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

*Mechanical Characteristics of the Knee Extensor Muscles and Patellar Tendon under
Isometric Contraction at Different Joint Angles*

田中 重陽¹⁾ 今若 太郎²⁾ 角田 直也²⁾

SHIGE HARU TANAKA, MS¹⁾, TARO IMAWAKA, MS²⁾, NAOYA TSUNODA, PhD²⁾

¹⁾ Faculty of Political Science and Economics, Kokushikan University: 4-28-1 Setagaya, Setagaya-ku, Tokyo 154-8515, Japan
TEL +81 3-5451-8175 E-mail: sgtanaka@kokushikan.ac.jp

²⁾ Graduate School of Sport System, Kokushikan University

Rigakuryoho Kagaku 34(1): 89-96, 2019. Submitted Aug. 7, 2018. Accepted Sep. 21, 2018.

ABSTRACT: [Purpose] The purpose of this study was to clarify the mechanical characteristics of the knee extensor muscles and the patellar tendon during isometric contraction at different knee and hip joint angles. [Participants and Methods] The subjects were 11 healthy males. The knee extensor torque during isometric contraction was measured using a dynamometer. The degree of deformation as a mechanical activity was measured by a muscle contraction (MC) sensor. [Results] The knee extensor muscle showed a significantly higher degree of deformation when the knee joint was extended rather than flexed. However, the degree of deformation of the patellar tendon was significantly lower in knee extension than in knee flexion. [Conclusion] These results show that the degree of deformation measured using a MC sensor is influenced by deformation of the knee extensor muscles and the patellar tendon due to change in the knee joint angle.

Key words: knee extensor muscle, patellar tendon, MC sensor method

要旨:〔目的〕本研究ではMCセンサー法を用いて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力学的活動について検討した。〔対象と方法〕対象者は健康な成人男性11名とした。測定は股関節角度0°および90°、膝関節角度30°および90°を組み合わせた4つの姿勢で行った。内側広筋斜頭、外側広筋、大腿直筋および膝蓋腱の形状変化量はMCセンサー法により計測した。〔結果〕膝伸展筋群の形状変化量は、膝関節および股関節角度の影響を受けるが、その影響は各筋によって異なった。膝蓋腱の形状変化量は膝関節30°よりも90°が有意に高い値を示した。〔結語〕MCセンサー法で計測した形状変化量は、筋および腱の活動動態を評価する指標として活用できる可能性が示唆された。

キーワード: 膝伸展筋群、膝蓋腱、MCセンサー法

¹⁾ 国士舘大学 政経学部：東京都世田谷区世田谷4-28-1 (〒154-8515) TEL 03-5451-8175

²⁾ 国士舘大学大学院 スポーツ・システム研究科

I. はじめに

ヒトの身体運動は骨格筋の収縮によって生み出された張力が、腱を介して関節運動を引き起こすことで生じる。そのため、筋の収縮特性とともに腱の活動特性を理解することは、身体運動のメカニズムを探るうえで重要である。これまでに腱の力学的特性は、超音波法によって評価されてきた。膝蓋腱は粘弾性組織¹⁾であり、筋張力と密接な関係²⁾にあることが知られている。また、膝蓋腱の力学的特性には、性差が存在する³⁾ことや、関節角度⁴⁾、トレーニングの負荷強度^{5,6)}および筋収縮様式^{5,7,8)}によって異なることが報告されている。

一方で、腱の力学的特性は対象や分析法によって異なるという指摘⁹⁾があり、膝関節の複雑な構造や機能を定量化することは難しいものと考えられる。等尺性条件下での膝伸展筋力の最大値は、股関節角度が一定の場合、膝関節角度 50°~90° 屈曲位で認められることが報告¹⁰⁾されている。これは膝伸展筋群の筋放電量の大小や、筋は筋節長の変化に応じた張力を発揮するという力-長さ関係に依存したものである¹⁰⁻¹²⁾。複数の関節角度における筋活動動態についての報告は比較的多くみられるものの、膝蓋腱の力学的特性に関する報告は、股関節および膝関節ともに屈曲位で評価されたものが多い。関節角度の変化が筋および腱の力学的活動に及ぼす影響に関しては十分な検討がなされていない。

近年、筋および腱の力学的活動を評価するために Muscle contraction sensor (MC センサー) 法が開発された¹³⁾。MC センサー法は、筋収縮によって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という原理に基づいており、対象とする筋や腱上の皮膚表面に、凸状のチップを取り付けたセンサーを貼付することで、チップの先端に圧力が生じ、その圧力をセンサーに内蔵されたストレインゲージで計測することができる。Đorđević ら^{13,14)}は、MC センサー法によって等尺性肘屈曲運動中の上腕二頭筋の張力を計測した。その結果、上腕二頭筋の張力と肘屈曲筋力との間には有意な相関関係が認められ、得られた相関係数が極めて高いことを報告している。また Mohamad ら¹⁵⁾は、大腿直筋を対象に電気刺激による筋収縮時の張力を計測したところ、トルクとの間に有意な相関関係が認められたことを明らかにした。さらに Đorđević ら¹⁶⁾は、同手法によって、スクワット動作中の膝蓋腱および大腿四頭筋腱の張力を計測し、それは膝関節の角度やトルクとの間にそれぞれ有意な相関関係が認められることを報告している。これらの結果は、MC センサー法で計測した張力が、筋力レベルを反映する力学的指標になりうることを示すものである。しかしながら、MC センサー法を用いた実験データは上述のものに限られており、あらゆる筋長条件下における随意収縮中の膝伸展筋群や腱の活動動態について検

