

国土舘大学審査学位論文

「MC センサー法による筋・腱の力学的活動動態の評価」

田中 重陽

博 士 学 位 論 文

MC センサー法による筋・腱の力学的活動動態の評価

Assessments of mechanical activities of muscle  
and tendon by MC sensor method

国士舘大学

田中 重陽

Shigeharu TANAKA



## 目 次

第1章 緒 論 .....	1
1-1. 序 .....	1
1-2. 研究小史 .....	2
1) 等尺性収縮時の筋出力特性	
2) 筋電図法および筋温図法を用いた筋機能評価	
3) 腱の力学的活動動態の評価	
4) MC センサーの開発と筋-腱の活動動態の評価	
i) MC センサーの開発、設計および測定原理	
ii) MC センサー法による筋-腱の活動動態の評価	
1-3. 研究目的 .....	16
第2章 研究Ⅰ:MC センサー法による骨格筋の形状変化特性の評価.....	19
2-1. はじめに .....	19
2-2. 方 法 .....	20
2-3. 結 果 .....	28
2-4. 論 議 .....	41
2-5. 要 約 .....	44
第3章 研究Ⅱ:等尺性膝関節伸展動作における筋収縮活動の評価 .....	46
3-1. はじめに .....	46
3-2. 方 法 .....	47
3-3. 結 果 .....	53
3-4. 論 議 .....	60
3-5. 要 約 .....	63
第4章 研究Ⅲ:関節角度変化に伴う等尺性収縮時の筋・腱の力学的活動特性 ..	64
4-1. はじめに .....	64
4-2. 方 法 .....	65

4-3. 結 果 .....	70
4-4. 論 議 .....	74
4-5. 要 約 .....	78
第5章 研究Ⅳ:スクワット動作中の膝関節伸展筋群および膝蓋腱の力学的活動特性 の評価 .....	80
5-1. はじめに .....	80
5-2. 方 法 .....	81
5-3. 結 果 .....	83
5-4. 論 議 .....	83
5-5. 要 約 .....	90
第6章 総括論議 .....	91
6-1. MC センサー法による筋の力学的活動動態の評価 .....	91
6-2. MC センサー法による腱の力学的活動動態の評価 .....	97
6-3. MC センサー法による筋-腱の機能特性評価の身体運動科学分野への応用 .....	99
第7章 結 語 .....	102
参考文献 .....	103
謝 辞 .....	123

## 第 1 章

### 緒 論

#### 1-1. 序

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 (van Ingen et al. 1995)。そのため、筋の収縮特性とともに腱の活動動態を理解することは、身体運動のメカニズムを探る上で極めて重要なことである。

従来、筋の活動特性に関しては、筋電図法によって生理学的な観点から評価 (Babault et al. 2003; Balogun et al. 2010; Brownstein et al. 1985; Duffell et al. 2011; 江間ら 2010; Guido et al. 2015; 生田ら 2016; 甲斐ら 2012; Lawrence et al. 1983; Maffiuletti et al. 2003; 牧野ら 2014; 三秋ら 2012; 宮崎ら 2001; Papadopoulos et al. 2008; Pincivero et al. 2004; 2006; Shenoy et al. 2011; 瀧下ら 2015; 谷埜ら 2009) 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、等尺性およ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数多く報告 (甲斐ら 2012; Lawrence et al. 1983; 宮崎ら 2001; Pincivero et al. 2004; 2006; 谷埜ら 2009) されている。また、大腿四頭筋を対象とした漸増的筋力発揮では、筋の活動動態が協働筋間で異なることが指摘 (長谷川ら 2015) されている。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ため、それぞれの活動動態を観察することは筋機能評価に対する理解を深めるために重要である。

一方で、腱組織の力学的特性については、超音波法によって評価されてきた。膝蓋腱は粘弾性組織 (Fukunaga et al. 1997) であり、筋張力と密接な関係 (山本ら 2012) にあることが知られている。また、筋力が増加していくことで腱が伸張し、筋力の 50% 以降では腱の伸張量が一定になることが明らかにされている。この一定の伸張量の回帰式の勾配が、腱の弾性特性 (コンプライアンス、伸展性) の指標として活用されている (Fukunaga et al. 2002)。さらに、膝蓋腱の力学的特性は、関節角度 (Pearson et al. 2017)、トレーニング様式 (Kubo et al. 2001)、負荷強度 (Kongsgaard et al. 2007; Malliaras et al. 2013) および筋収縮様式 (Kubo et al. 2009; Malliaras et al. 2013; Yamamoto et al. 2009) によって異なることが報告されている。

近年、筋の形状変化から力学的な観点で活動動態を評価することができる Muscle Contraction Sensor (MC センサー) 法が導入された。MC センサー法は、対象とする筋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によって、筋収縮によってチップにかかる圧力を計測することができ、この圧力を筋の形状変化量(筋張力)の指標として評価している。Đorđević et al. (2011)は、肘関節屈曲運動中の上腕二頭筋を対象として、MC センサー法で計測した筋張力と筋力との関わりについて検討したところ、両者の間には極めて強い相関関係が成り立つことを報告している。また、MC センサー法は、筋だけではなく腱の活動動態も同時に評価できることが示唆されている。MC センサー法は非侵襲的な手法であり、かつ、個々の筋や腱の活動動態を評価することが可能であるため、身体運動や筋機能改善のためのスポーツトレーニングやリハビリテーションなどの臨床現場での活用が期待(Đorđević et al. 2014a; 2014b)されている。しかしながら、MC センサー法を用いた研究(Đorđević et al. 2011; 2014a; Krašna et al. 2017; Mohamad et al. 2017)は極めて少なく、実験的データが十分ではない。特に、筋力発揮中における腱の力学的な活動動態を捉えたものは存在しない。そのため、筋-腱の機能を評価するため手法としての妥当性は十分確保されていない。関節角度の変化に伴う異なる筋長条件下における随意収縮時の下肢筋群および腱の活動動態については検討されていない。

そこで本研究では、MC センサー法による筋-腱の機能評価の妥当性について検討するとともに、異なる筋長条件下における膝関節伸展筋群および膝蓋腱の力学的な活動動態や、動的運動時の筋-腱の活動動態について検討した。

## 1-2. 研究小史

これまでに、筋力発揮および身体運動中における筋の機能評価は、主に筋電図法や筋音図法が用いられ、腱の活動動態の評価には超音波法が用いられてきた。一方、MC センサー法が開発され、筋-腱の活動動態を力学的な観点から評価されつつある。ここでは、現在までに得られている筋力発揮および動的運動時の筋-腱の活動特性に関する知見について述べるとともに、MC センサー法による筋-腱の活動動態の評価について検討する上で、解決すべき課題を明らかにする。

### 1) 等尺性収縮時の筋出力特性

筋の収縮特性として知られる長さ-張力関係(Fig.1,2)に示されるように、筋張力は筋節の至適長で最大となり、それ以外では低下する(Fukunaga et al. 1997; Gordon et al. 1966; Herzog et al. 1990; 1991; Ichinose et al. 1997; 金子ら 2004)。膝関節伸展筋力に及ぼす膝関節角度の影響について検討した研究(Babault et al. 2003; Becker et al. 2001; Chan et al. 2001; Murray et al. 1977;

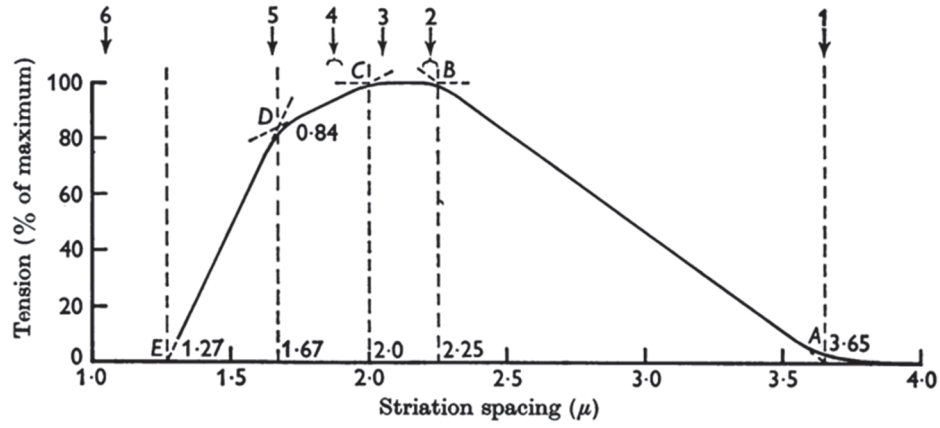


Fig. 1. Schematic summary of results. The arrows along the top are placed opposite the striation spacings at which the critical stages of overlap of filaments occur; numbered as in Fig. 2. (Gordon et al. 1966.)

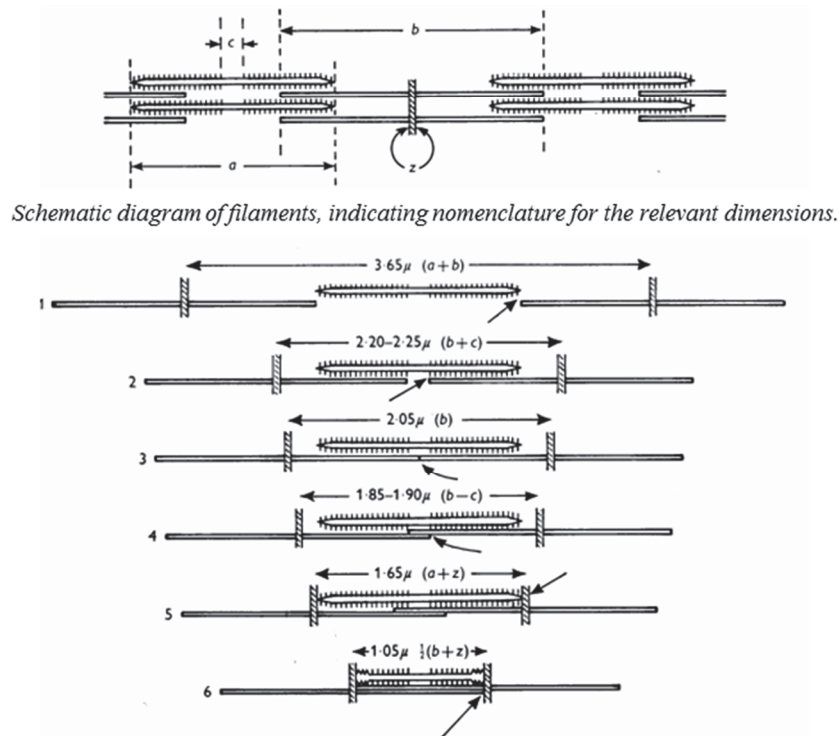


Fig. 2. Critical stages in the increase of overlap between thick and thin filaments as a sarcomere shortens. (Gordon et al. 1966.)

Lindh et al. 1979; Newman et al. 2003; Papadopoulos et al. 2008; Pincivero et al. 2004; Rieder et al. 2016; Shenoy et al. 2011; Suter et al. 1997; Welsch et al. 1998; Yoon et al. 1991)によれば、等尺性条件下では股関節角度が一定の場合、膝関節角度が 55～90 度屈曲位で最大筋力が出現することが明らかにされている。また、股関節角度が伸展位から屈曲位へと変化することで、最大筋力発揮時の膝関節角度は屈曲位から伸展位へと変化している。このように、膝関節伸展筋力は股関節角度の影響を受け、その影響度合いは膝関節角度によって異なる(Maffiuletti et al. 2003; Yoon et al. 1991)。これらは膝関節伸展運動の主働筋として作用する大腿四頭筋が、二関節筋である大腿直筋と単関節筋である外側広筋、内側広筋および中間広筋によって構成されているため、両関節角度の違い、すなわち筋長の違いによる筋張力の差が、発揮する筋力に影響を及ぼしたものと考えられる。従って、等尺性収縮による筋力測定を行う上では、筋の長さ-張力関係を考慮した条件設定が重要であると考えられる。

## 2) 筋電図法および筋音図法を用いた筋機能評価

筋の活動動態に関しては筋電図法によって生理学的観点から評価されてきた(Lawrence et al. 1983; Brownstein et al. 1985; 宮崎ら 2001; Babault et al. 2003; Maffiuletti et al. 2003; Pincivero et al. 2004; 2006; Papadopoulos et al. 2008; 谷埜ら 2009; Balogun et al. 2010; Duffell et al. 2011; Shenoy et al. 2011; 甲斐ら 2012; 三秋ら 2012; 牧野ら 2014; Guido et al. 2015; 瀧下ら 2015; 生田ら 2016)。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、等尺性およ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(Lawrence et al. 1983; 宮崎ら 2001; Pincivero et al. 2004; 2006; 谷埜ら 2009; 甲斐ら 2012)されている。一方で、筋電図法は筋活動電位や介在する皮膚、皮下脂肪による電極までの距離や伝導性に大きく影響を受けることなど、測定上の問題点が数多く指摘されているのも事実である。実際、関節角度の変化が筋の活動動態に及ぼす影響について検討した報告では、測定条件や解析法の違いこそあるものの、関節角度によって筋放電量が変化するという報告(宮崎ら 2001; Babault et al. 2003; Maffiuletti et al. 2003; 生田ら 2016)や変化しないという報告(Pincivero et al. 2004; Duffell et al. 2011)、さらには、筋によって関節角度の影響が異なるという報告(宮崎ら 2001; 江間ら 2010; 瀧下ら 2015; 生田ら 2016)等、様々であり、統一された見解は示されていない。

