

等尺性収縮時における大腿直筋の部位別形状変化 ～Muscle Contraction Sensor法による評価～

Intramuscular part difference of deformation amount on rectus femoris in isometric contraction ～Evaluate by MC sensor method～

角田直也*, 船渡和男*, 熊川大介*, 秋葉茂季*
横沢翔平**, 平野智也**, 畑島一翔**, 田中重陽***

Naoya TSUNODA*, Kazuo FUNATO*, Daisuke KUMAGAWA*
Shigeki AKIBA*, Shohei YOKOZAWA**, Tomoya HIRANO**
Kazuto HATASHIMA** and Shigeharu TANAKA***

I. 緒 言

大腿四頭筋は下肢の機能を最も反映する筋として、その形態および機能的特性について研究⁵⁾されてきた。下肢筋群の機能評価の多くは、筋電図法が用いられ^{6) 7) 9)}、筋によって活動特性や機能的役割が異なることが明らかにされている。また、先行研究^{1) 4)}によれば、同一筋でも近位部、筋腹、遠位部などの部位によって異なる機能的役割や活動特性を有することが明らかにされている。Watanabe et al.¹³⁾は、膝関節伸展および股関節屈曲運動時の大腿直筋の活動特性を表面筋電図法により評価したところ、膝関節伸展運動時はトルクの増加にともなう筋全体の活動が高くなるのに対して、股関節屈曲運動時は、大腿直筋の近位部の活動のみが高くなることを明らかにし、大腿直筋は運動時に区画的に機能・活動していることを指摘している。さらに、これらの特性は股関節お

よび膝関節を変化させた際にも認められ、大腿直筋にみられる機能的役割や活動特性は、筋長が変化しても再現されるという¹⁴⁾。これらの指摘からも、二関節筋である大腿直筋の活動は、部位によって異なることが予想される。

一方、筋の機能評価法としてĐorđević et al.²⁾によって筋の形状変化から活動動態を評価するMuscle contraction Sensor (MCセンサー)法が開発された。MCセンサー法は、対象とする筋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、筋収縮による筋の形状変化によってチップの先端に生じる圧力をセンサーに内蔵されたストレーンゲージで計測するものであり、筋の形状変化量の指標として評価されている。異なる筋長条件での膝伸展筋力発揮中の活動動態について検討した先行研究^{11) 12)}では、筋長条件が異なっても、MCセンサー法の計測値が筋力レベルを反映することが報告されている。また、筋電図法と

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

** 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)

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

MCセンサー法により筋の活動動態を検討した結果、筋放電量よりも形状変化量の方が、より筋力レベルを反映する指標であることが指摘されている。しかしながら、これらの先行研究はいずれも筋腹を対象としたものであり、同一筋内の部位差については検討されていない。また、MCセンサー法による筋の活動動態の評価は未だ十分なされていないため、評価法の妥当性は確保されていない。活動特性や機能的役割が異なるとされる大腿直筋を対象に、筋活動の部位差について検討することは、筋の機能特性を正確に理解する上で意義あるものと考えられる。

そこで本研究では、MCセンサー法を用いて、大腿直筋における等尺性収縮時の部位別筋形状変化とトルクの関係について検討し、MCセンサー法による筋活動評価の妥当性について検証する。

II. 方 法

(1) 被験者および身体的特性

被験者は股関節および膝関節に障害経験のない成人男性 11 名とした。被験者の身体的特性は、年齢が 25.5 ± 1.5 歳、身長が 175.4 ± 2.4 cm、体重 70.3 ± 2.8 kg、体脂肪率が $14.8 \pm 1.4\%$ であった。被験者には測定に先立ち、研究の目的、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。また、本研究は本学倫理委員会の人を対象とした研究に関する倫理審査の承認を受けた後に実施した（受付番号：28-28）。

