）によって形状変位量に変化が生じることが示唆された。今回の湿熱刺激後における形状変位量の増加は、筋温の上昇によって筋の粘性が低下したことが考えられる。一般的に、湿熱刺激はコラーゲン繊維の伸張性を高め（伸長性の増加）、軟部組織硬度の低下に作用する。また、先行研究<sup>15)</sup>では湿熱刺激により粘性が低下することが報告されている。さらに、TMGの形状変位量は、筋の硬さに依存することが報告されている<sup>10) 13)</sup>。つまり、形状変位量は湿熱刺激によって、大腿直筋の粘性が低下し、筋が柔らかくなったため、増加したことが推察された。

本研究はTMGを用いて、湿熱刺激が大腿直筋の形状変位量に及ぼす影響について検討した。その結果、湿熱刺激後における大腿直筋の形状変位量は、筋温の上昇によって増加することが明らかとなり、その増加は大腿直筋の粘性が低下するこ



とによって生じたものと推察される。これにより、骨格筋の形状変化量から筋の状態を観察する上で有益な情報がえられると考えられる。

本研究は、平成30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

- 6) Cohen J. (1988) Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences Second Edition. Hillsdale, NJ, Lawrence Erlbaum.
- 7) 出口清喜、椿淳裕、由久保弘明、他 (2004) 組織修復と物理療法 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.
- 8) 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.
- 9) 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ぼす効果. 理学療法科学, 25 (4) : 631-634.
- 10) Macgregor LJ, Ditroilo M, Smith IJ, Fairweather MM. (2016) Reduced Radial Displacement of the Gastrocnemius Medialis Muscle After Electrically Elicited Fatigue Journal of Sport Rehabilitation. Volume : 25 Issue : 3 Pages : 241-247
- 11) 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.
- 12) 大森豊明 (2004) 生体物理刺激と生体反応. フジータクノシステム.
- 13) Pisot R, Narici MV, Simunic B, De Boer M, Seynnes O, Jurdana M, Biolo G, Mekjavic IB (2008) Whole muscle contractile parameters and thickness loss during 35-day bed rest. Eur J Appl Physiol. Sep ; 104 (2) : 409-14.
- 14) 高杉 紳一郎、岩本 幸英 (2008) 腰痛の物理療法. MB Med Reha, 98 : 25-31.
- 15) 鳥野 大 (2012) 軟部組織の粘弾性調整を目的とした寒冷療法と温熱療法の実践方法と臨床効果. 理学療法29 (9) : 1002-1010.