また、骨格筋の活動動態を観察するために、筋音図法が用いられてきた(Beck et al. 2010a; 2010b; Garcia et al. 2008; 長谷川ら 2015; 甲斐ら 2012; 三田 2002; 2003; 2004)。筋音図は、筋

が収縮する際に筋線維が長軸方向に短縮し、側方へ拡大変形することによって発生する微細振動を記録することで筋の収縮特性を力学的観点から評価することができる(三田 2002; 2003; 2004)。筋電図法と筋音図法を併せて使用し、筋機能について検討した報告(Beck et al. 2010a; 2010b; 長谷川ら 2015; 三田 2004)によれば、筋の力学的情報は生学的情報よりも筋力をより反映する指標となることが指摘されている。また、大腿四頭筋を対象とした漸増的筋力発揮では、筋の活動動態が協働筋間で異なることが指摘(長谷川ら 2015)されている。三田(2003)によれば、筋電図も筋音図も運動単位の動員によって増大するものの、発射頻度の増加では、筋音図値は減少し、筋電図値は増加する。筋音図値の減少は、発射頻度が増加すると筋線維同士の収縮が融合(完全強縮)し、体表面の微細動が減少するためであると指摘している。つまり、中程度以上の収縮強度では、電気的な活動動態と異なる推移を示すという。この点は、筋力を推定する上で、筋音図による評価のみでは、正確な筋機能評価を行うことが困難であることを意味するものと考えられる。

また、先行研究(Chanaud et al. 1991; English et al. 1993)によれば、同一の筋でも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。その代表的な筋が、膝関節伸展筋群を構成する筋で唯一の二関節である大腿直筋(Hasselmann et al. 1995)である。従って、筋機能評価には、同一筋であってもその機能的な役割が部位によって異なることを十分留意する必要性(渡邊 2016)が考えられる。力は単一の筋だけでなく運動に関与する複数の筋の活動によって総合的に発揮されるため、個々の筋の活動動態を生理学的な観点と力学的な観点から観察することは、筋機能評価に対する理解を深めるために重要な試みである。

### 3) 腱の力学的活動動態の評価

これまでに腱組織の力学的特性は、超音波法が用いられ評価されてきた。それらの報告によれば、膝蓋腱は粘弾性組織(Fukunaga et al. 1997)であること、また、膝蓋腱の力学的特性は筋張力と密接な関係(山本ら 2012)にあることが明らかにされている。さらに、膝蓋腱の力学的特性には、性差が存在する(Onambélé et al. 2007)ことや、関節角度(Pearson et al. 2017)、トレーニングの負荷強度(Kongsgaard et al. 2007; Malliaras et al. 2013)および筋収縮様式(Kubo et al. 2001; 2009; Malliaras et al. 2013; Yamamoto et al. 2009)によって異なることが指摘されている。

一方で、腱の力学的特性は対象者や分析の手法によって異なるという指摘(Seynnes et al. 2015)があり、膝関節の複雑な構造や機能を定量化することの難しさが考えられる。等尺性条件下での膝関節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 55~90 度屈曲位で認め

られることが報告 (Pincivero et al. 2004) されている。これは膝関節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 (Herzog et al. 1991; Ichinose et al. 1997; Pincivero et al. 2004) と考えられる。このように複数の関節角度における筋活動特性に関する報告は比較的多く見られるものの、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ついては十分な検討がなされていない。

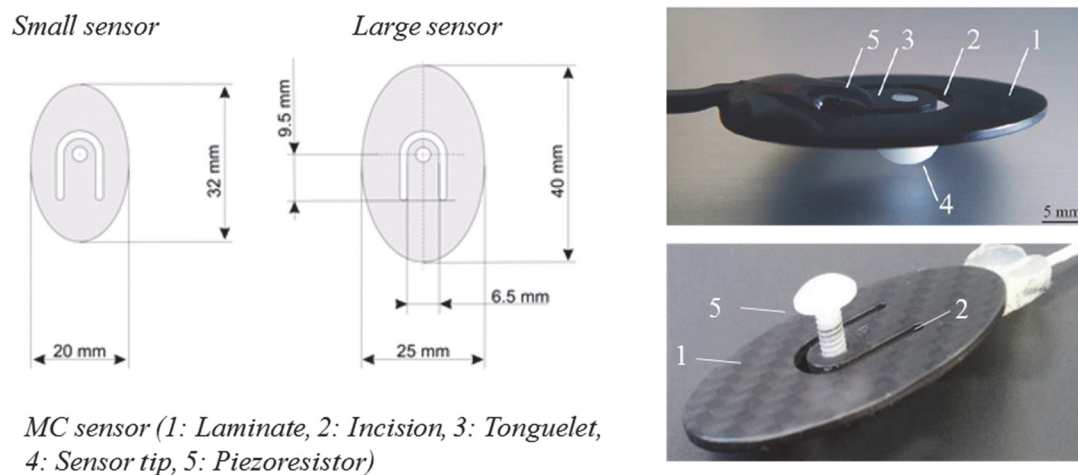
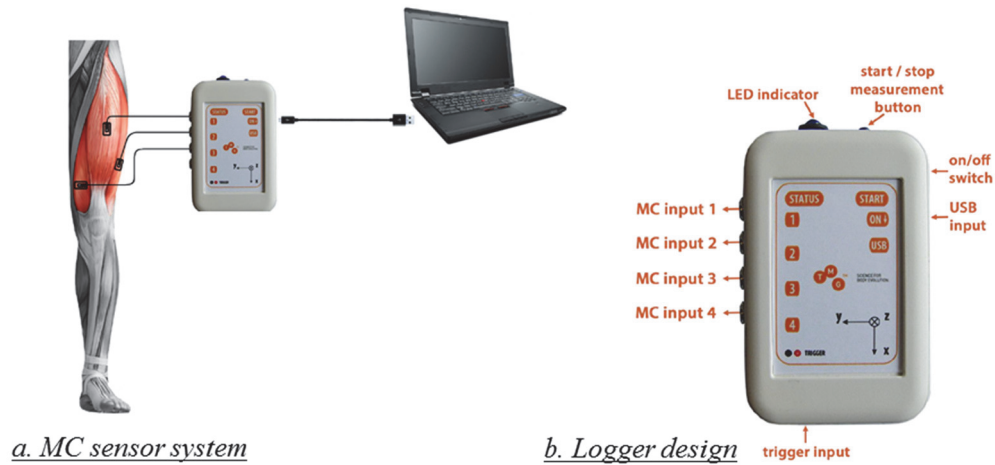
#### 4) MC センサーの開発と筋-腱の活動動態の評価

##### i) MC センサーの開発、設計および測定原理

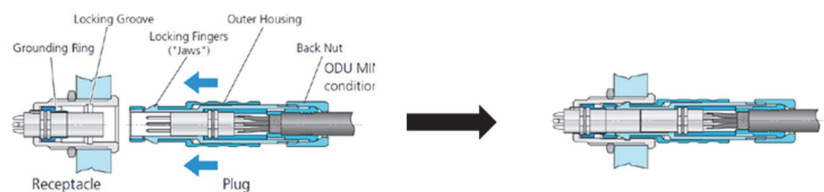
筋の形状変化から力学的観点で活動動態を評価する Muscle Contraction Sensor (MC センサー) 法 (TMG-BMC 社製) が開発された。MC センサーは、Đorđević や Tomažič らの研究チームによって開発され、TMG-BMC Ltd 社 (Ljubljana, Slovenia) が、2010 年 9 月に骨格筋の生体力学的および収縮特性の非侵襲的な評価のための測定機器 (Method and device for non-invasive and selective determination of skeletal muscles biomechanical and contractile properties., Đorđević et al. 2011) としてスロベニア共和国の知的財産局に特許申請された。その後、Đorđević や Tomažič らの研究チームによって、MC センサー法を用いた筋機能の評価がなされてきた。

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 (筋および腱上) の皮膚表面に貼付することで、収縮に伴う筋や腱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原理に基づいたものである。Fig.3 に MC センサーの設計を示した。カーボン繊維で作られた楕円形のサポートパッドは、筋の計測用 (40×25mm, 1.8g) と、腱の計測用 (32×20mm, 1.2g) があり、センサーの感度はいずれも 5 mV/V である。サポートパッドに取り付けることができるチップは 2 種類存在し、測定対象によって選択することができる。筋を対象とする場合は、大きなチップをサポートパッドに 5mm 突出した状態で取り付け、腱を対象とする場合は、小さなチップを完全に取り付けた状態で計測を行う。

計測したデータは、ロガー (53x85x16 mm 重量: 75 g) に記録される。データロガーは、4ch のデータを収集するシステムであり、内蔵メモリは 4GB である。記録した全ての測定値は、USB インターフェイスを介して PC に転送することができる。また、ロガーには、カスタマイズされた 4 つのアナログ入力口とトリガー信号 (5ms-5V) 入力口があり、ODU MINI-SNAP コネクタをアナログ入力口に差し込むことで、センサーとロガーを接続する設計となっている。



*c. Sensor structure*



*d. ODU MINI-SNAP connector*

*Fig.3. Overview of MC sensor system.*  
*The figure is based on Sensors, 2011, 2014a (Đorđević S. et al.) and MC user guide (copyright TMG-BMC, d.o.o.2014).*

センサーは、対象部位の剃毛処理およびアルコール消毒の後、専用の両面テープを用いて貼布する。その後、貼付したセンサーの上に、キネシオテープでさらに固定する。この際、キネシオテープの中央には、チップの先端に接触しないよう切込みをいれ固定する(Fig.4)。

MC センサーの測定原理は、Fig.5 に示したように、筋収縮によって筋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。チップを鉛直方向に押し付ける圧力は、皮膚表面に沿った全ての圧力の合力( $F_s$ )で表される。皮膚表面に沿った圧力とチップの鉛直方向の間の角度を  $\alpha$  として求めると、 $F_s$  は以下の式によって簡易的に示すことができる。

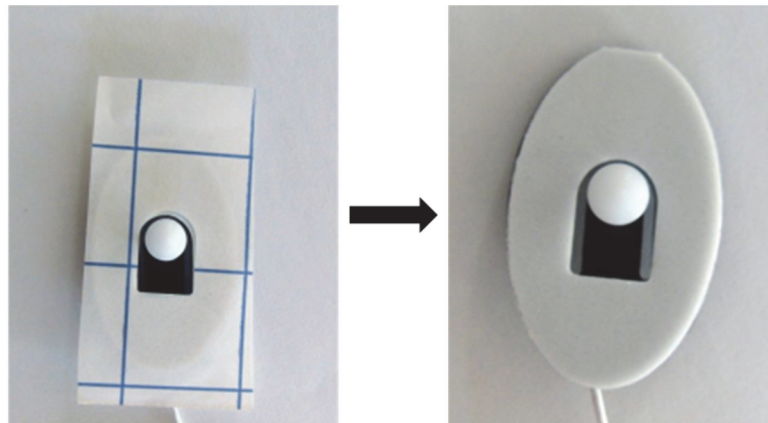
$$F_s = 2F \cos \alpha$$

センサーの較正は、1、2、5、10、20、50 g の 6 つの荷重を用いて、各センサーの出力値(電圧)を計測し、荷重と出力値の関係から、感度が  $S=0.906\text{mV/V/N}$  であることが Đorđević et al. (2011) らによって確認されている(Fig. 6, 7)。測定後、ロガー内に記録されたデータは、Sensmotion ソフトウェア(TMGM-BMC 社製)を用いて PC に取り込み、各センサーの較正式( $F=p1*x+p2$ )によって、電圧から力(N)へと換算する(Table 1)。荷重と各センサーの出力値との間の相関係数は、1ch が 0.994、2、3、4ch は、いずれも 0.999 である。

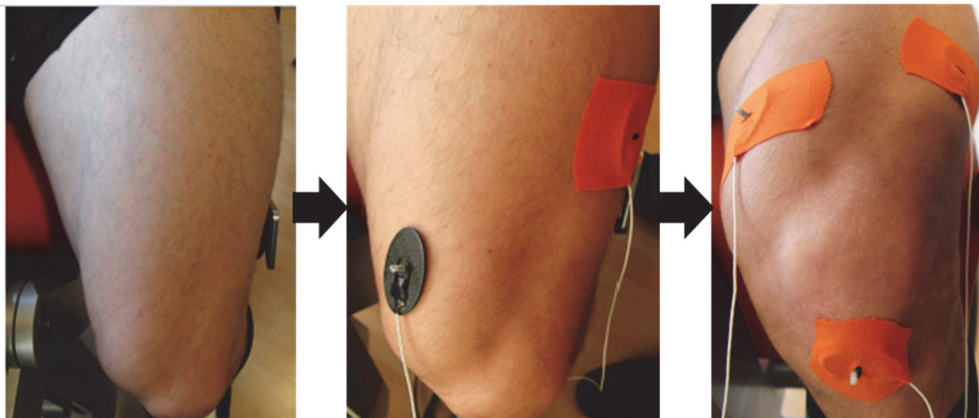
## ii) MC センサー法による筋-腱の活動動態の評価

Đorđević et al (2011) は、肘関節屈曲筋力発揮中の上腕二頭筋を対象として、MC センサー法の計測値と筋力との関わりについて検討した(Fig.8)。その結果、MC センサー法の計測値と筋力との間に極めて強い相関関係(全被検者の平均:  $r=0.92$ , 個人値:  $r=0.97\sim 1.00$ )が認められたことを報告している。また、Đorđević et al (2014) は、肘関節角度を 15 度と 90 度屈曲位における、MC センサー法の計測値と筋力の関係について検討したところ、いずれも有意な相関関係が認められ、得られた相関係数は、15 度が  $r=0.966$ 、90 度が  $r=0.976$  と高値であった(Fig.9)。さらに、同時に計測した筋電図値よりも、MC センサー法の計測値の方が、より筋力を反映する指標であることを報告している(Fig.10)。