(2) 等尺性による膝伸展筋力の測定

等尺性による膝伸展筋力の測定は、総合筋力測定装置（Biodex System III：Biodex 社製）で実施した。測定姿勢は、股関節角度 90 度、膝関節角度 60 度とした。

被験者には、膝関節中心をダイナモメーターの回転軸に合わせた状態で座位姿勢をとらせた。アタッチメントの長さを調節し、身体を固定する専用ベルトを用いて被験者の上腕、腹部および足首を固定した。その後、複数回の等尺性膝関節伸展運動をウォーミングアップとして行わせた。筋力の発揮方法は、測定開始から 10 秒間で漸増的に筋力を増加させるように指示し、その後 3 秒間は最大努力での筋力発揮を維持させた。各被験者には、十分な休息を挟んで 2 回の筋力発揮を行わせ、高いトルク値が得られた試技を分析の対象とした。

(3) MCセンサー法による形状変化量の測定

筋力発揮中における筋の形状変化量の測定は、Dordević et al.^{2) 3)} や田中ほか^{11) 12)} の手法を参考に Muscle Contraction Sensor (MCセンサー) 法 (TMG-BMC 社製) を用いて実施した。被験者が座位姿勢で安静を保持した状態で、超音波 B モード法を用いて各筋の形状を確認しながらセンサーを貼付した。測定の対象筋は、大腿直筋とし、大腿長の近位部 (70% 部位)、筋腹 (50% 部位) および遠位部 (30% 部位) の 3 部位とした (Fig.1)。

MCセンサーは、カーボン繊維で作られた楕円型のサポートパッドに、舌状突起型のチップを突

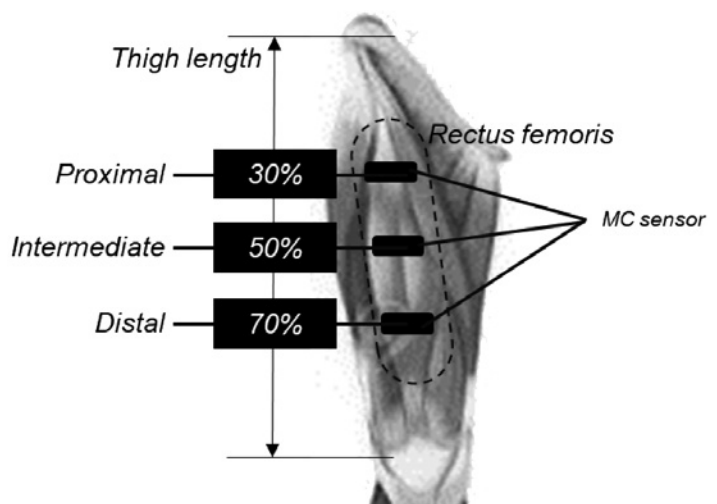


Fig.1. Measurement site.

出した状態で取り付け、対象とする部位（筋上）の皮膚表面に貼付することで、収縮にともなう筋の形状変化によってチップに生じた圧力を、センサーに内蔵したストレインゲージで計測するものである^{2) 3)}。測定でロガー内に記録されたデータは、Sensmotionソフトウェア(TMG-BMC社製)を用いてPCに取り込み、各センサーの較正式によって、電圧から力(N)へと換算した。MCセンサー法で測定した圧力値は、センサーを貼付した筋の弛緩状態の値を初期値とし、筋収縮中の値から初期値を差し引いた差を皮膚表面上の圧力値(F_{MC})として筋の形状変化量の指標と定義し分析の対象とした。

(4) データ処理

トルクの測定データは、A/D変換解析プログラム(DASY-lab、AP-office社製)を用いてデータサンプリング周波数1,000 HzでPCに取り込み、同期シグナルによってMCセンサーのデータと統合した。その後、ローパスフィルター(2 Hzカットオフ)および6次ゼログラフパワースフィリング処理を行った。トルクは最大値に対する相対値を求めた後に、5%毎の平均値を算出した。また、 F_{MC} についてもそれぞれ最大値に対する相対値を算出し、トルク相対値の算出区間に基づいて5%間隔区間毎に平均値を算出した。