討したものは見当たらない。

そこで本研究では、MC センサー法を用いて筋が収縮した条件および伸張した条件下における等尺性収縮時の膝伸展筋群および膝蓋腱の力学的活動の特徴について検討することを目的とした。

II. 対象と方法

1. 対象

本研究の対象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。対象者の身体的特性は、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 $14.8 \pm 1.4\%$ (平均 $\pm$ 標準偏差) であった。全対象者に対して、研究の目的、実験方法およびその安全性について説明し、参加の同意を得た。なお、本研究は国士舘大学倫理委員会の、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. 方法

対象者を総合筋力測定装置 (Biodex System3, Biodex 社製) の椅子に座らせた。測定姿勢は、股関節角度を屈曲伸展位 0° (以下, H0°) および 90° 屈曲位 (以下, H90°) に設定し、膝関節角度を 30° (以下, K30°) および 90° (以下, K90°) 屈曲位 (完全伸展位を 0°) とした。対象者には股関節および膝関節角度の組み合わせによる計 4 つの姿勢で測定を実施した (図 1)。

膝蓋腱の形状は、超音波診断装置 (SSD-900, ALOKA 社製) の B モード法 (7.5 Hz) を用いて測定した。対象者が各測定姿勢において安静状態を保った状態で、膝蓋骨、膝蓋腱および脛骨が写るようにプローブを押し当て、縦断画像を撮影した。得られた超音波画像から、画像処理プログラム (ImageJ) を用いて膝蓋腱の長さ、厚さおよび撓み (湾曲角度) を計測した。膝蓋腱長は先行研究⁷⁾を参考とし、膝蓋骨の遠位端と脛骨結節との間の距離を計測した。また、先行研究¹⁷⁾に倣い、膝蓋骨の遠位端、膝蓋腱長の 25%、50%、75% および

図1 測定姿勢の定義

脛骨結節の5箇所の地点の厚さを計測し、その平均値を膝蓋腱の厚さとした。膝蓋腱の撓みは、膝蓋骨の遠位端、脛骨結節および最も湾曲した点の3点を結び、その角度を計測した。

等尺性膝伸展トルクは、総合筋力測定装置のダイナモメーターを用いて測定した。トルクの発揮方法は、筋および腱への急激な負担と、後述する筋放電量の測定における電気力学的遅延を考慮し、測定開始から10秒間で漸増的に増加させるように指示し、その後3秒間は最大努力でのトルク発揮を維持させた。試技間には十分な休息を挟み、疲労の影響がないよう配慮した。4つの測定姿勢における測定順序は対象者によってランダムとした。

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、右脚の内側広筋斜頭（以下、VMO）、外側広筋（以下、VL）および大腿直筋（以下、RF）とした。電極貼付位置は、先行研究¹⁸⁾を参考とし、VMOは膝蓋骨底から約4 cm 近位、VLは膝蓋骨底から8~10 cm 近位、RFは大腿長の50%の筋腹部位とした。電極を貼付する際は、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、超音波診断装置を用いて筋の形状を入念に確認しながら、他筋からのクロストークの影響がないよう配慮した。

筋および腱の形状変化量は、Đorđević ら¹³⁾の手法を参考にMCセンサー（TMG-BMC社製）を用いて測定した。測定対象の筋は筋放電量の測定と同じ3筋と膝蓋腱（以下、PT）とした。膝蓋腱は、超音波診断装置により膝蓋腱の中央部を確認した後に貼付した。センサー貼付の際は、筋電図電極と接触しないように配慮した。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（40 × 25 mm）に、舌状突起型のチップを5 mm 突出した状態で取り付け、対象とする筋や腱上の皮膚表面に貼付することで、筋収縮に伴う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によって計測するものである。MCセンサーの測定原理は図2に示した。筋収縮によって筋および腱上の皮膚表面に沿った圧力（F）が生じ、この圧力によって皮下脂肪組織および皮膚がチップを押し付ける。全ての力の合力は、チップの鉛直方向にFsを生成

図2 MCセンサーの構造(a)、測定部位(b)および測定原理(c)

