

筋収縮時における筋-腱の形状変化特性

Characteristics of muscle and tendon tension during isometric contraction

角田直也*, 熊川大介**, 飯田周平**, 亀山歩**
田中理沙**, 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**, Shuhei IIDA**, Ayumi KAMEYAMA**,
Risa TANAKA**, Shigeki AKIBA***, Kazuya HIRATSUKA***, Shohei YOKOZAWA***,
Kazuto HATASHIMA**, Futoshi ENDO*** and Shigeharu TANAKA****

プロジェクト研究の目的

筋-腱の活動を力学的な観点から評価することができる、Muscle contraction sensor (MC sensor) 法が導入された。MCセンサー法は、対象部位の皮膚表面に凸状のチップを取り付けたセンサーを貼付し、筋収縮によって形状が変化した際の皮膚表面の張力を計測するものである。Đorđević et al.^{1,2)} は、上腕二頭筋を対象として、MCセンサーの計測値を筋収縮中の筋張力として評価しており、筋張力と筋力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、田中ら^{3,4)} は膝関節伸展筋群を対象として、異なる筋長条件下においても、MCセンサー法で計測した筋張力とトルクとの間には有意な相関関係が成り立つことを報告している。これらの報告は、MCセンサー法で計測した筋張力が、筋力の発揮程度を反映する指標となり得ることを示すものである。このように、MCセンサー法の計測値と外部へと出力される筋力との関係については検討されているものの、実際のヒト生体内の情報(筋の形状変化)と

の関わりについては十分な検討がなされていない。また、連続的な筋力発揮によって、筋力の低下は予想されるが、関与する筋群や腱の活動動態については検討されていない。これらの課題を解決することで、MCセンサー法による筋-腱の力学的活動の評価法の妥当性や、身体運動時の筋-腱の活動メカニズムを探ることが可能となるものと考えられる。

そこで本プロジェクトでは、MCセンサー法を用いて、筋-腱の活動特性を明らかにするために、以下の2つの課題に取り組んできた。

- 1) 等尺性膝伸展運動中における大腿直筋の形状変化量とMCセンサーの計測値の関係
- 2) 連続的な等尺性底屈運動時の腓腹筋およびアキレス腱の力学的活動

1) 等尺性膝伸展運動中における大腿直筋の形状変化量とMCセンサーの計測値の関係

本研究では、等尺性による筋収縮中の形状変化を超音波法で観察し、MCセンサー法で計測した筋張力との関係について検討した。

* 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)

*** 国士館大学体育学部附属体育研究所 (Institute of Health, Physical Education and Sport Science)

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

被検者は、健康な成人男性10名とした。本研究の測定の概要をFig.1に示した。等尺性膝伸展筋力の測定は、総合筋力測定装置 (Biodex System IV) のダイナモメーターを用いて実施した。測定姿勢は、股関節角度90度、膝関節角度90度 (完全伸展位0度) とした。筋収縮中の筋厚の変化は、大腿直筋の筋腹部位を対象として、超音波診断装置 (SONIMAGE MX1: コニカミノルタ株式会社) のLINEAR PROBEL11-3を用いて映像で撮影した。また、超音波診断装置は、総合筋力測定装置と同期させ、得られた映像より、0.5秒毎の筋厚の変化量を映像処理ソフト (Dartfif: 株式会社ダー

トフィッシュ・ジャパン) を用いて解析し、形状変化量の指標とした。筋力発揮中の大腿直筋の筋張力は、これまでの報告^{3,4)}と同様の手法によりMCセンサー法によって測定した。

まず、これまでの報告^{1,2,3,4)}と同様に、全被検者のMCセンサー法で計測した筋張力と等尺性膝伸展筋力の関係について検討した (Fig.2)。その結果、筋張力と筋力の間には、有意な相関関係が確認され、得られた相関係数は $r=0.997$ と、極めて高い値を示した。この結果は、先行研究^{1,2,3,4)}を支持するものであった。

次に、無作為に抽出した被検者1名を対象に、筋収縮中の筋厚の変化を観察したところ、筋力の増加に伴い筋厚は高値を示す傾向であった。また、筋厚の変化と筋張力の関係について検討したところ、両者の間には有意な相関関係が認められた (Fig.3)。この結果から、MCセンサー法によって計測した筋張力は、ヒト生体内の生理学的情報を反映する指標となり得る可能性が示唆された。しかしながら、本研究の結果は無作為に抽出した被検者1名のデータであることに加え、大腿直筋の筋腹部位のみの検討である。今後、被検者を追加することや、他の筋群を対象とした検証を行う必要がある。