(5) 統計処理

筋収縮中の F_{MC} は、トルク相対値の5%間隔区間毎に、部位による二要因分散分析を実

施した。交互作用が認められた場合は単純主効果の検定を行い、交互作用が認められなかった場合は主効果の検定を行った。また、単純主効果および主効果の検定の結果、有意であった場合は、多重比較検定(Bonferroni)を行った。これらの有意差検定には、SPSS Statistics Version 25(IBM社製)を用いて実施した。 F_{MC} とトルクの相対値の関係は、ピアソンの単純相関により有意性を検証した。いずれも5%未満を有意とした。

Ⅲ. 結 果

トルクの増加に伴う F_{MC} の変化をFig.2に示した。 F_{MC} は、トルクの増大にともない高値を示した。トルク相対値の35%以降では、遠位部の F_{MC} が近位部よりも有意に高い値を示した。遠位部と筋腹、近位部と筋腹間には有意な差は確認されなかった。Fig.3に、トルクの相対値と F_{MC} の相対値の関係を示した。全ての部位で有意な相関関係が認められ、 F_{MC} の相対値と筋力の相対値の関係

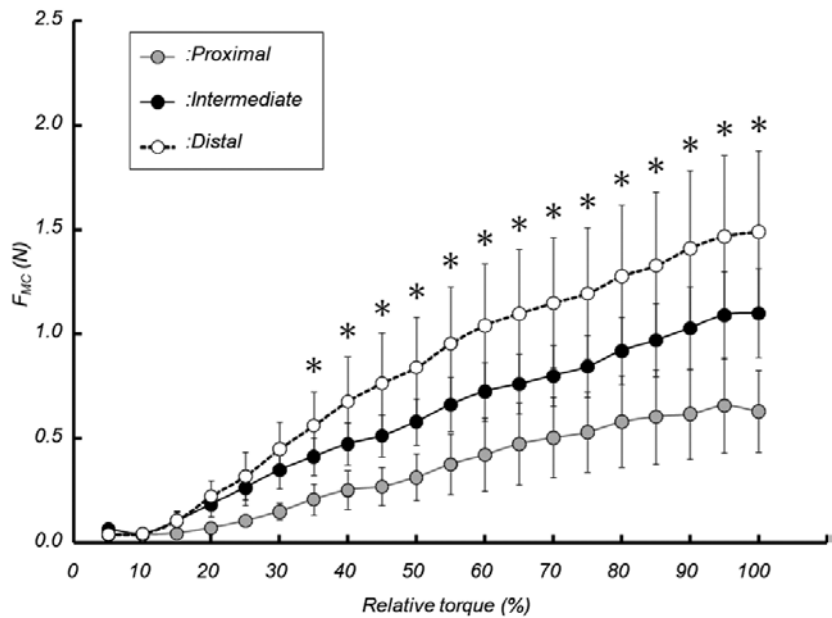


Fig.2. Relationships between relative torque and F_{MC} . Values are Mean \pm S.E.