(c)はMCセンサーの測定原理を模式図で示したものである。左図は、筋収縮によって筋が膨隆した状態を示し、右図は、左右方向に形状が変化(伸張)した状態を示したものである。筋収縮時の筋および腱の形状変化によって測定部位上に沿った方向に力(F)が生じる。この力によって皮下組織および皮膚がセンサーチップ上に押し付けられる。全ての力のベクトルの総和は、センサーチップに沿った方向に力(F_s)を生成する。 $F_s = 2F\cos\alpha$ は測定原理の単純2Dモデルを示す。

する。チップにかかる圧力と鉛直方向に対する角度 (α) からその合力を、以下の式によって求めるものである。

$$F_s = 2F \cos \alpha$$

センサーの感度および較正は、Đorđević ら¹³⁾ によって報告されているように、6つの荷重により各センサーの感度(電圧)を計測し、荷重と感度の関係から得られる相関係数が0.994~0.999であることが確認されている。本研究で用いた4つのセンサーは、先行研究¹³⁾と同仕様のものであり、計測した値は、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。記録したデータは、Sensmotion ソフトウェア (TMG-BMC 社製) を用いて分析した。得られるデータは、関節角度の変化によって測定部位の筋厚および脂肪厚の変化による影響が考えられるため、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、筋収縮中の値から初期値を差し引いた差を形状変化量と定義し、分析の対象とした。

トルク、筋放電量および形状変化量のデータは、A/D 変換解析プログラム (DASY-lab, AP-office 社製) によって PC に取り込んだ。全てのデータサンプリング周波数は 1000 Hz であり、トルクおよび形状変化量のデータは、ローパスフィルター (2 Hz カットオフ) および 6 次ゼロラグバタワースフィルターを用いて処理した。EMG 信号は全波整流した後、10~400 Hz のバンドパスフィルター処理を行った。分析範囲は測定開始からピークトルク発揮後の 1 秒までとし、ピークトルクに対する % MVC を算出した。この % MVC の算出区間に基づいて、筋放電量および形状変化量の平均値をそれぞれ求めた。

統計処理は、SPSS Statistics version 25 (IBM 社製)

を用いて行った。まず、正規性の検定を実施し、全ての変数が正規分布であることを確認した。膝蓋腱の形状およびピークトルクは、股関節角度と膝関節角度による 2 要因分散分析 (対応あり・あり) を実施した。筋放電量および形状変化量は、股関節角度、膝関節角度、トルク強度の 3 要因による反復測定を実施し、股関節角度 × 膝関節角度、股関節角度 × トルク強度、膝関節角度 × トルク強度のそれぞれの組合せによる分散分析 (対応あり・あり) を実施した。その後、交互作用が認められた場合は、Post-hoc テスト (Bonferroni) により主効果および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多重比較検定を実施した。いずれも危険率 5% をもって有意とした。

III. 結 果

膝蓋腱長および厚さは、股関節角度および膝関節角度による有意な差は認められなかった。一方、膝蓋腱の撓みは、両関節角度による有意な交互作用は認められなかったが、膝関節角度にのみ有意な主効果がみられた。多重比較検定の結果、H0° および H90° とともに、K90° が K30° よりも有意に高い値を示した (表 1)。

ピークトルクは、両関節角度による有意な交互作用が認められた。関節ごとの単純主効果を検定した結果、膝関節角度による有意差が認められ、H0° および H90° とともに、K90° が K30° よりも有意に高い値を示した (表 2)。

筋放電量は、全ての筋において股関節角度 × 膝関節角度による交互作用は認められなかったが、膝関節角度

表 1 各測定姿勢における安静時の膝蓋腱の長さ、厚さおよび撓み

測定項目	H0°		H90°	
	K30°	K90°	K30°	K90°
長さ (mm)	43.4 ± 4.3	39.1 ± 3.4	43.2 ± 4.7	40.8 ± 3.6
厚さ (mm)	4.0 ± 0.3	3.7 ± 0.4	3.9 ± 0.4	3.7 ± 0.3
撓み (degree)	163.0 ± 3.7	170.3 ± 3.1*	162.0 ± 4.3	171.5 ± 2.2*

平均値 ± 標準偏差。H0°: 股関節角度 0°, H90°: 股関節角度 90°, K30°: 膝関節角度 30°, K90°: 膝関節角度 90°。*: 同一股関節角度における膝関節角度の違いによる有意差 ($p < 0.05$)。同一膝関節角度における股関節角度の有意差はなし。

表 2 各測定姿勢におけるピークトルクの比較

測定項目	H0°		H90°	
	K30°	K90°	K30°	K90°
ピークトルク (Nm)	109.6 ± 17.7	186.4 ± 50.3*	109.3 ± 21.5	206.9 ± 58.7*

平均値 ± 標準偏差。H0°: 股関節角度 0°, H90°: 股関節角度 90°, K30°: 膝関節角度 30°, K90°: 膝関節角度 90°。*: 同一股関節角度における膝関節角度の違いによる有意差 ($p < 0.05$)。同一膝関節角度における股関節角度の有意差はなし。