しかしながら、Đorđević et al (2011、2014) の報告では、典型的な被検者のケースや、被検者個々の分析によって評価しており、複数の被検者を対象とした総括的な検討には至っていない。また、Fig.9 に示されている MC センサー法の計測値と筋力の関係では、高い相関係数が得られているものの、筋力の低強度域および高強度域にデータ数の偏りがみられ、相関係数の高低に影響している可能性が考えられる。従って、筋力発揮中の筋張力の変化をより詳細に検討する必

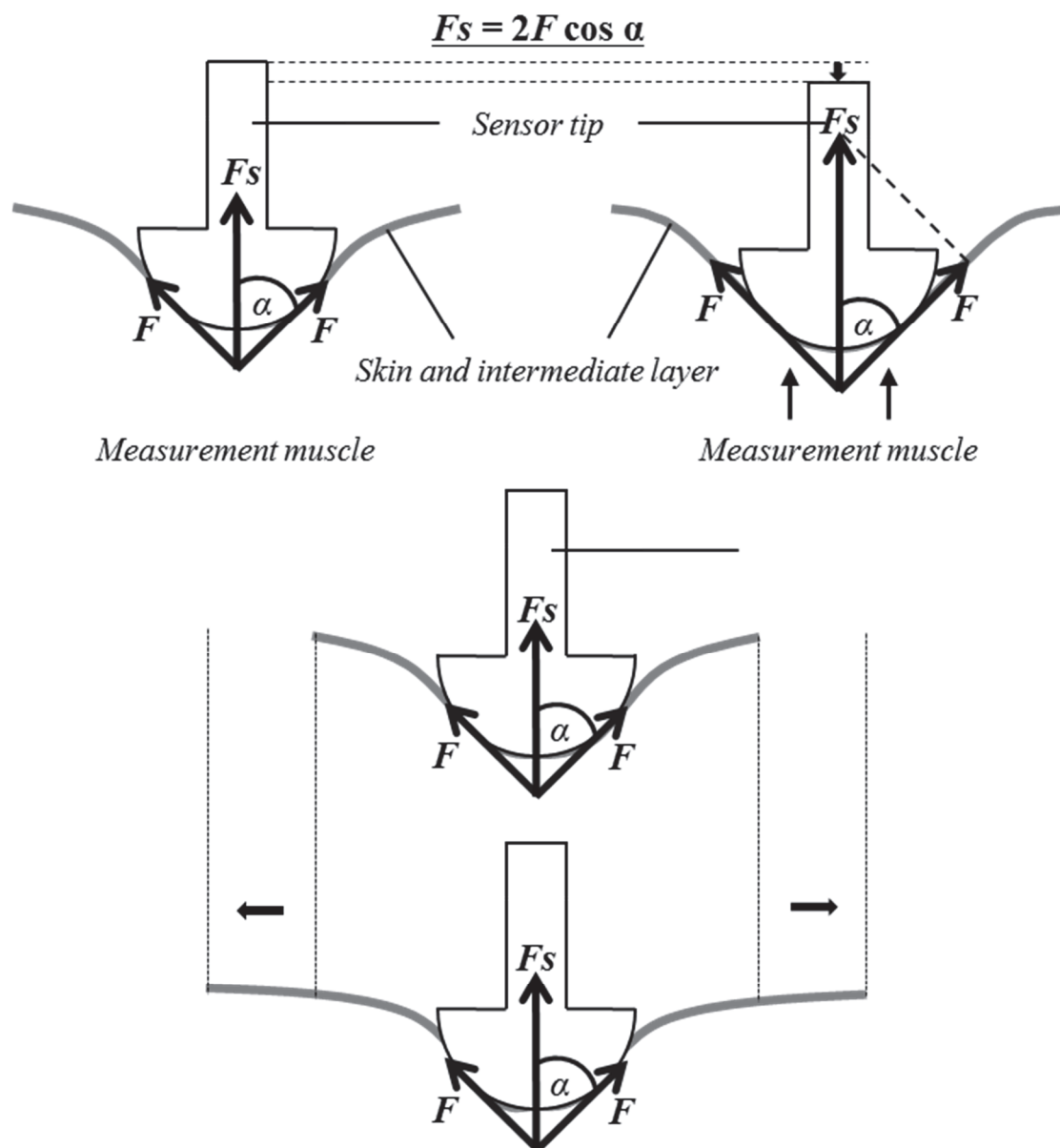


*a. Double side tape attach the sensor*



*b. Image of sensor attached on the object.*

*Fig.4. Schematic drawing of sensor attachment method to the object.  
The figure is based on Sensors, 2011, 2014a (Đorđević S. et al.) and  
MC user guide (copyright TMG-BMC, d.o.o.2014).*



*Fig.5. The measurement principle.*

The above figure shows the measurement principle of the MC sensor in a schematic drawing. The MC sensor measures the pressure generated on the sensor tip by the object changes. Muscle bulges by contraction cause pressure on the tip. The measured pressure produces force  $F$  in the direction along the object's surface. This force causes subcutaneous tissue and skin to press on the sensor tip. The vector sum of all forces produces force  $F_s$  in the direction along the sensor tip which is then measured with the force meter. In the simplified 2D model, this force would be equal to:  $F_s = 2F \cos \alpha$ . (The figure is based on Sensors, 2011, 2014a Đorđević S, Stančin S, et al.).

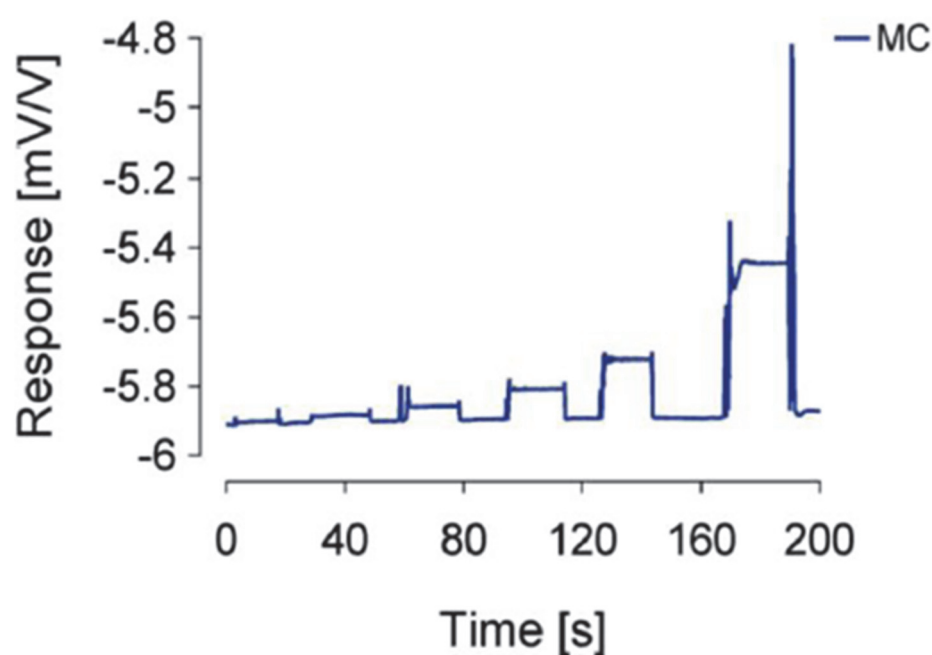


Fig.6. Timeline of MC output response at various weights hanged on the tonguelet. (Đorđević S. et al. 2011)

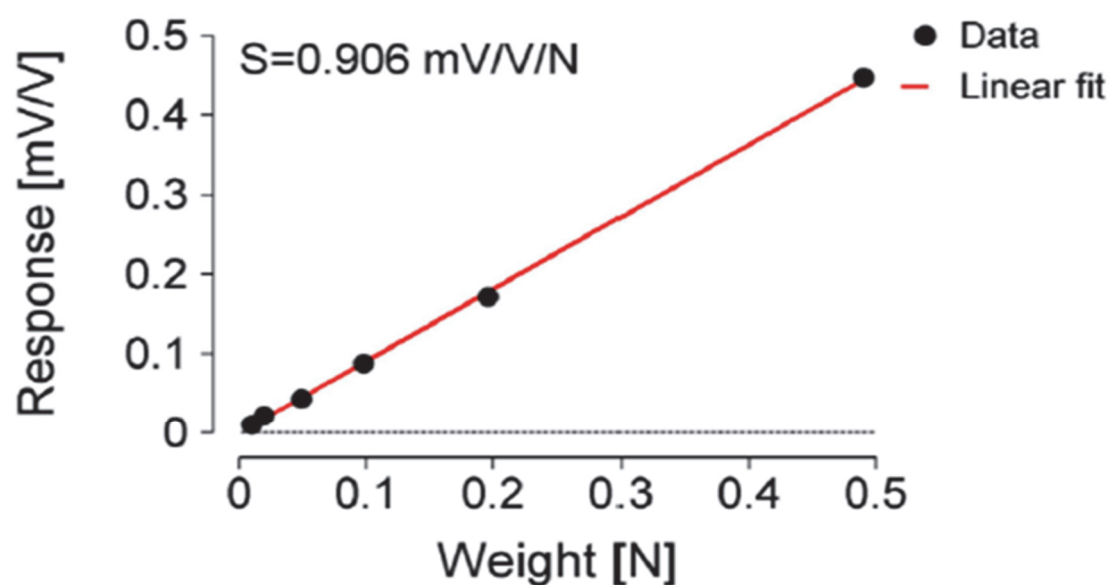


Fig.7. MC sensor sensitivity.  
(Đorđević S. et al. 2011)

Table 1. Sensor calibration

Linear model Poly		$F(N) = p1 * x + p2$
Sensor-ch	Coefficients with 95% confidence bounds	
ch-1	p1	7.839(5.9, 9.767)
	p2	-3.331(-4.708, -1.953)
		SSE: 0.088 R-square: 0.994 Adjusted R-square: 0.990 RMSE: 0.209
ch-2	p1	4.425(3.916, 4.933)
	p2	-1.839(-2.324, -1.354)
		SSE: 0.019 R-square: 0.999 Adjusted R-square: 0.998 RMSE: 0.098
ch-3	p1	3.808(3.71, 3.905)
	p2	-0.925(-1.013, -0.8372)
		SSE: 0.001 R-square: 0.999 Adjusted R-square: 0.999 RMSE: 0.021
ch-4	p1	3.808(3.71, 3.905)
	p2	-0.925(-1.013, -0.8372)
		SSE: 0.001 R-square: 0.999 Adjusted R-square: 0.999 RMSE: 0.021

SSE: Error sum of squares, RMSE: Root Mean Squared Error

The table is based on MC user guide (copyright TMG-BMC, d.o.o.2014).