* : Significant difference between proximal and distal

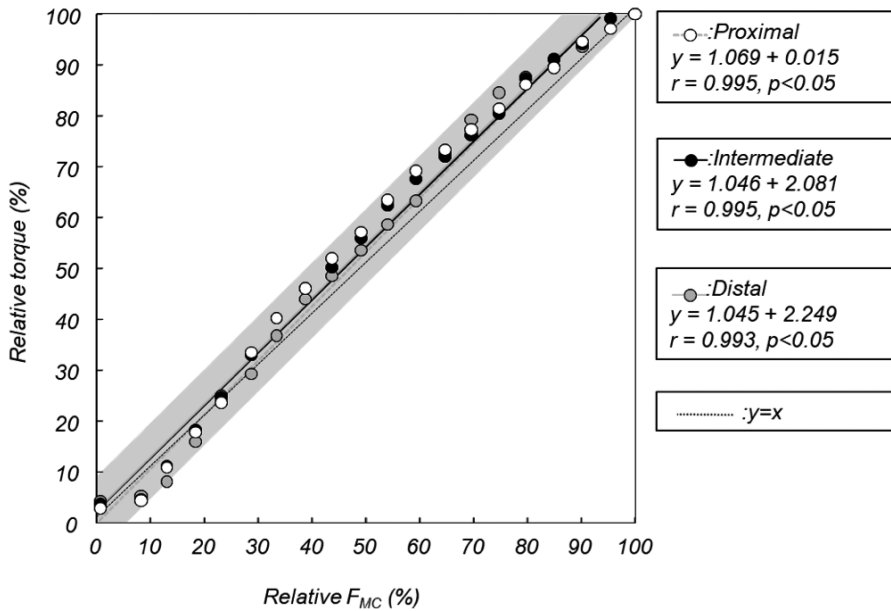


Fig.3. Relationships between relative torque and relative F_{MC} .

で得られた各部位の回帰直線は $y=x$ に近似していた。

IV. 考 察

本研究では、MCセンサー法を用いて、大腿直筋における等尺性収縮時の部位別筋形状変化とトルクの関係について検討した。その結果、大腿直筋の F_{MC} は部位によって異なり、遠位部が近位部よりも高値を示した。また、 F_{MC} の相対値とトルク相対値の間には、いずれの部位においても有意な相関関係が認められた。これらの結果から、同一筋内でも部位によって形状変化量が異なるが、いずれの部位も、MCセンサー法で計測した形状変化量は、トルクレベルを反映する指標となりえることが明らかとなった。

MCセンサー法で計測した F_{MC} は、トルクの中強度から高強度区間において近位部と遠位部で有意な差が認められた。さらに、部位に関係なく F_{MC} とトルクの間には有意な相関関係が認められ、 F_{MC} はトルクレベルを反映する指標となりえるこ

とが明らかとなった。筋電図法により大腿直筋の活動動態を評価した先行研究では、活動筋の収縮力を次第に強めていくことで、活動参加する運動単位数の増大や発射頻度が増加し、筋放電量が高くなることや筋放電量は筋力と有意な相関関係にあることが報告^{8) 9) 10)} されている。また、Watanabe et al.¹⁴⁾ は、異なる股関節角度および膝関節角度の組み合わせによる姿勢条件における筋放電量の部位差について検討した結果、股関節角度の増加(伸展)にともない、近位部では一部筋放電量が高くなり、起始部に近い遠位部では筋放電量が減少したことを報告している。本研究ではMCセンサー法により皮膚表面上の圧力から形状変化量を評価したところ、トルクが大きくなる(トルク相対値の35%以降)ことで、近位部が遠位部よりも有意に高い形状変化量を示し、同一筋内の部位差が認められた。よって、先行研究で認められた筋放電量の部位差と同様に、筋の形状変化量についても部位差が認められることが明らかとなった。 F_{MC} の部位差が認められた要因として、MCセンサーは皮膚表面上に貼付したセンサーによって筋

収縮中の圧力を計測するため、部位によって異なる筋厚や脂肪厚の影響が考えられた。

次に、トルクと F_{MC} の相対値の関係について検討した。その結果、トルクと F_{MC} の相対値の関係は、いずれの部位においても相関係数の極めて高い有意な相関関係が確認された。この結果は、先行研究^{2) 3) 11) 12)}を支持するものであった。また、両者の関係で得られた回帰直線は、 $y=x$ に極めて近似していた。したがって、トルクと F_{MC} の相対値はほぼ一致し、MCセンサー法の計測値によってトルクレベルを推定できることが示唆された。先行研究³⁾では上腕二頭筋を対象として、筋放電量と筋力およびMCセンサー法の計測値と筋力の関係について検討し、筋放電量-筋力の関係よりもMCセンサー法の計測値-筋力の関係の方が、より直線的であったことを報告している。本研究の結果と先行研究の結果を考慮すると、MCセンサー法の計測値は、部位に関係なく筋力（トルク）発揮の程度を推定する指標となりえるものと推察された。