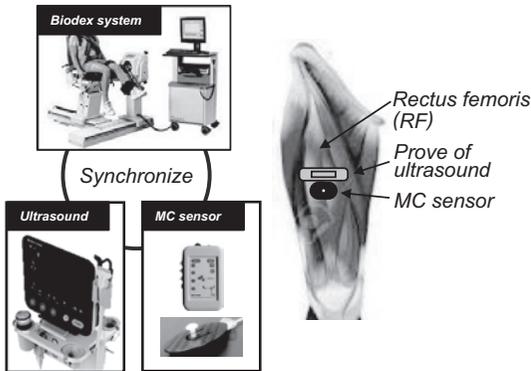


Fig.1. Schematic drawing of measurements system.

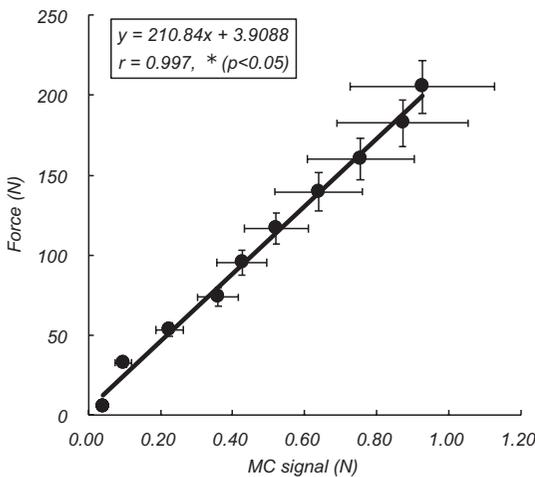


Fig.2. Relationship between MC signal and force.

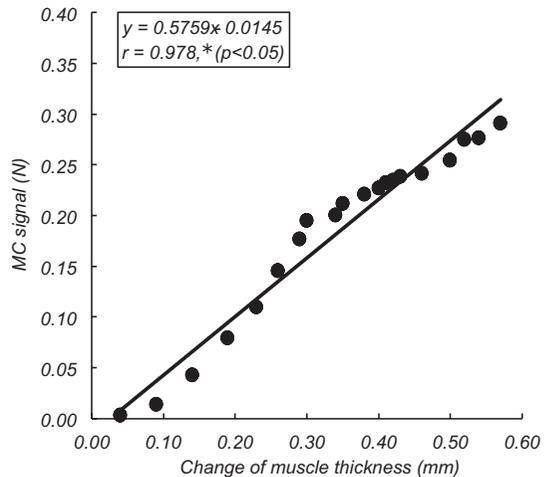


Fig.3. Relationship between change of muscle thickness and MC signal.

2) 連続的な等尺性底屈運動時の腓腹筋およびアキレス腱の力学的活動

本研究では、連続的な等尺性底屈運動時の腓腹筋およびアキレス腱の活動動態を評価した。

被検者は健康な成人男性9名とした。連続的な底屈運動によるトルク測定は、総合筋力測定装置 (Biodex System IV) のダイナモメーターを用いて実施した。被検者は、総合筋力測定装置の椅子の背もたれを倒した状態で伏臥位姿勢をとらせた後、足関節角度を90度の状態で固定した。十分なウォーミングアップを行わせた後、5秒間の最大努力による底屈トルク発揮を3秒間の休息を挟んで、50回行わせた。トルク発揮中の腓腹筋内側頭 (GM) と外側頭 (GL) の筋張力とアキレス腱 (AC) の張力は、MCセンサー法を用いて測定した (Fig.4)。MCセンサー法で得られた測定値は、先行研究^{3,4)}と同様の手法により分析した。なお、6回目~10回目の平均値をInitial、46回目~50回目の平均値をLastと定義し、それぞれ分析の対象とした。

Table 1は、各項目のInitialとLastの測定値を比較したものである。全ての測定項目において、LastはInitialよりも有意に低い値を示し、連続的なトルク発揮に伴い低値を示した。次にInitialに対するLastの低下率 ($(\text{Initial}-\text{Last})/\text{Initial} \times 100$) を算出し、比較したところ、トルクが約25.7%、筋張力はGMが約55.5%、GLが約51.2%、アキレス腱の張力が約43.1%を示した (Fig.5)。また、

各測定項目の低下率の有意差は、トルクとGMおよびGLの間でそれぞれ認められた。一方、アキレス腱の張力の低下率は、トルクの低下率との間に有意な差は認められなかった。これらの結果から、連続的な筋力発揮に伴うトルクの低下度合いと腓腹筋の筋張力の低下度合いは必ずしも一致しないことが明らかとなった。

これまでの筋機能に関する先行研究では、筋電図法が用いられており、関節角度によって筋放電量が異なること⁵⁾や、収縮様式の違いによって筋疲労時の活動動態が異なること⁶⁾が報告されている。また、等速性による最大努力での膝伸展運動を10回×10セット行わせ、その疲労課題前後で最大下 (30%MVC) の筋力レベルを維持した際

Table 1. Comparisons of between Initial and Last trials in torque, tensions of muscle and tendon.