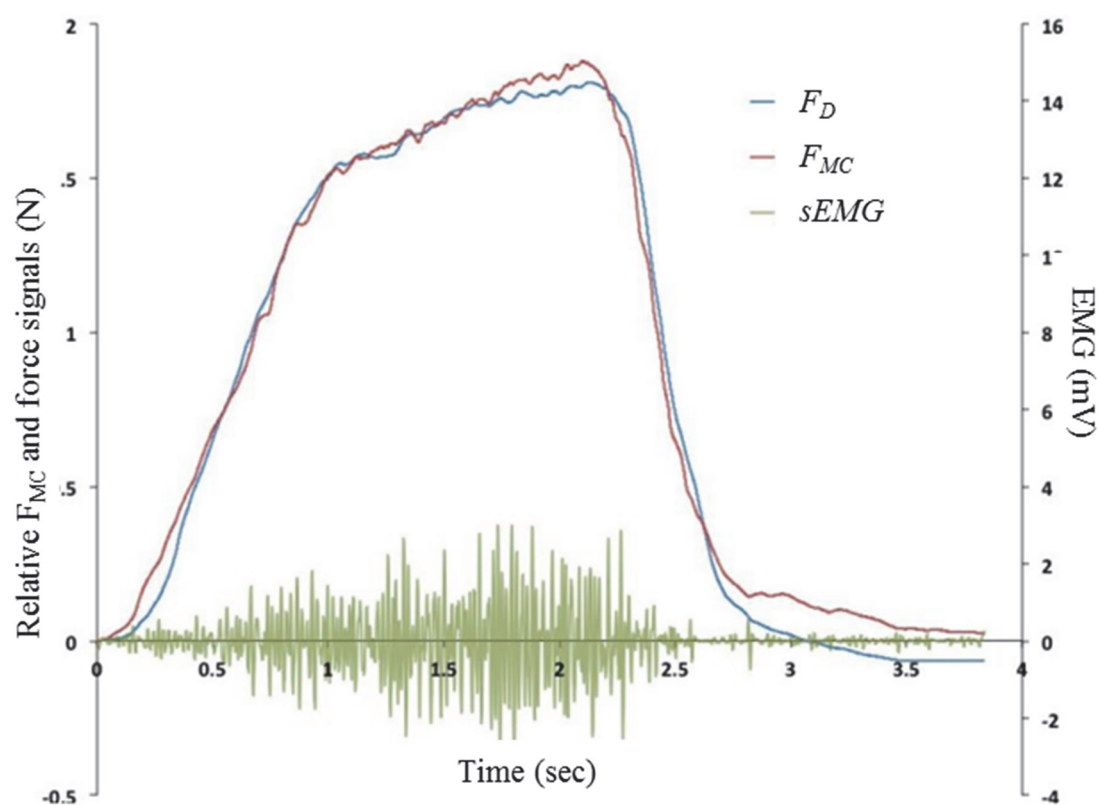
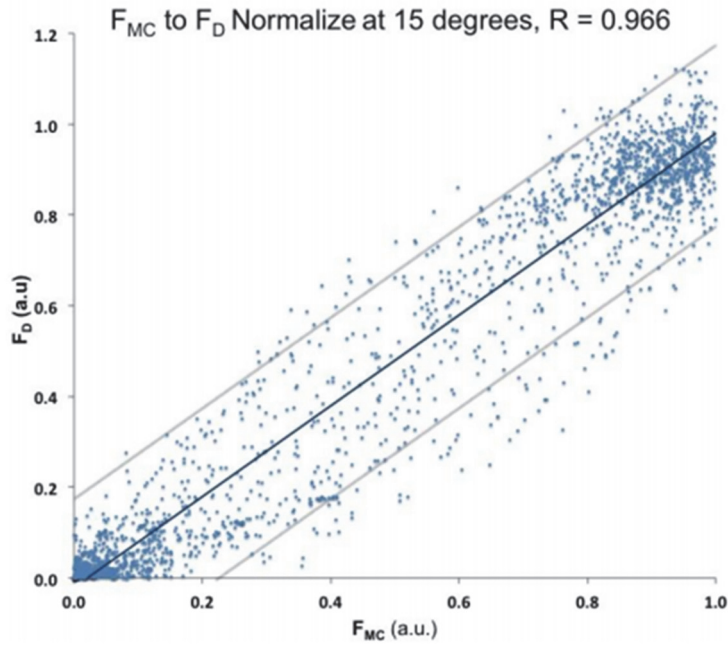
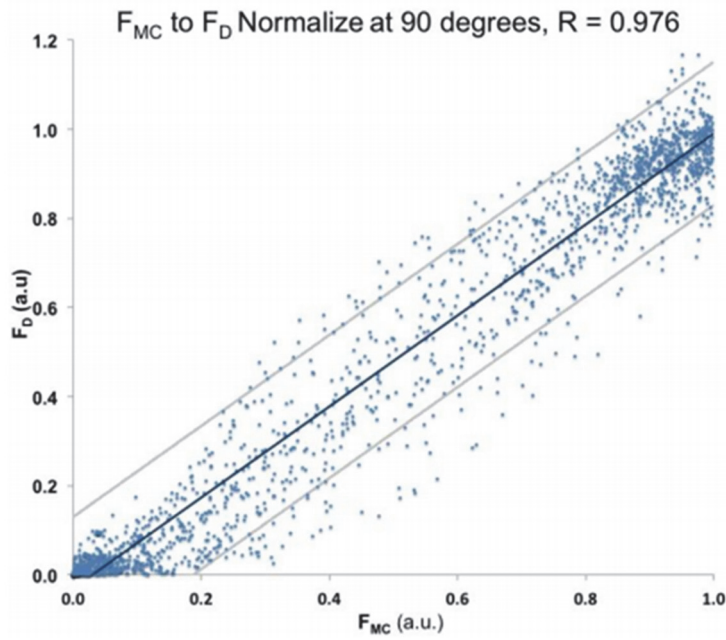


Fig.8. Simultaneous records  $F_{MC}$ ,  $F_D$  and EMG during isometric contraction of biceps brachii muscle.  
(Đorđević S. et al. 2014a.)



**(a)**



**(b)**

Fig.9. (a) Scatter plot of normalized  $F_{MC}$ , and  $F_D$  signal at 15 degrees elbow flexion with regression line and confidence bands at 0.95. Correlation coefficient was  $R = 0.966$ ; (b) Scatter plot of normalized  $F_{MC}$  and  $F_D$  signal at 90 degrees elbow flexion with regression line and confidence bands at 0.95. Correlation coefficient was  $R = 0.976$ . (Đorđević S. et al. 2014a.)

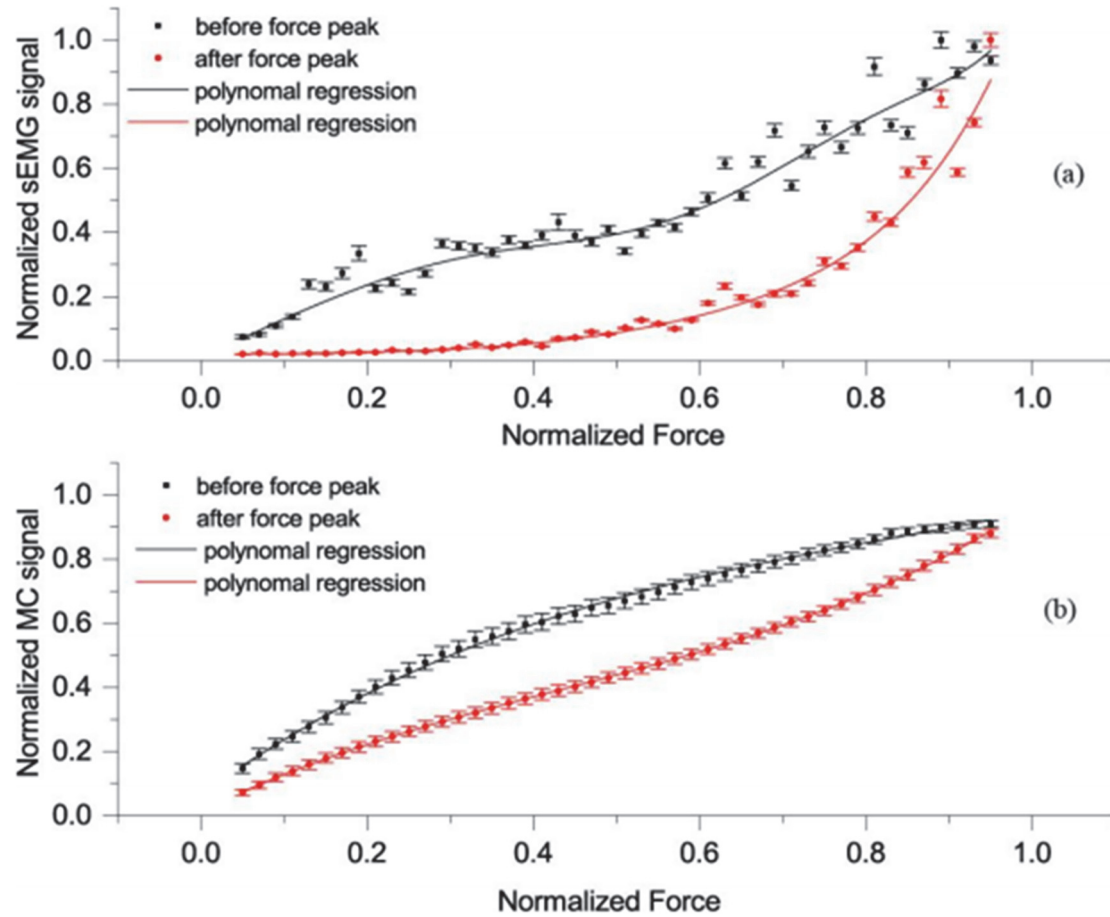


Fig.10. (a) Each point on curves is the average of all records of the mean normalized sEMG, obtained when  $F_D$  was within 2% of each chosen force value (0.02, 0.4...to 0.98 at elbow angle 15 deg.) while the force was rising (i.e., before the peak, black color) or while force was falling (i.e., after the peak, red color). Bars show SEM, and line is polynomial regression of the relationship between  $F_{MC}$  and  $F_D$  before the peak (adjusted  $R^2 = 0.96$ ) and red line after the peak (adjusted  $R^2 = 0.96$ ); (b) Each point on the curves is the average of all records of the mean normalized  $F_{MC}$  obtained when  $F_D$  was within 2% of each chosen force value (0.02, 0.4...to 0.98 at elbow angle 15 deg. ) while the force was rising (i.e., before the peak, black color) or while force was falling (i.e., after the peak, red color). Bars show SEM, and line is polynomial regression of the relationship between  $F_{MC}$  and  $F_D$ , before the peak (adjusted  $R^2 = 0.99$ ) and red line after the peak (adjusted  $R^2 = 1$ ). (Đorđević S. et al. 2014a.)

要性が考えられる。さらに、MC センサー法は対象とする部位の皮膚表面にセンサーを貼付するため、皮下脂肪厚や筋厚の大小に影響を受けることが予想されるが、それらに関する検討はなされていない。MC センサー法による筋-腱の活動動態の評価法を確立する上では、この課題について解決する必要性が考えられる。

Đorđević et al (2014b)は、20kg の荷重を伴ったハーフスクワット動作を行わせ、その際の膝伸展筋群、大腿四頭筋腱および膝蓋腱の張力を MC センサー法で計測している。この研究の焦点は、動的運動時の力の伝達を評価することであり、動作に伴う膝蓋腱の張力の変化や、膝伸展屈曲筋力と筋および腱の張力との関係について検討している。しかしながら、関節角度と膝伸展筋群および膝蓋腱の張力の関係について示したのみであり、腱の張力と筋張力については検討がなされていない。また、全被検者に対して同一の荷重が課せられているため、条件設定が全被検者に対して一定の条件ではない。いずれにしても、MC センサー法を用いた動的運動時の筋-腱の活動動態の評価は十分ではないことから、評価法として確立されていない。

MC センサー法は非侵襲的な手法であり、かつ、個々の筋や腱の活動動態を評価することが可能であるため、筋機能改善のためのスポーツトレーニングやリハビリテーションなどの臨床現場での活用(Đorđević et al. 2014a)が期待されている。しかしながら、MC センサー法を用いた研究は、紡錘状筋である上腕二頭筋を対象とした報告(Đorđević et al. 2011; 2014)、大腿直筋を対象に電気刺激時の活動動態を観察した報告(Mohamad et al. 2017)、スクワット動作時の内側広筋、外側広筋、大腿四頭筋腱および膝蓋腱の活動動態を評価した報告(Đorđević et al. 2014b)、車両衝突時の上部僧帽筋の活動を評価した報告(Krašna et al. 2017)のみである。それらの報告の内、随意収縮時における筋の活動動態に関する報告は 3 編、腱の活動動態および動的運動時の評価はそれぞれ 1 編であり、実験的データが十分ではない。また、上述したような課題が解決されておらず、筋-腱の機能評価法としての妥当性が確保されていない。

随意収縮時において内側広筋や外側広筋(単関節筋、羽状筋)を対象とした研究や、股関節および膝関節角度の変化に伴う膝関節伸展筋群の伸張や短縮などの複数の筋長条件下における活動動態、さらには動的運動時の筋-腱の活動動態については十分な検討がなされていない。

### 1-3. 研究目的

身体運動のメカニズムを理解する上で、筋および腱の活動動態を理解することは重要である。従来から筋機能評価には筋電図法が用いられ、生理学的観点から評価されてきた。また、腱の力学的特性に関する評価は、超音波法が用いられてきた。新たに開発された MC センサー法は、筋

-腱の活動動態を力学的観点から同時に捉えることが可能であるとされているが、実験的データが不足しており、筋-腱の活動動態の評価法としての妥当性が確保されていない。MC センサー法による筋-腱の力学的な活動動態評価法が確立されれば、スポーツトレーニングやリハビリテーションなどの臨床現場で応用できる可能性が考えられる。MC センサー法は非侵襲的で比較的簡便な手法でありながら、個々の筋や腱の活動動態を同時に計測できるメリットを有している。そのため、身体運動中における個々の筋や腱の発揮する力の推定が可能となれば、協働筋間の力の分配、主動筋および拮抗筋の同時収縮における各筋の役割、さらには、筋-腱の力の伝達などを推定することが可能となりえる。

MC センサー法を用いた筋-腱の力学的観点による活動特性の評価法を確立する上で、未だ解決されていない課題は以下の点である。

- ①MC センサー法を用いた筋の活動に関する研究(Dordević et al. 2011; 2014a; Mohamad et al. 2017)は少なく、実験的データが十分ではない。MC センサー法の計測値に及ぼす脂肪厚や筋厚といった形態的要素、さらには同一筋による部位差の影響については明らかにされておらず、MC センサー法による筋機能評価の妥当性が確保されていない。
- ②筋の収縮特性である長さ-張力関係に示されるように、筋長によって発揮される筋力は異なるが、筋長変化に伴う筋の力学的な活動動態については不明である。
- ③異なる筋長条件下における等尺性収縮時の膝関節伸展筋群と膝蓋腱の力学的な活動特性は明らかになっていない。特に、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く存在する。しかしながら、関節角度の変化が腱の力学的活動動態に及ぼす影響に関しては検討されていない。
- ④MC センサー法による筋-腱の活動動態の評価法を確立するためには、等尺性収縮時だけでなく動的運動時の活動動態を評価することが重要である。しかしながら、MC センサー法を用いて動的運動時の筋-腱の力学的な活動特性を評価したものは極めて少なく、十分な知見がない。

そこで本研究は、①MC センサー法の計測値に及ぼす脂肪厚、筋厚および部位差の影響について調査し、MC センサー法による骨格筋の形状変化特性の評価法の妥当性について検討する。②股関節および膝関節角度の変化により膝関節伸展筋群の筋長を変化させた条件下での活動を、MC センサー法を用いて評価し、筋長変化に伴う筋の力学的な活動特性について検討する。③MC センサー法を用いて異なる筋長条件下での等尺性収縮による膝関節伸展筋群および膝蓋

腱の力学的な活動特性について検討する。④MC センサー法を用いて動的(スクワット動作)運動中における膝関節伸展筋群および膝蓋腱の力学的な活動動態について評価する。1)～4)について検討することで、MC センサー法による筋-腱の力学的な活動特性と機能評価法としての妥当性、さらには、身体運動科学分野への応用の可能性について検討していく。