×トルク強度による交互作用が認められ、VMOおよびVLでは股関節角度×トルク強度による交互作用が確認された。単純主効果および多重比較検定の結果、VMOのH0°では、70%MVC以降、H90°では100%MVCで、VLはH0°の50%MVC以降、H90°の70%MVC以降でK90°がK30°よりも有意に高い値を示した。RFは、H90°のみ膝関節角度の主効果が確認され、単純主効果検定の結果、50%MVC以降でK90°がK30°よりも有意に高い値を示した（表3）。

各測定姿勢における形状変化量を表4に示した。VMOは、股関節角度×トルク強度による交互作用が認められたが、股関節角度による主効果は確認されなかった。多重比較検定の結果、H0°およびH90°ともに40%MVC以降でK30°がK90°よりも有意に高い値を示した。VLは膝関節角度×トルク強度による交互作用が認めら

れ、H0°では80%MVC以降、H90°では60%MVC以降でK30°とK90°の間に単純主効果の有意差を認めた。RFは2要因の全ての組み合わせによる交互作用が認められ、その後の検定結果、H0°では70%MVC以降K90°よりもK30°が有意に高く、30%MVC～60%MVCのK30°では股関節角度間の有意差を認めた。PTの形状変化量は、股関節角度×トルク強度、膝関節角度×トルク強度による交互作用が確認された。各水準における主効果の検定の結果、膝関節角度による有意差が認められ、多重比較検定の結果H0°およびH90°ともにK90°がK30°よりも有意に高い値を示した。

IV. 考 察

本研究では、MCセンサー法を用いて異なる関節角度

表3 各測定姿勢におけるトルクの増大に伴う筋放電量

	トルク強度	H0°		H90°	
		K30°	K90°	K30°	K90°
EMG_VMO (mV)	10%	0.005 ± 0.003	0.003 ± 0.001	0.002 ± 0.000	0.004 ± 0.001
	20%	0.007 ± 0.002	0.015 ± 0.004	0.007 ± 0.002	0.018 ± 0.004
	30%	0.013 ± 0.003	0.021 ± 0.005	0.011 ± 0.004	0.026 ± 0.005
	40%	0.018 ± 0.005	0.031 ± 0.007	0.017 ± 0.005	0.037 ± 0.006
	50%	0.023 ± 0.006	0.042 ± 0.010	0.029 ± 0.010	0.057 ± 0.013
	60%	0.030 ± 0.006	0.058 ± 0.014	0.041 ± 0.015	0.073 ± 0.016
	70%	0.042 ± 0.012	0.073 ± 0.016*	0.047 ± 0.012	0.088 ± 0.019
	80%	0.060 ± 0.018	0.090 ± 0.020*	0.069 ± 0.018	0.107 ± 0.023
	90%	0.076 ± 0.018	0.108 ± 0.026*	0.085 ± 0.020	0.125 ± 0.026
	100%	0.085 ± 0.016	0.119 ± 0.029*	0.090 ± 0.020	0.137 ± 0.029*
EMG_VL (mV)	10%	0.002 ± 0.001	0.004 ± 0.002	0.002 ± 0.001	0.004 ± 0.001
	20%	0.009 ± 0.002	0.018 ± 0.003	0.009 ± 0.003	0.020 ± 0.004
	30%	0.014 ± 0.002	0.026 ± 0.004	0.017 ± 0.004	0.027 ± 0.014
	40%	0.017 ± 0.003	0.034 ± 0.005	0.021 ± 0.004	0.034 ± 0.005
	50%	0.023 ± 0.004	0.044 ± 0.006*	0.031 ± 0.007	0.050 ± 0.008
	60%	0.030 ± 0.005	0.052 ± 0.008*	0.041 ± 0.009	0.058 ± 0.009
	70%	0.037 ± 0.006	0.059 ± 0.008*	0.048 ± 0.010	0.072 ± 0.011*
	80%	0.049 ± 0.007	0.073 ± 0.012*	0.056 ± 0.011	0.083 ± 0.012*
	90%	0.060 ± 0.008	0.083 ± 0.013*	0.063 ± 0.010	0.093 ± 0.013*
	100%	0.065 ± 0.008	0.091 ± 0.014*	0.068 ± 0.010	0.108 ± 0.015*
EMG_RF (mV)	10%	0.003 ± 0.001	0.001 ± 0.000	0.002 ± 0.000	0.002 ± 0.001
	20%	0.007 ± 0.001	0.004 ± 0.001	0.006 ± 0.002	0.006 ± 0.001
	30%	0.012 ± 0.002	0.008 ± 0.002	0.008 ± 0.002	0.011 ± 0.002
	40%	0.019 ± 0.003	0.014 ± 0.002	0.011 ± 0.002	0.020 ± 0.003
	50%	0.025 ± 0.002	0.021 ± 0.003	0.015 ± 0.003	0.030 ± 0.004*
	60%	0.033 ± 0.003	0.031 ± 0.004	0.020 ± 0.003	0.041 ± 0.005*
	70%	0.041 ± 0.003	0.042 ± 0.006	0.026 ± 0.003	0.057 ± 0.006*
	80%	0.057 ± 0.008	0.057 ± 0.008	0.038 ± 0.004	0.070 ± 0.007*
	90%	0.072 ± 0.009	0.069 ± 0.009	0.052 ± 0.006	0.082 ± 0.008*
	100%	0.086 ± 0.010	0.078 ± 0.011	0.067 ± 0.007	0.090 ± 0.009*

