

筋電図法とMCセンサー法で評価した膝関節伸展筋群の活動

Activity of knee extensor muscles evaluated by Electromyography and MC sensor method

田中 重陽*, 横沢 翔平**, 畑島 一翔***
今若 太郎****, 平塚 和也****, 熊川 大介*****

Shigeharu TANAKA*, Shohei YOKOZAWA**, Kazuto HATASHIMA***
Taro IMAWAKA****, Kazuya HIRATSUKA***** and Daisuke KUMAGAWA*****

Abstract

In this study, the characteristics of the muscle activity on knee extensor muscles and the interaction under the decrease of knee extension torque caused by a continuous knee extension and flexion task were evaluated by electromyography and MC sensor methods (MC). The subjects were 18 healthy males. The continuous task on 30 times knee extension isokinetic contraction was performed by dynamometer (Biodex). And measurement of maximal torque on isometric contraction was pre and post continuous task. At the same time, the muscle activity and deformation amount at the vastus medialis obliquus (VMO) and vastus lateralis (VL) muscles were measured using the surface electromyography and MC sensor method (TMG, BMC). As a result, the continuous knee extension task reduced knee extension torque by 10%. In addition, the muscle activity at the VMO and VL higher in post than pre during the continuous knee extension task. However, the deformation amount was lower in post than in pre during the high-intensity (over the 30%MVC) torque exertion. Moreover, the significant correlations were observed between the relative values of VMO and VL muscle activity and deformation amount pre and post the continuous knee extension task, respectively. Therefore, although the evaluation methods were different, coordinated muscle activity and deformation amount between VMO and VL were confirmed.

Key words; MC sensor, Electromyography, Decrease of knee extension torque

* 国士舘大学 政経学部 (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)

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

**** 国立スポーツ科学センター (Japan Institute of Sports Science)

***** 立命館大学 (Ritsumeikan University)

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

I. 緒言

従来、筋の機能は筋電図法によって生理学的な観点から評価^{1, 2, 4, 6, 9, 10, 11, 12, 15, 16, 17, 21)}されてきた。筋電図法は、運動単位に対する脳からの指令量を活動電位として捉えることで、神経-筋レベルにおける運動単位の動員や、発射頻度を定量化することが可能であり、等尺性及び等速性筋力発揮中の筋放電量と筋力との間には、有意な相関関係が成り立つことが報告^{10, 11, 15, 16, 21)}されている。また、筋電図的解析によって、筋疲労が生じている状態では、筋収縮を維持するために筋活動が増大することが報告されている。さらに、同じ膝伸展筋群であっても各筋の形状（停止部や筋線維の走行方向）や筋力発揮時の役割は異なる²¹⁾。例えば、内側広筋斜頭は膝蓋骨の内側縁に停止しており、膝蓋骨を安定させる役割を担っており、外側広筋は膝蓋骨の外側に停止し、Q angleの要因も関与して、その牽引力は膝蓋骨を外側に偏倚させる。膝伸展運動では内側広筋斜頭が膝蓋骨を内側に牽引し膝蓋骨を安定させることで、外側広筋の牽引力の効率を高めるといふ。このように、両筋の相互作用が筋電図的解析から明らかにされている。

Dorđević et al.^{7, 8)}は筋の形状変化から筋の機能を評価する Muscle Contraction Sensor (MCセンサー)法を導入した。MCセンサー法は、凸状のチップを取り付けたセンサーを、筋の皮膚表面上に貼付し、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計測するものである。この圧力値は、筋の形状変化量の指標として評価されている。これまでに、MCセンサー法を用いて膝及び股関節角度を変化させ、等尺性収縮による膝伸展筋力発揮中の筋活動について検討した先行研究^{19, 20)}では、筋長条件が異なっても、MCセンサー法で計測した形状変化量が筋力レベルを反映することが報告されている。筋電図法とMCセンサー法により、筋の活動特性を生理学的観点と形状変化の観点から検討した報告^{7, 19, 20)}

によれば、筋放電量よりも形状変化量の方が、筋力レベルをより反映する指標となることが指摘されている。しかしながら、筋活動特性について筋電図法とMCセンサー法の双方で評価したものは限られている。また、筋力が低下した状態における各筋の相互作用を、生理学的な観点と形状変化の観点から検討されたものはみあたらない。力は単一の筋によって発揮されるのではなく、運動に関与する複数の筋の収縮によって総合的に発揮されるものである。よって、連続的な筋力発揮課題前後における筋それぞれの活動動態や相互作用について観察することは、筋機能評価や筋疲労に対する理解を深めるために重要である。