## 第 2 章

### 研究 I :MC センサー法による骨格筋の形状変化特性の評価

#### 2-1. はじめに

筋の活動動態を力学的観点から評価することが可能な 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し、筋収縮によってチップにかかる圧力を筋張力の指標として評価するものである。

Đorđević et al. (2011, 2014a) は、MC センサー法を用いて肘関節屈曲運動時の上腕二頭筋の筋張力を測定した結果、筋張力と肘関節屈曲筋力との間には、極めて高い相関関係が認められたことを報告している。例えば、Fig. 9 に示された筋力の相対値と MC センサーで計測した筋張力の相対値の関係 (Đorđević et al. 2011) では、肘関節角度 15 度の条件および 90 度の条件ともに高い相関係数 (15 度:  $r=0.966$ , 90 度:  $r=0.976$ ) が得られている。また、同時に計測した筋電図データよりも、MC センサー法で計測した筋張力の方が、より筋力と密接な関係にあることを報告している。これらの報告から、MC センサー法は、筋力を反映する力学的活動の指標となりうるものと考えられ、新たな筋機能評価法としての可能性が示唆されている。一方で、MC センサー法は筋収縮による形状変化によって生じた圧力を対象部位の皮膚表面上で計測することから、測定部位の脂肪厚や筋厚といった形態的要素の影響を受けることが指摘されているものの、それらに関するデータは示されていない。また、関節角度の変化、すなわち筋長が変化した場合の皮下脂肪厚および筋厚の変化の影響や、筋力発揮中における筋の形状変化と MC センサー法で計測した筋張力の関係については検討されていない。MC センサー法による骨格筋の形状変化特性の評価法を確立する上では、計測値に及ぼす皮下脂肪厚および筋厚の影響や、実際の筋収縮中の形状変化と筋張力の関係について検討する必要性が考えられる。

大腿四頭筋は下肢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と身体運動との関わりについて検討 (Guralnik et al. 1995; 金ら 2000) されてきた。下肢筋群における機能評価の多くは、筋電図法が用いられ (Pincivero et al. 2004; Tranvik et al. 1995; 谷埜ら 2009; 生田ら 2016)、筋によって活動特性や機能的役割が異なることが生理学的側面から明らかにされている。大腿四頭筋は、大腿直筋、外側広筋、内側広筋および中間広筋によって構成されており、外側広筋、内側広筋および中間広筋は単関節筋であるのに対して、大腿直筋は二関節筋である。大

腿直筋の特徴は、股関節および膝関節をまたぐように配置され、近位端には 2 つの腱が存在し、それらは骨盤の異なる部位に結合し、各々の腱からは別々の筋線維が共通の遠位腱に向けて走行している構造である(Hasselmann et al. 1995)。また、解剖学的観点からの研究により、大腿直筋を支配する運動神経の束は大きく 2 つに分かれ、筋の近位部と中央から遠位部にそれぞれ挿入することが明らかにされている(Yang et al. 1999)。Watanabe et al. (2012)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。その結果、膝関節伸展運動時は筋力の増加に伴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(Watanabe et al. 2014)。従って、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ため、筋機能の評価には、同一筋の部位差についても考慮する必要性が考えられる。

MC センサー法を用いた筋機能評価に関する検討は、紡錘状筋である上腕二頭筋を対象(Dordević et al. 2011; 2014a)とした報告および電気刺激時の大腿直筋の活動動態を観察した報告(Mohamad et al. 2017)のみであり、実験的データが十分ではない。さらに、上述したような課題については検討されていないため、筋機能の評価法としての妥当性が十分に確保されていない。

そこで本研究では、MC センサー法による骨格筋の形状変化特性の評価法を確立するために、膝関節伸展筋群を対象として、筋長変化に伴う皮下脂肪厚や筋厚といった形態的要素の影響、また、筋収縮中の形状変化と筋張力の関係、さらに筋張力に及ぼす部位差の影響について検討することを目的とした。

## 2-2. 方 法

### 1) 被検者および身体的特性

被検者は膝関節および股関節に障害経験のない成人男性 11 名とした。筋収縮中の形状変化と筋張力についてはランダムに抽出した 1 名を対象とした。各被検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)。

全被検者に対して、身長はアナログ身長計を用いて、体重および体脂肪率はマルチ周波数体組成計(TANITA Body Analyzer MC-190: TANITA 社製)を用いて計測した。被検者の身体的特

性は、年齢が  $25.5 \pm 1.5$  歳、身長が  $175.4 \pm 2.4$  cm、体重  $70.3 \pm 2.8$  kg、体脂肪率が  $14.8 \pm 1.4$  %であった。

## 2) 測定姿勢

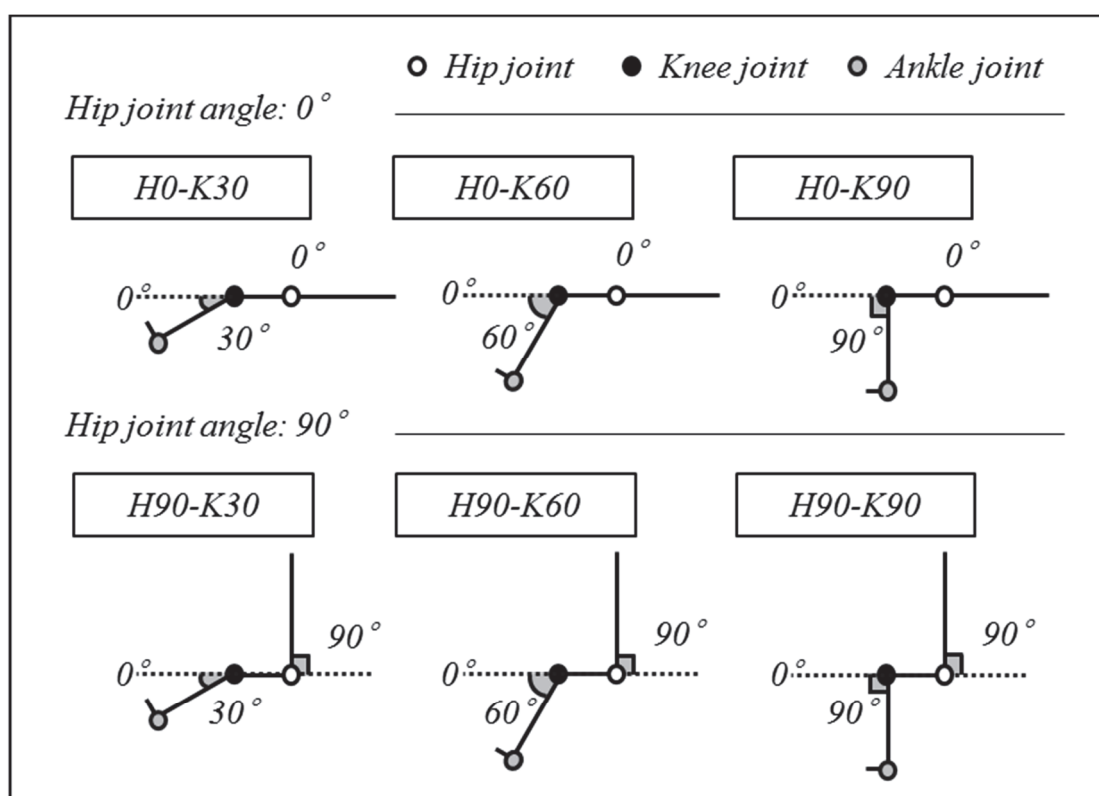
本研究の測定姿勢は、股関節屈曲伸展 0 度で膝関節角度 30 度 (H0-K30)、60 度 (H0-K60)、90 度 (H0-K90) 屈曲位 (完全伸展位: 0 度) および股関節角度 90 度で膝関節角度 30 度 (H90-K30)、60 度 (H90-K60)、90 度 (H90-K90) 屈曲位の計 6 姿勢とした (Fig.11)。なお、筋収縮中の形状変化と筋張力の検討については、筋長条件の異なる H0-K30、H0-K90、H90-K30 および H90-K90 の 4 姿勢とし、部位差の影響については大腿直筋の筋長条件の異なる H0-K30 および H90-K60 の 2 姿勢を分析の対象とした。

## 3) 皮下脂肪厚および筋厚の測定

安静時における皮下脂肪厚および筋厚の横断画像は、超音波診断装置 (SSD-900、ALOKA 社製) の B モード法 (7.5Hz) を用いて撮影した (Fig.12)。測定対象の筋は、右脚大腿部の内側広筋斜頭 (VMO)、大腿直筋 (RF) および外側広筋 (VL) であり、VMO は膝蓋骨底から約 4cm 近位、RF は大腿長 (大転子から大腿骨外側顆まで) の 50% の筋腹部位、VL は膝蓋骨底から 8~10cm 近位とした。画像撮影は、被検者が 6 つの測定姿勢において安静状態を保った状態で実施した。測定時はプローブに超音波用ジェルを塗布し、撮影画像が鮮明であるよう、また、プローブにより皮膚や筋を圧迫しないよう配慮した。得られた超音波画像から、画像処理プログラム (Image-J) を用いて、皮下脂肪厚と筋厚をそれぞれ計測した。

筋収縮中の形状変化は、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 (Fig.13)。測定対象の筋は、RF の筋腹部位とした。なお、超音波診断装置は、総合筋力測定装置および MC センサー法と同期させ、得られた映像より、0.5 秒毎の脂肪厚および筋厚を映像処理ソフト (Dartfif: 株式会社ダートフィッシュ・ジャパン) を用いて解析した。また、形状変化の最大値に対する相対値を算出した。

部位差の影響については、右脚の大腿直筋を対象に、超音波診断装置 (SSD-900、ALOKA 社製) の B モード法 (7.5Hz) を用いて、大腿長 (大転子から大腿骨外側顆まで) の近位 (30% 部位)、筋腹位 (50% 部位) および遠位部 (70% 部位) の横断画像を撮影した (Fig.14)。画像の撮影は、被検者が 2 つの姿勢において安静状態を保った状態で実施した。得られた超音波画像から、画像処理プログラム (Image-J) を用いて、皮下脂肪厚と皮下脂肪組織と筋組織の境界から大腿骨の境



*Fig.11. Definitions of measurement conditions.*

*H0: Hip joint angle 0 degree. H90: Hip joint angle 90 degree. K30: Knee joint angle 30 degree. K60: Knee joint angle 60 degree. K90: Knee joint angle 90 degree. Hip and knee joint angle of 0 degrees: fully extended position.*

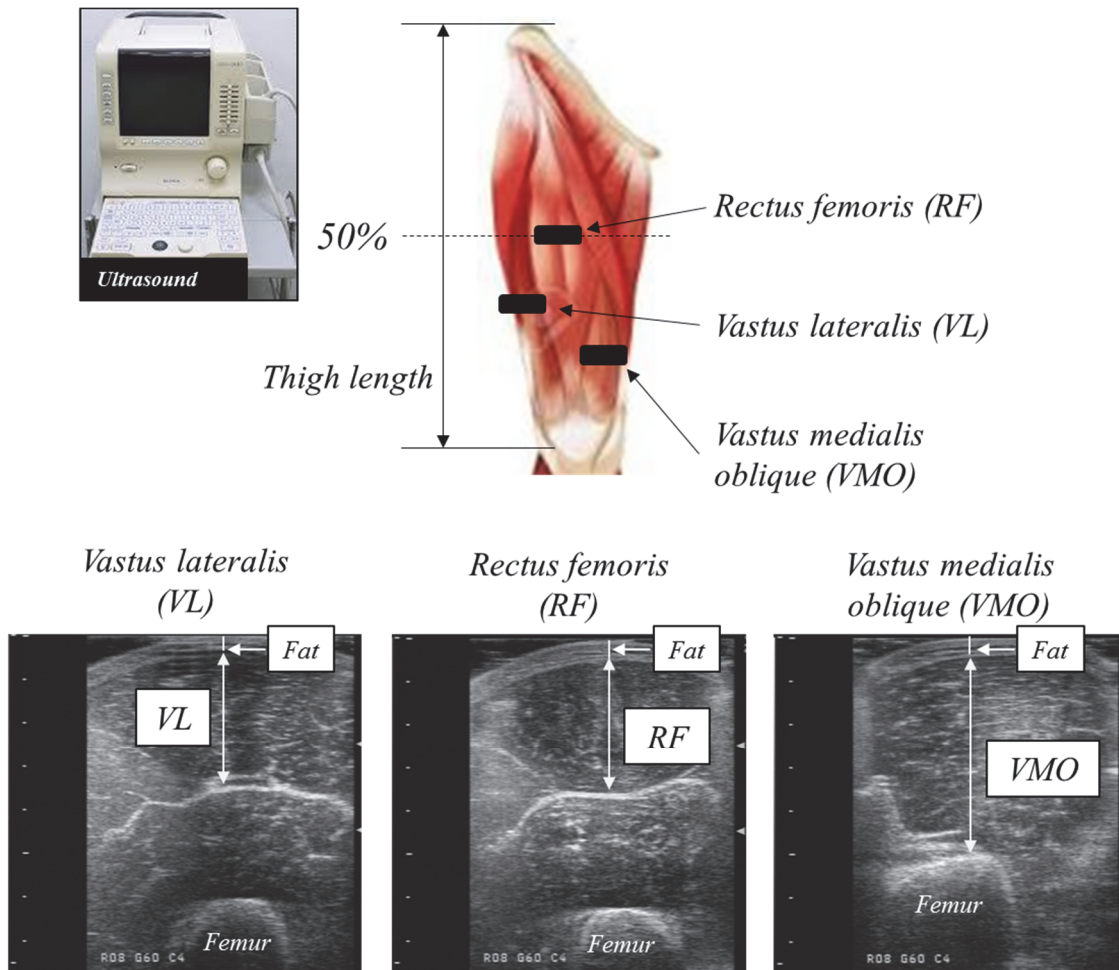


Fig.12. Schematic drawing of measurement sites and images by measurement of ultrasound method.