	Initial		Last
Torque (Nm)	96.6±26.3	*	72.9±27.8
MC_GM (N)	1.9±1.1	*	0.8±0.6
MC_GL (N)	1.4±1.2	*	0.8±0.7
MC_AC (N)	7.5±4.0	*	3.9±2.1

Values are mean ±S.D. *: $p < 0.05$.

Initial: Average of 6 to 10, Last: Average of 46 to 50, MC: muscle sensor, GM: Gastrocnemius medial, GL: Gastrocnemius lateral, AC: Achilles tendon.

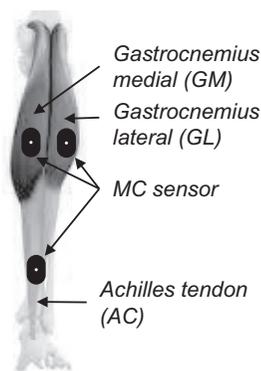
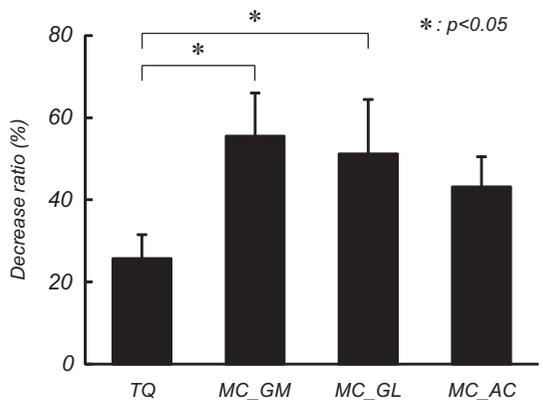


Fig.4. Measurement site of MC sensor.



Values are mean ±S.E.

Decrease ratio (%) = $(\text{Initial} - \text{Last})/\text{Initial} \times 100$

Fig.5. Comparisons of decrease ratio in torque and tensions of muscle and tendon.

の筋放電量を観察している⁷⁾。その結果によれば、セット数の増加に伴い、膝伸展筋群の筋放電量が増大するものの、筋によって異なる活動動態を示すという。これは筋によって、動作に関与する役割や作用するタイミングが異なるためであることが指摘されている。このように、筋電図法を用いた生理学的観点からの筋機能評価は比較的多く見られる。しかし、筋力発揮時の活動動態を生理学的観点と力学的観点から評価した報告^{4, 8)}では、いずれも活動動態が異なることが指摘されており、筋機能の評価には、生理学的観点および力学的観点の双方から評価することの重要性が伺える。MCセンサー法は筋の活動動態を力学的な観点から評価することが可能であるため、筋機能の評価法として有用であるものと考えられる。また、MCセンサー法は、腱の形状変化特性も計測できることから、筋-腱複合体の評価法として有用であるものと考えられる。

本研究は、国士舘大学体育学部附属体育研究所の2019年度研究助成によって実施した。

参考文献

- 1) 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.
- 2) 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.
- 3) 田中重陽, 今若太郎, 角田直也. (2019a). 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. (2019b). 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) Duffell LD, Dharni H, Strutton PH, McGregor AH. (2011). Electromyographic activity of the quadriceps components during the final degrees of knee extension. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 24 (4), 215-223.
- 6) Pincivero DM, Gandhi V, Timmons MK, Coelho AJ. (2006). Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extensions. *J Biomech.*, 39 (2), 246-254.
- 7) 谷埜予士次, 大工原新一, 鈴木俊明. (2009). 膝伸展疲労課題中の内側広筋斜頭および長頭の機能に関する筋電図学的検討. *体力科学* 58, 441-452.
- 8) 長谷川雅志, 平塚和也, 田中重陽, 手島貴範, 角田直也. (2015). 筋電図及び筋音図からみた上腕屈筋群及び大腿四頭筋群における漸増的筋力発揮. *東京体育学研究*, 6, 23-29.