そこで本研究では、連続的な筋力発揮課題による筋力低下状態における各筋の活動特性と、内側広筋と外側広筋の相互作用について、筋電図法とMCセンサー法により評価した。

II. 方法

1) 被験者及び身体的特性

被験者は膝関節に障害経験のない成人男性18名とした。被験者の身体的特性は、年齢が 24.7 ± 5.1 歳、身長が 174.3 ± 7.5 cm、体重 69.4 ± 11.7 kgであった。被験者には事前に、研究の目的、方法及び安全性について説明し、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) 連続的な運動課題と膝関節伸展筋力の測定

連続的な運動課題及び膝関節伸展筋力の測定は、総合筋力測定装置 (Biodex System III: Biodex社製) で実施した。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、専用ベルトを用いて身体各部を固定した。

連続的な運動課題は、角速度 $180\text{deg}/\text{sec}$ に設定した等速性収縮による膝関節伸展屈曲運動と

し、最大努力で連続的に30回行わせた。等尺性による膝関節伸筋力の測定は、連続的な運動課題の前 (Pre) 後 (Post) にそれぞれ実施した (Fig.1)。測定姿勢は、股関節角度 90° 、膝関節角度 70° (膝関節完全伸展位 0°) とした。被験者には、測定開始から3~4秒で漸増的に最大筋力に到達するよう指示し、その後数秒間は最大努力での筋力発揮を維持させた。なお、被験者には十分なウォーミングアップを行わせた後、測定を開始した。

3) 筋放電量の測定

筋放電量の測定は、無線型筋電計 (多チャンネルテレメーターシステム WEB1000: 日本光電社製) により、総合筋力測定装置と同期して実施した。測定対象の筋は、右脚大腿部の内側広筋斜頭 (VMO) 及び外側広筋 (VL) とした。電極貼付位置は、先行研究^{19, 20, 21)}を参考として、VMOは膝蓋骨底から約4cm近位、VLは膝蓋骨底から8~10cm近位とし、それぞれ筋繊維の走行方向に対して平行となるように貼付した。その際はそれぞれの被験者に対して、超音波Bモード法 (SSD-900: ALOKA社製) を用いて各筋の形状を確認し、他の筋からのクロストークの影響が無いよう十分配慮した。また、皮膚と電極間の抵抗を最小にするために剃毛処理を施した。

4) MCセンサー法による形状変化量の測定

筋収縮中の形状変化量は、MCセンサー法 (TMG-BMC社製) を用いて総合筋力測定装置及び無線型筋電計と同期して測定した。測定対象の筋は筋

放電量の測定と同じ2筋とした (Fig.2)。センサーは、被験者が座位姿勢で安静を保持した状態で貼付した。その際は、超音波Bモード法を用いて各筋の形状を確認し、EMG電極と接触しないよう両面粘着テープで貼付した。その後、センサーをキネシオテープで固定し、測定終了まで剥がさないようにした。

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^{7, 8)}。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た。

5) 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センサー及び筋電図データと統合した。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た。筋電図データは、0.001secあたり

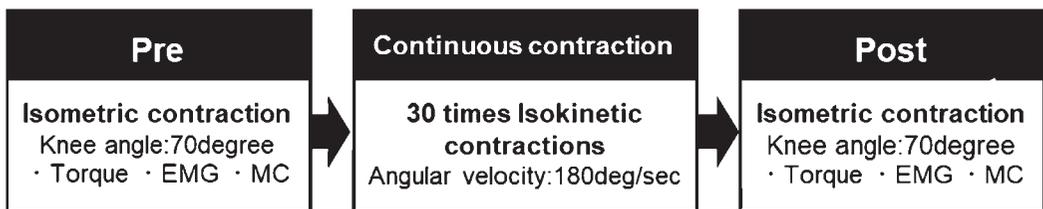


Fig.1. Measurement procedure.