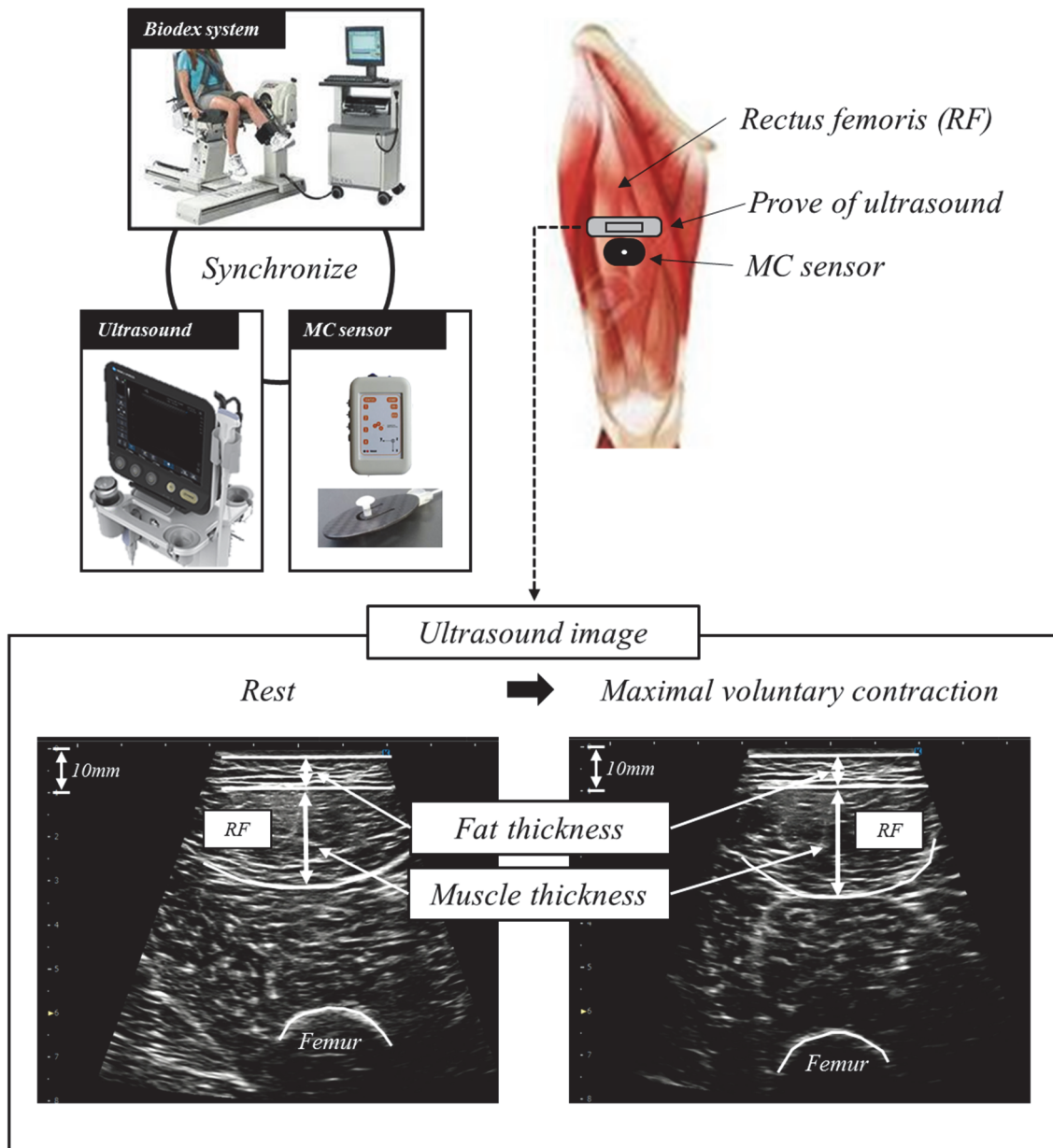


Fig.13. Schematic drawing of measurement system during contraction by measurement of ultrasound.

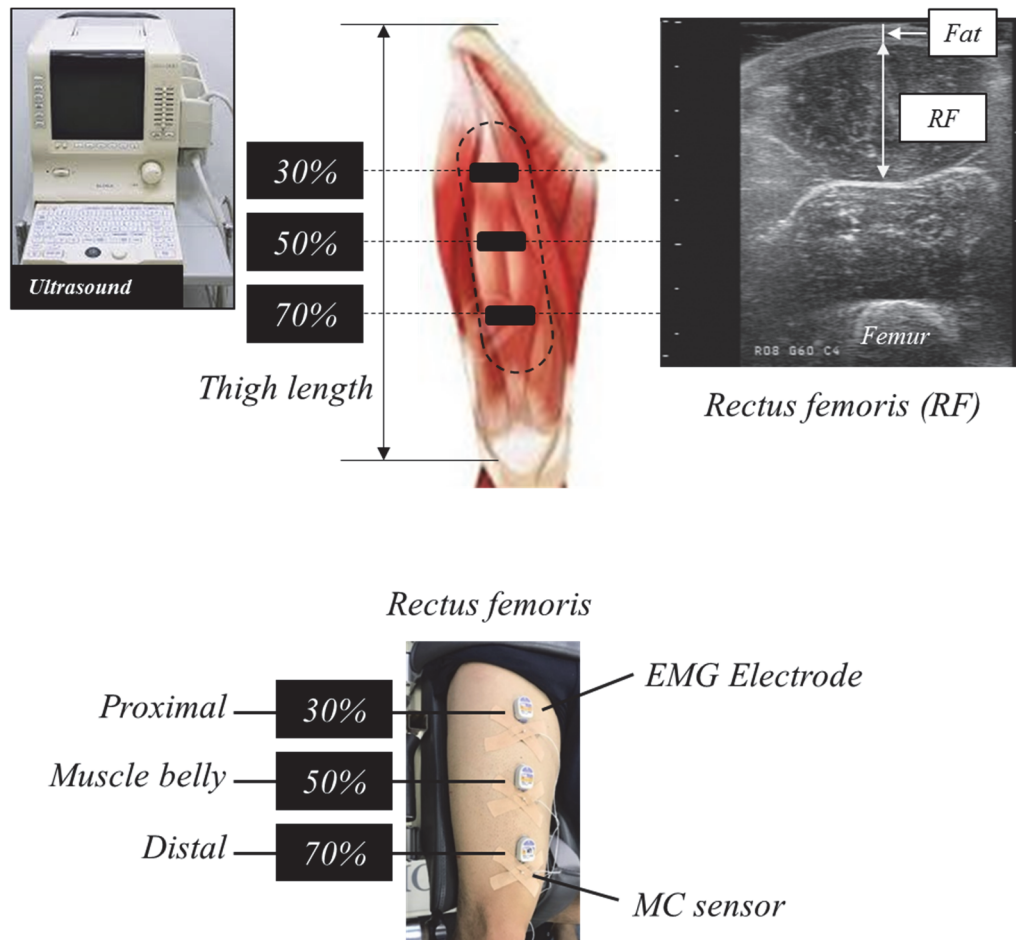


Fig.14. Schematic drawing of measurement sites, ultrasound images and attachments of EMG electrodes and MC sensors.

界までの距離を筋厚として計測した。

#### 4) 等尺性膝関節伸展筋力の測定

等尺性膝関節伸展筋力は、総合筋力測定装置(Biodex System-III:Biodex 社製)のダイナモメーターを用いて測定した。筋力測定は、6 つの条件でそれぞれ実施した。被検者には、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、アタッチメントの長さを調節した。また、身体を固定する専用ベルトを用いて被検者の上胴、腹部および足首を固定した。その後重力補正を行い、ウォーミングアップとして等尺性膝関節伸展運動を複数回行わせた。筋力の発揮方法は、筋電図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。6 条件による筋力測定の順番は、被検者によってランダムとし、疲労の影響を考慮して十分な休息を挟んで実施した。なお、各条件での測定中は、モニターによって漸増的な筋力発揮がなされているかを確認した。

#### 5) MC センサー法による筋張力の測定

筋張力は、Đorđević et al. (2011; 2014a) の手法を参考に MC センサー法 (TMG-BMC 社製) を用いて測定した。被検者が座位姿勢 (H90-K90) 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。測定対象の筋は、皮下脂肪厚および筋厚の測定と同じ部位 (VMO、RF および VL) とした。また、筋収縮中における筋張力の測定時は、RF の筋腹部位を対象として、超音波診断装置のプロープと接触しないようセンサーを貼付した。部位差の検証については、被験筋を右脚の大腿直筋 (RF) とし、大腿長の近位部、筋腹位および遠位部にそれぞれセンサーを貼付した。

MC センサーの構造、測定原理および較正は、1-2、4) で記述した通りである。本研究で用いた 3 つのセンサーは、Đorđević et al. (2011; 2014a) と同仕様のものであった。測定後、ロガー内に記録されたデータを、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筋張力は、被検者それぞれの皮下脂肪厚や筋厚の大小による影響が考えられるが、本研究では被検者間での比較は行わないので、その影響は直接的に関係がないと判断した。しかしながら、測定条件によって皮下脂肪厚や筋形状が変化することによる影響を考慮し、本研究では、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筋張力 ( $F_{MC}$ ) と定

義し分析の対象とした。また、 $F_{MC}$  の最大値に対する相対値を算出した。

#### 6) 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、右脚の RF とし、大腿長の近位部、筋腹位および遠位部とした。電極を貼布する際は、超音波 B モード法(SSD-900: ALOKA 社製)を用いて筋の形状を確認し、皮膚と電極間の抵抗を最小にするために剃毛処理を施すとともに、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。

#### 7) データ処理

筋力および筋放電量の測定データは、A/D 変換解析プログラム(DASY-lab, AP-office 社製)を用いて PC に取り込んだ。その後 MC センサーのデータと同期シグナルによって全てのデータを統合した。これらのデータサンプリング周波数は 1,000 Hz であった。筋力と MC センサー法で計測したデータは、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処理を行った。筋放電量データは 10~400 Hz のバンドパスフィルター処理を行った後、全波整流した。筋力は、最大値に対する相対値を求め、その後 5% 毎の平均値を算出した。また、筋放電量および  $F_{MC}$  についてもそれぞれ最大値に対する相対値を算出し、その後、筋放電量は整流した筋電位の振幅値を強度の算出区間に基づいて 5% 間隔区間毎に平均値として算出し、MC センサー法で計測した筋張力も同様に平均値を算出した。

#### 8) 統計処理

統計処理は、SPSS Statistics Version 25 (IBM 社製)を用いて実施した。皮下脂肪厚、筋厚および最大筋力は、股関節および膝関節角度や部位を考慮し、適宜、二要因による分散分析によって有意差の検定を行った。筋収縮中の筋放電量および  $F_{MC}$  は、筋力の強度の 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。測定項目間の関係については、ピアソンの積率相関によって有意性を検証した。いずれも危険率 5% をもって有意とした。

## 2-3. 結 果

### 1) 皮下脂肪厚および筋厚

Table 2 に、6 つの測定姿勢における各部位の皮下脂肪厚および筋厚値を示した。皮下脂肪厚は股関節角度および膝関節角度による有意な交互作用は認められなかった。一方、筋厚値は、RF において両関節角度による有意な交互作用こそ認められなかったが、多重比較検定の結果、H0-K30 が H0-K90 よりも、H90-K30 が H90-K90 よりそれぞれ有意に高い値を示した。その他の筋では、異なる測定姿勢における形態的要素の有意差は認められなかった。

次に、異なる測定姿勢での RF の皮下脂肪厚 (Table 3) と筋厚 (Table 4) の部位差についてそれぞれ検討した。皮下脂肪厚は、股関節および膝関節角度による有意な交互作用は認められなかったが、股関節および膝関節角度の両要因においてそれぞれ有意な主効果が認められた。多重比較検定を実施したところ、股関節角度の違いによる有意な差は認められなかったが、膝関節角度間の有意な差が両股関節角度条件で認められ、いずれも 70% 部位が 30% 部位よりも低く、50% 部位よりも高い値を示した。RF の筋厚は、30% 部位のみ交互作用が認められ、単純主効果および多重比較検定の結果、H90 条件において、30% 部位が 50% および 70% 部位よりも有意に高い値を示した。

### 2) 安静時の筋張力 (初期値)

MC センサー法で計測した初期値に対して分散分析 (Table 5) を行い、各条件における初期値の比較を行った (Table 6)。VMO の初期値は、股および膝関節角度による交互作用は認められず、いずれの股関節角度条件でも膝関節角度による主効果が認められた。多重比較検定を実施した結果、K90 が K60 および K30 よりも有意に高い値を示した。RF の初期値は、股関節角度および膝関節角度による 2 つの要因による有意な交互作用が認められたため、各要因の単純主効果を検定した結果、股関節角度および膝関節角度による有意な主効果が確認された。多重比較検定の結果、K90 条件において H0 が H90 よりも有意に高い値を示し、H90 条件では K90 および K60 が K30 よりも有意に高く、H0 条件では K90 が K60 および K30 よりも有意に高い値を示した。VL の初期値は、股関節角度および膝関節角度による 2 つの要因による有意な交互作用は認められず、いずれの股関節角度条件でも膝関節角度による主効果が認められた。多重比較検定の結果、H90 条件では K90 および K60 が K30 よりも有意に高く、H0 条件では K90 が K60 および K30 よりも有意に高い値を示した。

Table 2. Comparisons of fat and muscle thickness on each sites in all conditions.