平均値 ± 標準誤差. H0°: 股関節角度 0°, H90°: 股関節角度 90°, K30°: 膝関節角度 30°, K90°: 膝関節角度 90°. EMG: 筋電図, VMO: 内側広筋斜頭, VL: 外側広筋, RF: 大腿直筋. *: 同一股関節角度における膝関節角度の違いによる有意差 (p<0.05), 同一膝関節角度における股関節角度の有意差はなし.

表4 各測定姿勢におけるトルクの増大に伴う形状変化量

	トルク強度	H0°		H90°	
		K30°	K90°	K30°	K90°
MC_VMO (N)	10%	0.030 ± 0.007	0.031 ± 0.007	0.030 ± 0.009	0.065 ± 0.013
	20%	0.233 ± 0.043	0.130 ± 0.021	0.169 ± 0.037	0.192 ± 0.025
	30%	0.398 ± 0.073	0.170 ± 0.031	0.326 ± 0.059	0.203 ± 0.034
	40%	0.517 ± 0.085*	0.197 ± 0.037	0.481 ± 0.086*	0.203 ± 0.039
	50%	0.621 ± 0.091*	0.235 ± 0.044	0.642 ± 0.118*	0.243 ± 0.055
	60%	0.723 ± 0.106*	0.295 ± 0.049	0.771 ± 0.143*	0.267 ± 0.064
	70%	0.841 ± 0.123*	0.331 ± 0.054	0.877 ± 0.162*	0.303 ± 0.071
	80%	0.958 ± 0.143*	0.373 ± 0.065	0.982 ± 0.171*	0.356 ± 0.079
	90%	1.031 ± 0.152*	0.424 ± 0.077	1.071 ± 0.181*	0.403 ± 0.087
	100%	1.064 ± 0.151*	0.464 ± 0.086	1.129 ± 0.190*	0.453 ± 0.102
MC_VL (N)	10%	0.074 ± 0.026	0.088 ± 0.014	0.063 ± 0.015	0.123 ± 0.032
	20%	0.383 ± 0.082	0.514 ± 0.104	0.301 ± 0.087	0.203 ± 0.053
	30%	0.696 ± 0.162	0.662 ± 0.151	0.543 ± 0.134	0.265 ± 0.082
	40%	0.961 ± 0.191	0.778 ± 0.192	0.780 ± 0.169	0.362 ± 0.087
	50%	1.226 ± 0.204	0.868 ± 0.208	1.050 ± 0.207	0.500 ± 0.106
	60%	1.510 ± 0.239	1.033 ± 0.245	1.317 ± 0.237*	0.658 ± 0.132
	70%	1.820 ± 0.958	1.188 ± 0.285	1.615 ± 0.262*	0.881 ± 0.161
	80%	2.127 ± 0.326*	1.360 ± 0.347	1.852 ± 0.318*	1.108 ± 0.197
	90%	2.388 ± 0.363*	1.520 ± 0.399	2.050 ± 0.348*	1.323 ± 0.247
	100%	2.592 ± 0.372*	1.686 ± 0.455	2.166 ± 0.333*	1.512 ± 0.292
MC_RF (N)	10%	0.041 ± 0.016	0.038 ± 0.010	0.035 ± 0.007	0.040 ± 0.005
	20%	0.140 ± 0.040	0.149 ± 0.040	0.070 ± 0.028	0.099 ± 0.022
	30%	0.271 ± 0.049 [#]	0.246 ± 0.048	0.110 ± 0.036	0.217 ± 0.037
	40%	0.484 ± 0.079 [#]	0.323 ± 0.044	0.181 ± 0.059	0.344 ± 0.056
	50%	0.631 ± 0.096 [#]	0.378 ± 0.054	0.273 ± 0.081	0.406 ± 0.069
	60%	0.748 ± 0.112 [#]	0.440 ± 0.078	0.456 ± 0.112	0.494 ± 0.088
	70%	0.861 ± 0.134*	0.507 ± 0.100	0.620 ± 0.139	0.601 ± 0.120
	80%	1.030 ± 0.199*	0.583 ± 0.128	0.780 ± 0.154	0.705 ± 0.149
	90%	1.170 ± 0.212*	0.642 ± 0.139	0.938 ± 0.170	0.808 ± 0.185
	100%	1.293 ± 0.234*	0.676 ± 0.158	1.144 ± 0.202	0.858 ± 0.202 [#]
MC_PT (N)	10%	0.166 ± 0.075	0.217 ± 0.045	0.140 ± 0.040	0.290 ± 0.061
	20%	0.361 ± 0.072	0.657 ± 0.140*	0.288 ± 0.054	0.641 ± 0.162*
	30%	0.315 ± 0.064	0.556 ± 0.118*	0.234 ± 0.045	0.469 ± 0.120*
	40%	0.301 ± 0.061	0.480 ± 0.106	0.205 ± 0.042	0.378 ± 0.101
	50%	0.289 ± 0.062	0.434 ± 0.100	0.183 ± 0.040	0.331 ± 0.094
	60%	0.286 ± 0.064	0.398 ± 0.092	0.164 ± 0.037	0.303 ± 0.091
	70%	0.288 ± 0.066	0.369 ± 0.090	0.151 ± 0.036	0.293 ± 0.087
	80%	0.290 ± 0.067	0.354 ± 0.089	0.144 ± 0.035	0.272 ± 0.082
	90%	0.279 ± 0.067	0.337 ± 0.083	0.138 ± 0.033	0.234 ± 0.080
	100%	0.250 ± 0.061	0.299 ± 0.072	0.134 ± 0.031	0.230 ± 0.076