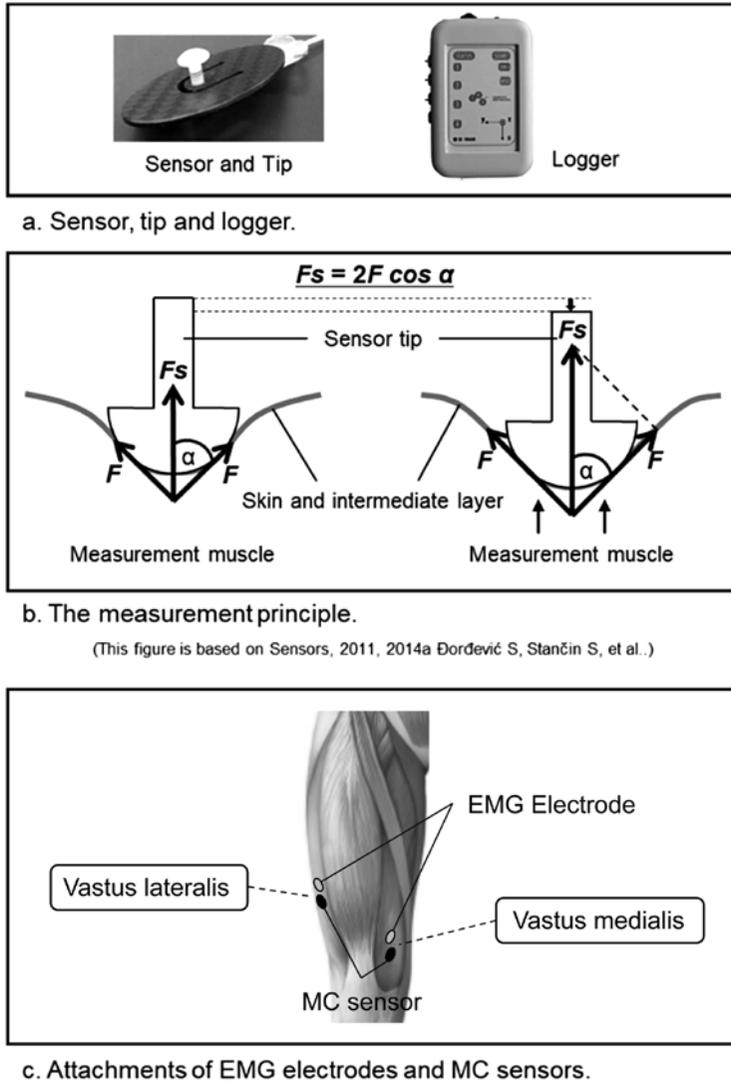


Fig.2. Schematic drawing the measurement of MC sensor.

の積分値を算出した。その後、 F_{MC} 及び筋電図データは、トルク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。

6) 統計処理

筋収縮中の F_{MC} 及び筋放電量は、トルク相対値の5%間隔区間毎に、一要因の分散分析を実施し、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、単純主効果及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} 及び筋放電量の相対値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

Table 1に、Pre及びPostのトルク最大値、筋放電量及び F_{MC} を示した。トルク最大値は、Pre

に対してPostで有意に低い値を示し、連続的な運動課題によって約10%の筋力低下が認められた。筋放電量は、VMOで全てのトルク相対値において、RFはトルク相対値の20~30%、70~

Table 1. Comparisons of Torque, EMG and MC between Pre and Post.

a. Torque

	Pre (Nm)		Post (Nm)
MVC	256.4 ± 61.9	*	231.9 ± 53.8

b. iEMG

%MVC	VMO		VL	
	Pre (mV/msec)	Post (mV/msec)	Pre (mV/msec)	Post (mV/msec)
10	0.010 ± 0.004	*	0.020 ± 0.017	0.012 ± 0.007
20	0.022 ± 0.016	*	0.035 ± 0.029	0.020 ± 0.011
30	0.028 ± 0.021	*	0.048 ± 0.032	0.029 ± 0.018
40	0.037 ± 0.024	*	0.058 ± 0.032	0.034 ± 0.019
50	0.051 ± 0.038	*	0.073 ± 0.032	0.043 ± 0.022
60	0.061 ± 0.031	*	0.090 ± 0.039	0.053 ± 0.026
70	0.070 ± 0.032	*	0.111 ± 0.058	0.061 ± 0.024
80	0.085 ± 0.040	*	0.134 ± 0.059	0.081 ± 0.036
90	0.107 ± 0.051	*	0.152 ± 0.075	0.091 ± 0.037
100	0.120 ± 0.065	*	0.156 ± 0.080	0.107 ± 0.046