V. 結 論

本研究では、MCセンサー法を用いて、大腿直筋における等尺性収縮時の部位別筋形状変化とトルクの関係について検討し、MCセンサー法による筋活動評価の妥当性について検証した。その結果、大腿直筋の遠位部の形状変化量は近位部よりも高く、部位差が認められた。また、形状変化量の相対値とトルク相対値の間には、いずれの部位においても有意な相関関係が認められた。以上の結果から、同一筋内でも部位によって形状変化量が異なるが、いずれの部位でも、MCセンサー法の計測値は、トルクレベルを反映する指標となりえることが明らかとなった。

本研究は、令和3年度国土館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

- 1) Chanaud, C. M., Pratt, C. A., and Loeb, G. E. (1991) Functionally complex muscles of the cat hindlimb. V. The roles of histochemical fiber-type regionalization and mechanical heterogeneity in differential muscle activation. *Exp. Brain Res.*, 85 : 300-313.
- 2) Đorđević, S., Stančin, S., Meglič, A., Milutinović, V., and Tomažič, S. (2011) MC sensor—a novel method for measurement of muscle tension. *Sensors*, 11 : 9411-9425.
- 3) Đorđević, S., Tomažič, S., Narici, M., Pišot, R., and Meglič, A. (2014) In-vivo measurement of muscle tension : Dynamic properties of the MC sensor during isometric muscle contraction. *Sensors*, 14 : 1-16.
- 4) English, A. W., Wolf, S. L., and Segal, R. L. (1993) Compartmentalization of muscle and their motor nuclei : The partitioning hypothesis. *Physical therapy*, 73 (12) : 857-867.
- 5) Guralnik, J. M., Ferrucci, L., Simonsick, E. M., Salive, M. E., and Wallace R. B. (1995) Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability. *The New England Journal of Medicine*, 332 (9) : 556-561.
- 6) Herzog, W., Hasler, E., Abrahamse, S. K. (1991) A comparison of knee extensor strength curves obtained theoretically and experimentally. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 23 : 108-114.
- 7) 生田啓記・井尻朋人・鈴木俊明 (2016) 膝関節屈曲角度の変化に伴う膝関節伸展等尺性収縮時の大腿四頭筋における筋活動変化. *理学療法科学*, 31 : 7-11.
- 8) Lawrence, J. H., De Luca, C. J. (1983) Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *J. Appl. Physiol.*, 54 (6) : 1653-1659.
- 9) Pincivero, D. M., Salfetnikov, Y., Campy, R. M., and Coelho, A. J. (2004) Angle- and gender-specific quadriceps femoris muscle recruitment and knee extensor torque. *J. Biomech.*, 37 : 1689-1697.
- 10) Pincivero, D. M., Grandhi, V., Timmons, M. K., Coelho, A. J. (2006) Peak torque and IEMG activity of quadriceps femoris muscle at three different knee angles in a collegiate population. *J. Exercise and Science & Fitness.*, 9 (1) : 803-809.
- 11) 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.
- 12) 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.
 - 13) Watanabe, K., Kouzaki, M., and Moritani, T. (2012) Task-dependent spatial distribution of neural activation pattern in human rectus femoris muscle. J. Electro. Kinesiol., 22 : 251-258.
 - 14) Watanabe, K., Kouzaki, M., and Moritani, T. (2014) Non-uniform surface electromyographic responses to change in joint angle within rectus femoris muscle. Muscle Nerve, 50 : 794-802.