平均値 ± 標準誤差. H0°: 股関節角度 0°, H90°: 股関節角度 90°, K30°: 膝関節角度 30°, K90°: 膝関節角度 90°. MC: MC センサー, VMO: 内側広筋斜頭, VL: 外側広筋, RF: 大腿直筋. *: 同一股関節角度における膝関節角度の違いによる有意差 ($p < 0.05$), #: 同一膝関節角度における股関節角度の違いによる有意差.

における等尺性収縮時の膝伸筋群および膝蓋腱の力学的活動について検討した. その結果, MC センサー法で計測した形状変化量は, 股関節屈曲位の RF を除いて, トルクの高強度局面で股関節角度に関係なく膝関節屈曲位よりも軽度屈曲位で有意に高い値を示した. 一方, 筋放電量は, 膝関節屈曲位が軽度屈曲位よりも高かったこ

とから, 膝関節角度が筋の活動動態に及ぼす影響が, 筋放電量と形状変化量では異なることが明らかとなった. また, PT の形状変化量の最大値は 20% MVC で認められ, 膝関節屈曲位に対して軽度屈曲位が有意に低い値を示し, 膝蓋腱の形状 (撓み) が影響しているものと考えられた.

トルク測定の結果、股関節角度の違いによるピークトルクの差は認められなかったが、膝関節角度の違いによって有意な差が確認された。Pincivero ら¹⁰⁾や Babault ら¹⁹⁾は、膝伸展トルクは股関節角度が一定の場合、膝関節角度屈曲位が軽度屈曲位よりも高いことを報告している。本研究でも膝関節屈曲位のピークトルクが軽度屈曲位よりも高く、先行研究^{10,19)}を支持する結果となった。筋放電量は、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したものであり、活動筋の収縮力を次第に強めていくことで高くなる¹⁰⁾。本研究でも、全ての姿勢でトルク強度に伴う筋放電量の増大がみられた。また、VMO、VL および股関節屈曲位の RF の筋放電量は、膝関節屈曲位が軽度屈曲位よりも高く、トルクの大小に影響したものと考えられた。一方、股関節伸展位では RF の筋放電量に膝関節角度の影響が認められなかった。これらの結果から、二関節筋である RF は股関節が伸張した状態では膝関節角度を変化させても筋放電量の差を生じさせる程の影響が認められないことが推察された。この結果は、筋活動レベルの関節角度依存性が協働筋間で異なることを指摘した先行研究^{10,20)}を支持するものであった。

MC センサー法で計測した筋の形状変化量は、いずれの姿勢においてもトルク強度に伴い増大した。この結果は、上腕二頭筋を対象とした Đorđević ら^{13,14)}の報告と同様であった。本研究では VMO、VL および股関節伸展位の RF では、膝関節角度による形状変化量の差が認められたが、股関節屈曲位の RF では膝関節角度による有意差は認められなかった。また、RF のみ 30% MVC から 60% MVC の間に股関節角度の影響が認められた。VMO および VL と RF による結果の相違は、両関節角度の変化による各筋の筋長変化の度合いが影響したものと推察される。すなわち、単関節筋である VMO や VL は、いずれの股関節角度においても、筋長に及ぼす膝関節角度の影響が同程度であるのに対して、二関節筋である RF は、膝関節の伸展動作だけでなく股関節の屈曲動作にも関与²¹⁾するため、筋長の変化度合いが大きかったものと推察される。また、股関節屈曲位における RF の筋長は力-長さ関係の上行脚の範囲に相当しており、膝関節角度が変化してもその範囲はさほど変化せず、形状変化量の有意差が認められなかったものと推察される。本研究の結果から、膝関節伸展運動における膝伸展筋群の形状変化量は、膝関節および股関節角度の影響を受けるが、その影響は各筋によって異なることが示唆された。