c. F_{MC}

%MVC	VMO		VL	
	Pre (N)	Post (N)	Pre (N)	Post (N)
10	0.160 ± 0.083	*	0.222 ± 0.136	0.116 ± 0.137
20	0.355 ± 0.194	*	0.441 ± 0.263	0.308 ± 0.288
30	0.502 ± 0.315	*	0.530 ± 0.363	0.562 ± 0.465
40	0.624 ± 0.415	*	0.612 ± 0.405	0.773 ± 0.587
50	0.752 ± 0.470	*	0.697 ± 0.441	1.018 ± 0.694
60	0.889 ± 0.546	*	0.773 ± 0.475	1.295 ± 0.837
70	1.038 ± 0.624	*	0.855 ± 0.527	1.585 ± 1.000
80	1.190 ± 0.739	*	0.960 ± 0.590	1.958 ± 1.241
90	1.342 ± 0.877	*	1.119 ± 0.700	2.347 ± 1.450
100	1.465 ± 0.969	*	1.243 ± 0.840	2.555 ± 1.592

Gray zone shows higher values in Pre and Post.
*: Significant difference between Pre and Post(p<0.05)

90%、VLはトルク相対値の10~90%においてPostがPreよりも有意に高い値を示した。一方、 F_{MC} は、VMOでトルク相対値の10%、30~40%、70~100%で、RFはトルク相対値の60~100%でいずれもPostがPreよりも有意に低い値を示した。

筋放電量と F_{MC} のそれぞれの相対値により、VMOとVLの相互活動を検討した (Fig.3)。その結果、筋放電量の相対値は、Pre及びPostともにVMOとVLの間に有意な相関関係が認められた (Pre: $r=0.997$, $p<0.05$, Post: $r=0.998$)。また、 F_{MC} の相対値についても筋放電量の相対値と同様に、両筋の間に有意な相関関係が認められた (Pre: $r=0.993$, $p<0.05$, Post: $r=0.993$)。

IV. 考 察

1) 筋放電量と形状変化量

本研究では、Preの筋放電量に対してPostの筋放電量は増加した。先行研究では、連続的な筋力発揮や筋疲労ともなって、筋放電量は増加することが報告^{3, 21)}されており、本研究の結果はそれらを支持するものであった。筋力が低下する際に筋放電量が增大する要因としては、運動単位の発射頻度や動員される運動単位のタイプに起

因^{10, 11, 15, 16, 21)}することが考えられる。また、より速い運動単位が動員されたことで中間周波数が増加し、結果として筋放電量が増大¹³⁾したものと考えられる。これに対して、MCセンサー法で計測した形状変化量は、PreとPostにおけるトルクの増大にともなう筋放電量の変化様相とは異なる結果を示した。VMO及びVLの F_{MC} は、トルク強度が低い場合は、PreよりもPostが高値を示す傾向にあるものの、トルク強度30%以上では、Preに対してPostが有意に低い値を示した。この結果から、連続的な筋力発揮課題後は、両筋の形状変化量が低下し、筋力低下に影響したものと推察され、筋力低下にともなう筋の生理学的な情報と形状変化量の変化様相が異なることが明らかとなった。

Claes Krogh-Lund et. al.⁵⁾は、上腕三頭筋の筋疲労による活動の変化を筋電図法により調査した結果、30%MVC以上で、筋線維伝導速度が低下することを報告している。筋線維伝導速度の低下の要因は幾つかあげられているが、その一つに筋疲労が挙げられている。本研究においてもトルク強度30%を境に、PreとPost間の F_{MC} が変化しており、先行研究の結果と一致していた。筋線維伝導速度の低下は、反応時間、ピーク到達時間の遅延や筋力低下を生じさせることが指摘¹³⁾されて