Site	Fat thickness			Muscle thickness	
	Joint angle	H0	H90	H0	H90
VMO (mm)	K30	$5.2 \pm 1.2$	$5.4 \pm 1.2$	$42.8 \pm 5.9$	$36.8 \pm 4.8$
	K60	$5.1 \pm 1.2$	$4.6 \pm 1.3$	$42.7 \pm 5.1$	$40.4 \pm 5.4$
	K90	$4.6 \pm 0.9$	$4.3 \pm 1.1$	$41.7 \pm 4.7$	$40.2 \pm 5.5$
VL (mm)	K30	$4.5 \pm 1.3$	$4.9 \pm 1.5$	$25.3 \pm 3.4$	$25.0 \pm 3.6$
	K60	$4.5 \pm 1.8$	$4.5 \pm 1.1$	$25.9 \pm 4.5$	$26.6 \pm 3.5$
	K90	$4.5 \pm 1.3$	$4.1 \pm 1.2$	$24.3 \pm 4.0$	$26.9 \pm 4.1$
RF (mm)	K30	$6.1 \pm 1.9$	$6.5 \pm 2.1$	$24.7 \pm 3.7$	$23.4 \pm 3.7$
	K60	$5.7 \pm 1.8$	$5.8 \pm 2.0$	$27.3 \pm 3.8$	$24.8 \pm 4.1$
	K90	$5.8 \pm 2.0$	$5.9 \pm 1.9$	$28.4 \pm 4.0$	$27.2 \pm 4.0$

H: Hip joint angle. K: Knee joint angle. VMO: Vastus medialis oblique. VL: Vastus lateralis. RF: Rectus femoris. \*:  $p < 0.05$ .

Table 3. Comparisons of fat thickness in each condition.

Parameter	Site	H0-K30	H90-K60
Fat thickness (mm)	30%	$7.2 \pm 2.9$	$7.2 \pm 2.4$
	50%	$6.1 \pm 1.9$	$5.8 \pm 2.0$
	70%	$6.5 \pm 1.2$	$6.2 \pm 1.5$

Values are Mean  $\pm$  S.D. \*:p<0.05

Table 4. Comparisons of muscle thickness of rectus femoris in each condition.

Parameter	Site	H0-K30	H90-K60
Muscle thickness (mm)	30%	$27.7 \pm 3.9$ *	$26.5 \pm 3.4$
	50%	$24.7 \pm 3.7$	$24.8 \pm 4.1$
	70%	$15.2 \pm 3.7$	$17.4 \pm 3.2$

Values are Mean  $\pm$  S.D. \*:p<0.05

Table 5. Results of ANOVA-test in initial value.

Muscle	Source	ANOVA-test				Multiple comparison test
		df	F	P	Partial $\eta^2$	
Initial value $F_{MC\_VMO}$	Hip	1	0.73	0.41	0.08	
	Knee	2	39.42	0.00	*	0.81
						$H0-K30 < H0-K60 < H0-K90$ $H90-K30 < H90-K60 < H90-K90$
	Hip $\times$ Knee	2	2.42	0.12	0.21	
Initial value $F_{MC\_RF}$	Hip	1	1.55	0.24	0.15	
	Knee	2	114.02	0.00	*	0.93
						$H0-K90 > H90-K90$ $H90-K30 < H90-K60, H90-K90$ $H0-K30 < H0-K60 < H0-K90$
	Hip $\times$ Knee	2	12.14	0.00	*	0.57
Initial value $F_{MC\_VL}$	Hip	1	4.88	0.05	0.35	
	Knee	2	50.07	0.00	*	0.85
						$H0-K30 < H0-K60 < H0-K90$ $H90-K30 < H90-K60, H90-K90$
	Hip $\times$ Knee	2	1.73	0.21	0.16	

$F_{MC}$ : Tension of tip. VMO: Vastus medialis oblique. RF: Rectus femoris. VL: Vastus lateralis. df: degrees of freedom.

H0: Hip joint angle 0 degree. H90: Hip joint angle 90 degree. K30: Knee joint angle 30 degree. K60: Knee joint angle 60 degree. K90: Knee joint angle 90 degree. Hip and knee joint angle of 0 degrees: fully extended position. \*:  $p < 0.05$ .

Table 6. Comparisons of initial of MC signals in all conditions.

Muscle	Joint angle		H0	H90
Initial value $F_{MC\_VMO}$ (N)	K30		$0.547 \pm 0.046$ n.s.	$0.545 \pm 0.052$
	K60	*	$0.574 \pm 0.056$ n.s.	$0.571 \pm 0.050$
	K90	*	$0.624 \pm 0.059$ n.s.	$0.602 \pm 0.066$
<hr/>				
Initial value $F_{MC\_RF}$ (N)	K30		$0.198 \pm 0.040$ n.s.	$0.207 \pm 0.038$
	K60	*	$0.235 \pm 0.049$ n.s.	$0.228 \pm 0.040$
	K90		$0.275 \pm 0.049$ *	$0.245 \pm 0.031$
<hr/>				
Initial value $F_{MC\_VL}$ (N)	K30		$0.787 \pm 0.061$ n.s.	$0.768 \pm 0.068$
	K60	*	$0.862 \pm 0.077$ n.s.	$0.838 \pm 0.098$
	K90		$0.934 \pm 0.113$ n.s.	$0.876 \pm 0.089$

$F_{MC}$ : Tension of tip. VMO: Vastus medialis oblique. RF: Rectus femoris. VL: Vastus lateralis. H: Hip joint angle. K: Knee joint angle. The initial value indicate the mean value for 1 second during the resting state before muscle contraction. \*:  $p < 0.05$ .

### 3) 脂肪厚および筋厚と初期値の関係

Fig.15 に、6 つの測定姿勢における安静時の脂肪厚と初期値の関係を示した VMO では、H90-K90 および H0-K60 において有意な負の相関関係が認められた。RF については、いずれの姿勢においても有意な相関関係は認められなかった。一方、VL では、H90-K90、H90-K30、H0-K90、H0-K60 および H0-K30 においていずれも有意な負の相関関係が認められた。次に、各筋の筋厚と初期値の関係について検討したところ、いずれの筋も有意な相関関係は認められなかった (Fig.16)。

### 4) 筋収縮中の形状変化と筋張力

Fig.17 に H90-K90 条件における筋力、RF の形状変化および  $F_{MC}$  を時系列で示した。筋力の増加に伴い、形状変化量および  $F_{MC}$  は高値を示す傾向が確認された。この傾向は、他の 3 つの測定姿勢においても確認された。次に、各測定値の最大値に対する相対値を用いて、 $F_{MC}$  と筋力、筋力と形状変化量の関係について検討した結果、H0-K30、H0-K90、H90-K30 および H90-K90 の全ての条件において有意な相関関係が認められ、いずれの測定姿勢も相関係数は高値を示した (Table 7)。Fig.18 は、4 つの測定姿勢における  $F_{MC}$  と形状変化量の関係を示したものである。全ての測定姿勢において、有意な相関関係が認められた。また、全ての測定姿勢条件におけるデータの 95% 予測区間内に、 $y=x$  の直線が収まっていた。

### 5) 最大筋力

6 つの条件における最大筋力の結果を Table 8 示した。最大筋力は、股および膝関節角度による有意な交互作用は認められなかったものの、両要因においてそれぞれ有意な主効果が確認された。多重比較検定を実施したところ、股関節角度の違いによる有意差は認められなかったが、膝関節角度間の有意な差が認められ、両股関節角度条件ともに K90 と K60 が K30 よりも有意に高い値を示した。

### 6) 筋放電量および $F_{MC}$

Fig.19 に、筋力と各部位の筋放電量および  $F_{MC}$  の関係を示した。筋放電量は、H90-K60 および H0-K30 の両姿勢において、筋力増加に伴う筋放電量の増加傾向が確認された。いずれも有意な相関関係が認められた。また、筋放電量の部位差は、有意差こそ認められなかったが、筋力の高強度局面では、部位による筋放電量の差がみられる傾向にあった。

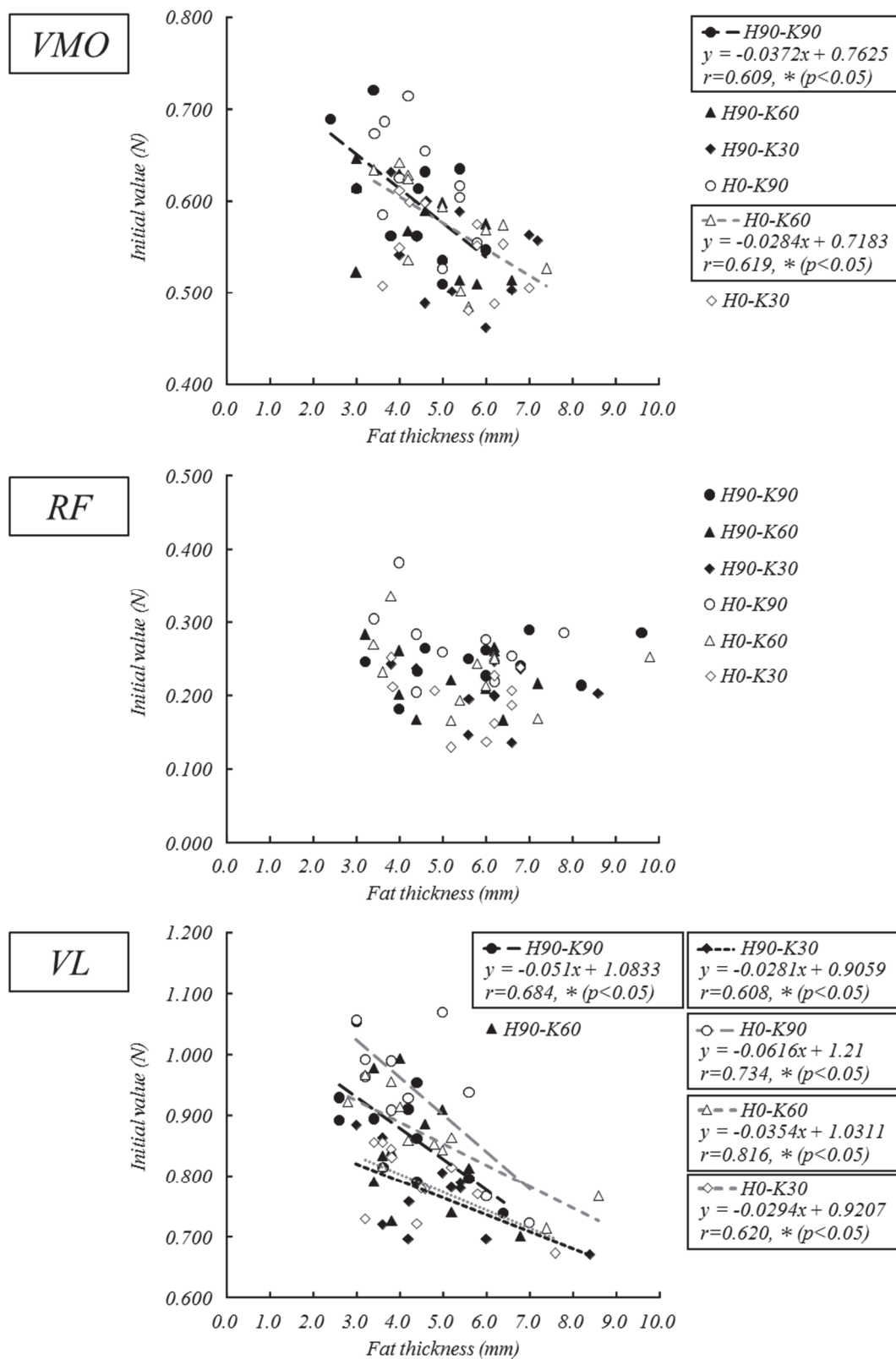


Fig.15. Relationships between fat thickness and initial value.  
 VMO: Vastus medialis oblique. RF: Rectus femoris. VL: Vastus lateralis. H0: Hip joint angle 0 degree. H90: Hip joint angle 90 degree. K30: Knee joint angle 30 degree. K60: Knee joint angle 60 degree. K90: Knee joint angle 90 degree. Hip and knee joint angle of 0 degrees: fully extended position.