本研究で注目すべき点は、筋放電量は軽度屈曲位よりも屈曲位で高かったのに対して、形状変化量は屈曲位よりも軽度屈曲位で高い値を示したことであり、形状変化量が膝関節軽度屈曲位で高い値を示した理由として次のことが考えられる。まず、外側広筋のような羽状筋の場

合、膝関節の伸展に伴い筋は収縮し、羽状角が増大することで筋の生理学的横断面積が大きくなり筋張力が増大する^{1,12)}。また、筋線維はその長軸方向に張力を発揮するため、羽状角の大きい膝関節軽度屈曲位では屈曲位よりも筋線維の長軸方向が、皮膚上に貼付したセンサーに対してより垂直に近い状態となる。したがって、膝関節軽度屈曲位では、膝伸展筋群の生理学的断面積と羽状角の増加によって形状変化量の値が高値を示したものと推察された。また、MC センサー法は、筋電図法による筋活動レベルの評価とは異なり、筋の形状を加味した活動動態を評価する指標として活用できる可能性が示唆された。

PT の形状変化量は、トルクの 20% MVC で最大となり、その後は収縮強度に伴って低下した。Ichinose ら¹²⁾は、トルクに起因する腱の長さおよび角度の変化は、より低い力レベル (30% MVC) で大きいことを指摘しており、本研究の結果はそれと類似していた。また、PT の形状変化量の最大値は、K30° よりも K90° の方が高かった。これは表 1 に示したように、PT は膝関節屈曲位よりも軽度屈曲位で撓んだ形状であったことが影響したものと考えられる。PT は、膝伸展筋群の収縮力を脛骨に伝える役割を担っているため、膝関節軽度屈曲位では、膝伸展筋群で生み出された収縮力が PT の撓みによって吸収され、その力が効率よく脛骨に伝達されなかった²²⁾ものと推察された。

従来、ヒト生体内における膝蓋腱の力学的特性は超音波法による矢状面の画像から、筋の収縮によって生じる腱の伸張量を計測し、その伸張量と張力の関係から弾性特性 (剛性や弾性係数) を推定することで評価されてきた。膝蓋腱は膝伸展筋群の収縮力を脛骨に伝達する役割を担っており、これらの力学的特性はその力の伝達効率の指標となりうるものである。しかし、Defrate ら²³⁾は、異なる膝関節角度における自荷重時の膝蓋腱の動態を 3 次元的に観察したところ、膝関節伸展位から屈曲位にかけて、膝蓋腱は矢状面上に前傾から後傾し、冠状面上に内傾から外傾方向へと変動することを明らかにした。これは、PT が連結する膝蓋骨の変動を示すものである。また、膝蓋骨は膝関節屈曲位で後傾し、大腿骨顆間溝内にかみ合った状態^{24,25)}となることで膝関節の安定性を保つ。さらに、膝伸展運動では内側広筋斜頭が、膝蓋骨の外側偏位を抑止するための役割を持っており、膝関節の安定性を保つために機能するという^{18,26,27)}。これらの指摘から、正常な運動や効率の良い動作を生み出すためには、筋や腱の各機能によって膝関節の安定性が保たれているものと考えられる。実際に、膝関節の不安定性は、身体運動の制限や他の障害を引き起こす要因となりうるものである。本研究の結果は、臨床現場などで膝関節運動に制限がある場合に対して、効率的な訓練の姿勢を検討する際に応用できる。例えば、膝関節屈曲位での

膝伸展運動は、膝伸展筋群の筋放電量や膝蓋腱の活動を高めるのに対して有効であり、膝関節軽度屈曲位では膝蓋腱に大きな負担をかけることなく運動を実施することができる。

MC センサー法は非侵襲的かつ簡便な手法によって筋および腱の力学的活動を評価^{13,14,16)} できるため、臨床現場のみならずスポーツ選手のトレーニングやコンディショニングの場にも活用できるものと考えられる。しかし、MC センサー法で計測する形状変化量は、対象者の脂肪厚、筋厚および皮膚の伸長率による影響があるものと予想される。今後は、MC センサー法の信頼性をより獲得するために、脂肪厚といった形態的要素の影響や、腱を対象とした検証実験を継続する必要がある。

最後に、MC センサー法で計測した膝伸展筋群および膝蓋腱の形状変化量は、膝関節角度によって変化した筋や腱の形状を反映した活動動態を示すものであり、トルクの推定のみならず、膝伸展筋群と膝蓋腱の機能を評価する指標として活用できる可能性が示唆された。