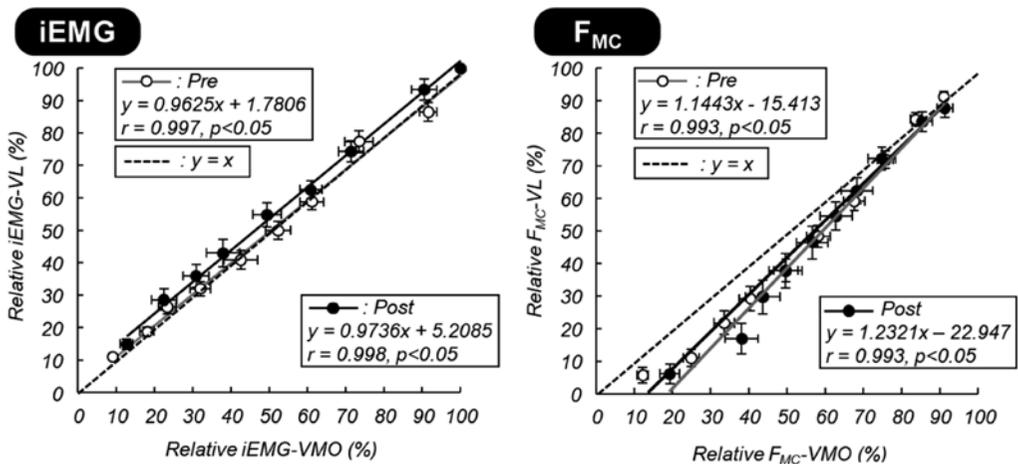


Fig.3. Relationships between VMO and VL in relative iEMG and F_{MC} .

いる。従って、連続的な筋力発揮課題にともなう筋疲労によって、筋線維伝導速度がトルク強度30%以上で低下した可能性が考えられ、そのことが F_{MC} の低下に影響したものと考えられた。一方で、筋線維伝導速度の低下の要因は、筋疲労以外に年齢や筋線維の性質¹⁴⁾が挙げられている。先行研究と本研究では、対象者の年齢と対象筋が違うため筋線維の性質が異なっている。さらに、本研究の連続的な筋力発揮課題では、トルクの低下が約10%程度であったため、十分な疲労状態ではなかった。これらの点は、今後の課題であり、さらなる検証が必要である。

2) 各筋の相互作用

膝関節伸展運動では内側広筋斜頭が膝蓋骨を内側に牽引し膝蓋骨を安定させることによって、外側広筋の牽引力の効率を高めることが報告²¹⁾されている。また、関節トルク発揮課題の強度によって協働筋の筋電図の様相が異なること^{17, 18)}が明らかにされている。このように、各筋の相互作用については、従来から筋電図法により評価されている。本研究では、MCセンサー法によるVMOとVLの形状変化量の関係について検討し、従来の評価法である筋電図法の評価と比較した。本研究では、連続的な筋力発揮課題前後において、VMO及びVLの筋放電量と F_{MC} の相対値の間には、それぞれ有意な相関関係が認められ、いずれも高い相関係数が得られた。VMOとVLの F_{MC} 相対値は、 $Y=X$ に近似した直線的な関係であり、先行研究^{17, 18)}で指摘されているような協働筋の活動パターンが異なる様相は確認されなかった。これは、VMOとVLが膝関節伸展運動において、いずれも膝蓋骨の安定性を保つための役割を担っていることに加え、十分な筋疲労状態ではなかったことが影響したものと推察された。しかしながら、10%程度の筋力低下状態においては、VMOとVLの協調的な活動が認められ、その活動は、評価法が異なっても同様であることが確認された。

本研究では、筋の活動特性を筋電図法とMCセンサー法により評価した。MCセンサー法は、非侵襲的かつ簡便であり、個々の筋の活動動態をダイレクトに計測できるメリット^{7, 8)}を有している。今回は膝伸展筋群の内、内側広筋と外側広筋の活動に着目したが、大腿直筋の活動についても検討していく。筋力低下状態や疲労状態における筋の活動特性を評価することで、スポーツ競技者の試合に向けたコンディショニングや、トレーニング、さらには、関節の障害防止やリハビリテーションなどの臨床現場に有益な情報を提供したい。

V. 結論

本研究では、連続的な筋力発揮課題による筋力低下状態における各筋の活動特性と、内側広筋と外側広筋の相互作用について、筋電図法とMCセンサー法により評価した。主な結果として、連続的な筋力発揮課題によって筋力は約10%程度低下した。また、膝関節伸展筋群の筋放電量は、Preに対してPostで高値を示したのに対して、形状変化量は、30%トルク強度以上において、Preに対してPostが低値を示した。この結果から、筋の生理学的な情報と形状変化量では筋力低下にともなう活動動態が異なることが明らかとなった。一方、連続的な筋力発揮課題前後において、VMO及びVLの筋放電量と形状変化量の相対値の間には、それぞれ有意な相関関係が認められ、評価法が異なっても両筋の協調的な活動が確認された。

本研究の一部は、科学研究費補助金(22K11582、代表：田中重陽)の助成を受けたものである。

参考文献

- 1) Babault, N., Pousson, M., Michaut, A., and Hoecke, J. V. (2003) Effect of quadriceps femoris muscle length on neural activation during isometric and concentric contractions. *J. Appl. Physiol.*, 94 : 983-990.

- 2) Balogun, J.A., Broderick, K., and Dolan-Aiello, M. (2010) Comparison of the EMG activities in the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles during hip adduction and terminal knee extension exercise protocols. *African Journal of Physiotherapy & Rehabilitation Sciences*, 2 (1) : 1-5.
- 3) B. Bigland-Ritchie, E. Cafarelli, N. K. Vøllestad. (1986) Fatigue of submaximal static contractions. *Acta. Physiol. Scand. Suppl.* 556 : 137-148.
- 4) Brownstein, B. A., Lamb, R. L., and Mangine, R. E. (1985) Quadriceps torque and integrated electromyography. *The Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 6 (6) : 309-314.
- 5) C. Krogh-L., and K. Jørgensen., (1991) Changes in conduction velocity, median frequency, and root mean square-amplitude of the electromyogram during 25% maximal voluntary contraction of the triceps brachii muscle, to limit of endurance. *Eur J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 63 (1) : 60-69.
- 6) Duffell, L. D., Dharni, H., Strutton, P. H., and McGregor, A. H. (2011) Electromyographic activity of the quadriceps components during the final degrees of knee extension. *Journal of Back Musculoskeletal Rehabilitation*, 24 : 215-223.
- 7) 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.
- 8) Đorđević, S., Tomažič, S., Narici, M., Pišot, R., and Meglič, A. (2014a) In-vivo measurement of muscle tension : Dynamic properties of the MC sensor during isometric muscle contraction. *Sensors*, 14 : 1-16.
- 9) Guido, B., Luca, V., Matteo, B., Natalia, V. L., Elisabetta, P., and Pasqualino, M. L. (2015) Electromyographic analysis of leg extension exercise during different ankle and knee positions. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 15 (2) : (1540037-1) – (1540037-13).
- 10) 甲斐義浩・村田伸・古後晴基・池田望・大田尾浩・山田道廣 (2012) 筋音図を用いた大腿四頭筋の筋機能評価 -筋電図と筋音図の比較-. *ヘルスプロモーション理学療法研究*, 1 (1) : 61-65.
- 11) Lawrence, J. H., and De Luca, C. J. (1983) Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *J. Appl. Physiol.*, 54 (6) : 1653-1659.
- 12) Maffiuletti, N. A., and Lepers, R. (2003) Quadriceps femoris torque and EMG activity in seated versus supine position. *Medicine & Science in Sports and Exercise*, 35 (9) : 1511-1516.
- 13) Moritani, T., Muro, M. (1987) Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 56 (3) : 260-265.
- 14) 村上賢一 (2009) 筋線維伝導速度の基礎. *理学療法法の歩み*, 20 (1) : 21-26.
- 15) 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.
- 16) Pincivero, D. M., Grandhi, V., Timmons, M. K., and Coelho, A. J. (2006) Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phase of fatiguing dynamic knee extensions. *J. Biomech.*, 39 : 246-254.
- 17) 白澤葉月・木目良太郎・田巻弘之・大金雅子・倉田博 (1998) 種々の一定負荷における随意的等尺性収縮中の下腿三頭筋の筋電図パターン. *体育学研究*, 43 : 164-175.
- 18) Tamaki, H., Kitada, K., Akamine T., Sakou, T., Kurata, H. (1997) Electromyogram patterns during plantarflexions at various angular velocities and knee angles in human triceps surae muscles. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 75, 1-6.
- 19) 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.
- 20) 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.
- 21) 谷埜予士次・大工谷新一・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.