利益相反 本研究に関し、開示すべき利益相反はない。

引用文献

- 1) Fukunaga T, Ichinose Y, Ito M, et al.: Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *J Appl Physiol* 1985, 1997, 82: 354-358.
- 2) 山本憲隆, 高辻勇貴: ヒト膝蓋腱および前十字靱帯の力学的性質と大腿四頭筋筋力の関係. *日本機械学会論文集A編*, 2012, 78: 361-369.
- 3) Onambélé GN, Burgess K, Pearson SJ: Gender-specific in vivo measurement of the structural and mechanical properties of the human patellar tendon. *J Orthop Res*, 2007, 25: 1635-1642.
- 4) Pearson SJ, Mohammed AS, Hussain SR: Patellar tendon in vivo regional strain with varying knee angle. *J Biomech*, 2017, 61: 45-50.
- 5) Malliaras P, Kamal B, Nowell A, et al.: Patellar tendon adaptation in relation to load-intensity and contraction type. *J Biomech*, 2013, 46: 1893-1899.
- 6) Kongsgaard M, Reitelsheder S, Pedersen TG, et al.: Region specific patellar tendon hypertrophy in humans following resistance training. *Acta Physiol (Oxf)*, 2007, 191: 111-121.
- 7) Yamamoto N, Ota T: Relationships between the mechanical properties of patellar tendons and quadriceps strength in humans. *J Biomech Sci Eng*, 2009, 4: 530-538.
- 8) Kubo K, Ikebukuro T, Yaeshima K, et al.: Effects of static and dynamic training on the stiffness and blood volume of tendon in vivo. *J Appl Physiol* 1985, 2009, 106: 412-417.
- 9) Seynnes OR, Bojsen-Møller J, Albracht K, et al.: Ultrasound-based testing of tendon mechanical properties: a critical evaluation. *J Appl Physiol* 1985, 2015, 118: 133-141.
- 10) Pincivero DM, Salfetnikov Y, Campy RM, et al.: Angle- and gender-specific quadriceps femoris muscle recruitment and knee extensor torque. *J Biomech*, 2004, 37: 1689-1697.
- 11) Herzog W, Hasler E, Abrahamse SK: A comparison of knee extensor strength curves obtained theoretically and experimentally. *Med Sci Sports Exerc*, 1991, 23: 108-114.
- 12) Ichinose Y, Kawakami Y, Ito M, et al.: Estimation of active force-length characteristics of human vastus lateralis muscle. *Acta Anat (Basel)*, 1997, 159: 78-83.
- 13) Đorđević S, Stančin S, Meglič A, et al.: MC sensor--a novel method for measurement of muscle tension. *Sens Basel*, 2011, 11: 9411-9425.
- 14) Đorđević S, Tomažič S, Narici M, et al.: In-vivo measurement of muscle tension: dynamic properties of the MC sensor during isometric muscle contraction. *Sens Basel*, 2014, 14: 17848-17863.
- 15) Mohamad NZ, Hamzaid NA, Davis GM, et al.: Mechanomyography and torque during FES-evoked muscle contractions to fatigue in individuals with spinal cord injury. *Sens Basel*, 2017, 17: 1627-1641.
- 16) Đorđević S, Berdajs M, Modić Ž, et al.: Preliminary force load analysis of the knee muscle-tendon complex between squatting with MC sensor. *ISOT, Rome*, 2014, pp23-27.
- 17) Fredberg U, Bolvig L, Andersen NT, et al.: Ultrasonography in evaluation of Achilles and patella tendon thickness. *Ultraschall Med*, 2008, 29: 60-65.
- 18) 谷埜予士次, 大工谷新一, 鈴木俊明: 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*, 2009, 58: 441-452.
- 19) Babault N, Pousson M, Michaut A, et al.: Effect of quadriceps femoris muscle length on neural activation during isometric and concentric contractions. *J Appl Physiol* 1985, 2003, 94: 983-990.
- 20) 江間諒一, 若原 卓, 金久博昭・他: 股関節および膝関節角度が等尺性膝関節伸展トルクと大腿四頭筋の筋活動に与える影響. *スポーツ科学研究*, 2010, 7: 109-118.
- 21) 金子公宥: 改定スポーツ・バイオメカニクス入門. 杏林書院, 東京, 1994, pp14-23.
- 22) 瀧下 渡, 竹中 睦, 長岡大地・他: 収縮時の筋束動態からみた関節角度—トルク関係. *理学療法科学*, 2015, 30: 803-809.
- 23) Defrante LE, Nha KW, Papannagari R, et al.: The biomechanical function of the patellar tendon during in-vivo weight-bearing flexion. *J Biomech*, 2007, 40: 1716-1722.
- 24) Merican AM, Amis AA: Iliotibial band tension affects patellofemoral and tibiofemoral kinematics. *J Biomech*, 2009, 42: 1539-1546.
- 25) Csintalan RP, Schulz MM, Woo J, et al.: Gender differences in patellofemoral joint biomechanics. *Clin Orthop Relat Res*, 2002, (402): 260-269.
- 26) 生田啓記, 井尻朋人, 鈴木俊明: 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*, 2016, 31: 7-11.
- 27) Travnik L, Pernus F, Erzen I: Histochemical and morphometric characteristics of the normal human vastus medialis longus and vastus medialis obliquus muscles. *J Anat*, 1995, 187: 403-411.