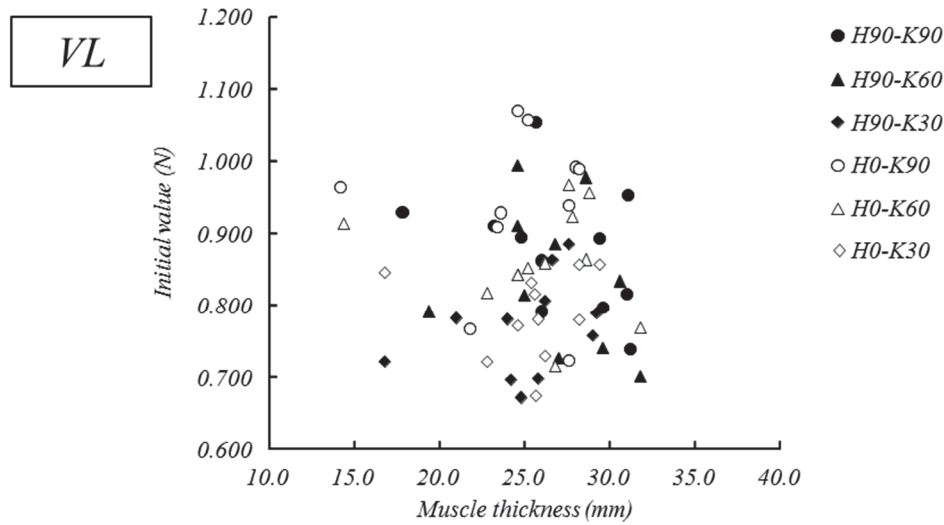
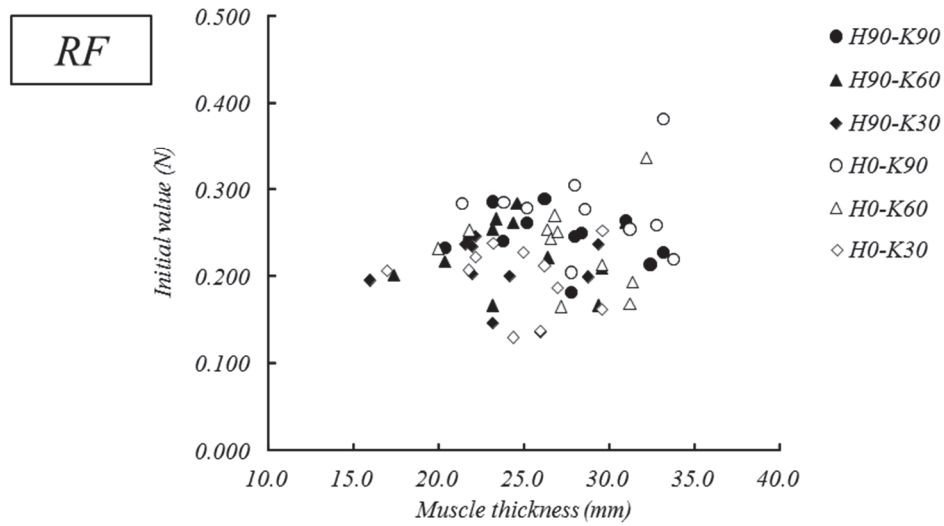
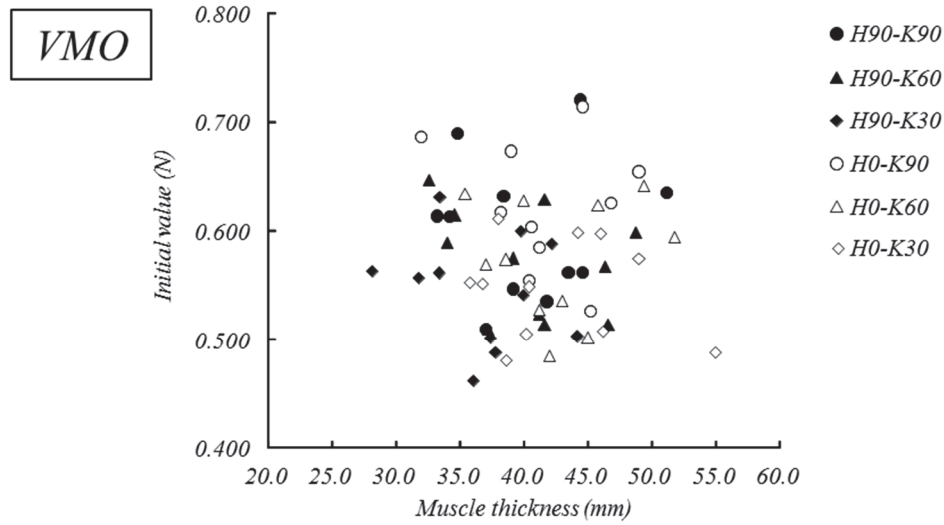


Fig.16. Relationships between muscle thickness and initial value.  
 VMO: Vastus medialis oblique. RF: Rectus femoris. VL: Vastus lateralis. H0: Hip joint angle 0 degree.  
 H90: Hip joint angle 90 degree. K30: Knee joint angle 30 degree. K60: Knee joint angle 60 degree. K90:  
 Knee joint angle 90 degree. Hip and knee joint angle of 0 degrees: fully extended position.

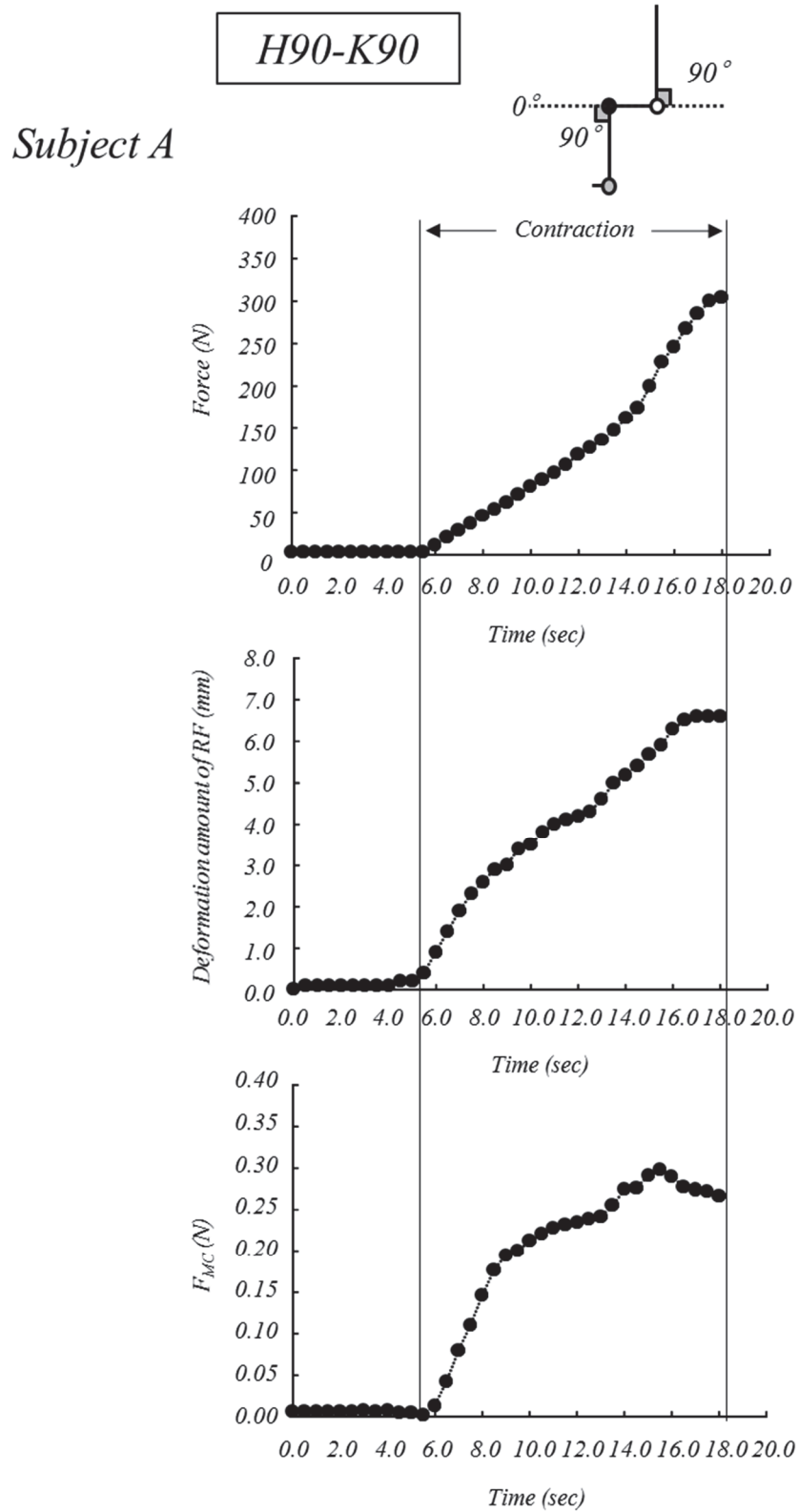


Fig.17. Changes of force, deformation amount of RF and  $F_{MC}$  in H90-K90.  
 $F_{MC}$ : Muscle tension. RF: Rectus femoris. H90: Hip joint angle 90 degree. K90: Knee joint angle 90 degree. Hip and knee joint angle of 0 degrees: fully extended position.

Table 7. Correlations coefficients in the relationship between force, muscle tension and deformation amount of RF.

Relation	Joint angle	H0	H90
$F_{MC}$ and Force	K30	$r = 0.961 *$	$r = 0.987 *$
	K90	$r = 0.975 *$	$r = 0.900 *$
Force and deformation amount of RF	K30	$r = 0.988 *$	$r = 0.925 *$
	K90	$r = 0.995 *$	$r = 0.975 *$

$F_{MC}$ : Tension of tip. H: Hip joint angle. K: Knee joint angle.  $r$  value indicate the correlation coefficients. \*:  $p < 0.05$ .

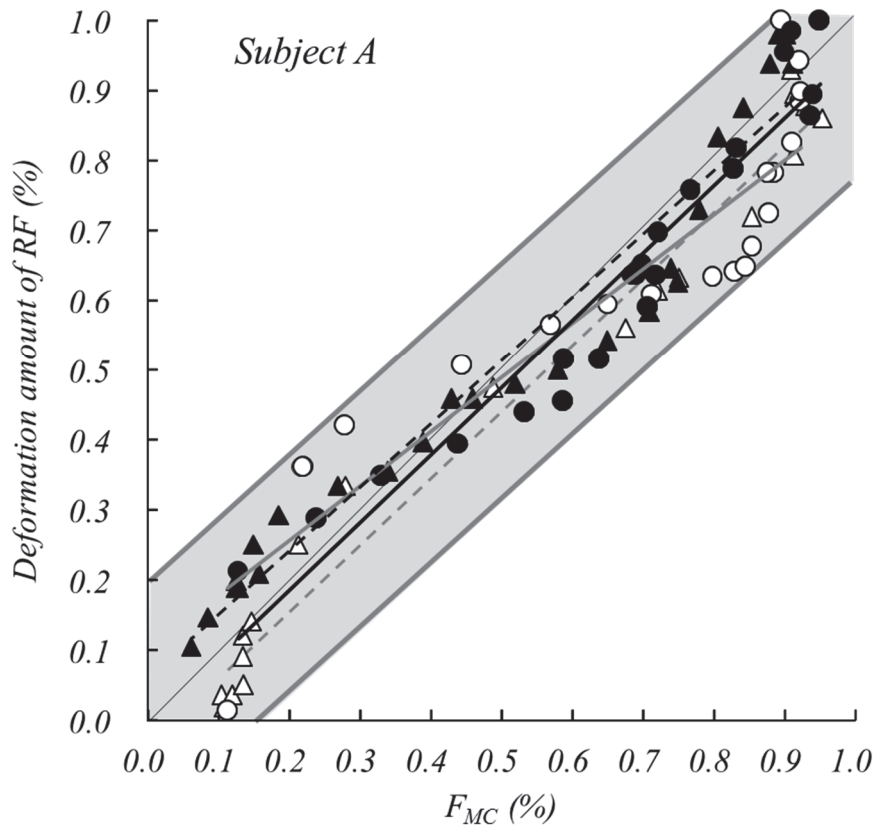
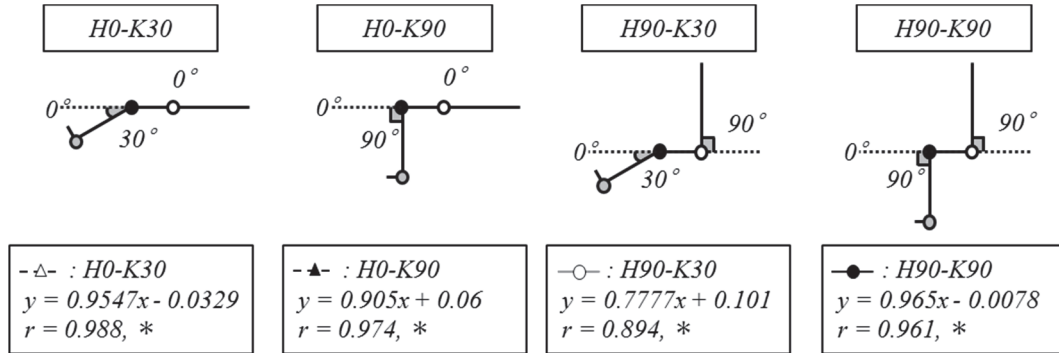


Fig.18. Relationships between  $F_{MC}$  and deformation amount of RF.  
 $F_{MC}$ : Muscle tension. H0: Hip joint angle 0 degree. H90: Hip joint angle 90 degree. K30: Knee joint angle 30 degree. K90: Knee joint angle 90 degree. Hip and knee joint angle of 0 degrees: fully extended position.  
The gray area indicates the prediction interval of regression equation between  $F_{MC}$  and deformation amount in all conditions. \*:  $p < 0.05$ .

Table 8. Comparisons of maximal force.

Joint angle		H0	H90
Maximal force (N)	K30	$343.6 \pm 54.6$ n.s.	$361.7 \pm 52.4$
	K60	$598.5 \pm 108.5$ n.s.	$672.4 \pm 147.1$
	K90	$597.2 \pm 135.4$ n.s.	$630.6 \pm 136.1$

H0: Hip joint angle 0 degree. H90: Hip joint angle 90 degree. K30: Knee joint angle 30 degree. K60: Knee joint angle 60 degree. K90: Knee joint angle 90 degree. Hip and knee joint angle of 0 degrees: fully extended position.. \*:  $p < 0.05$ .

H0-K30

H90-K60

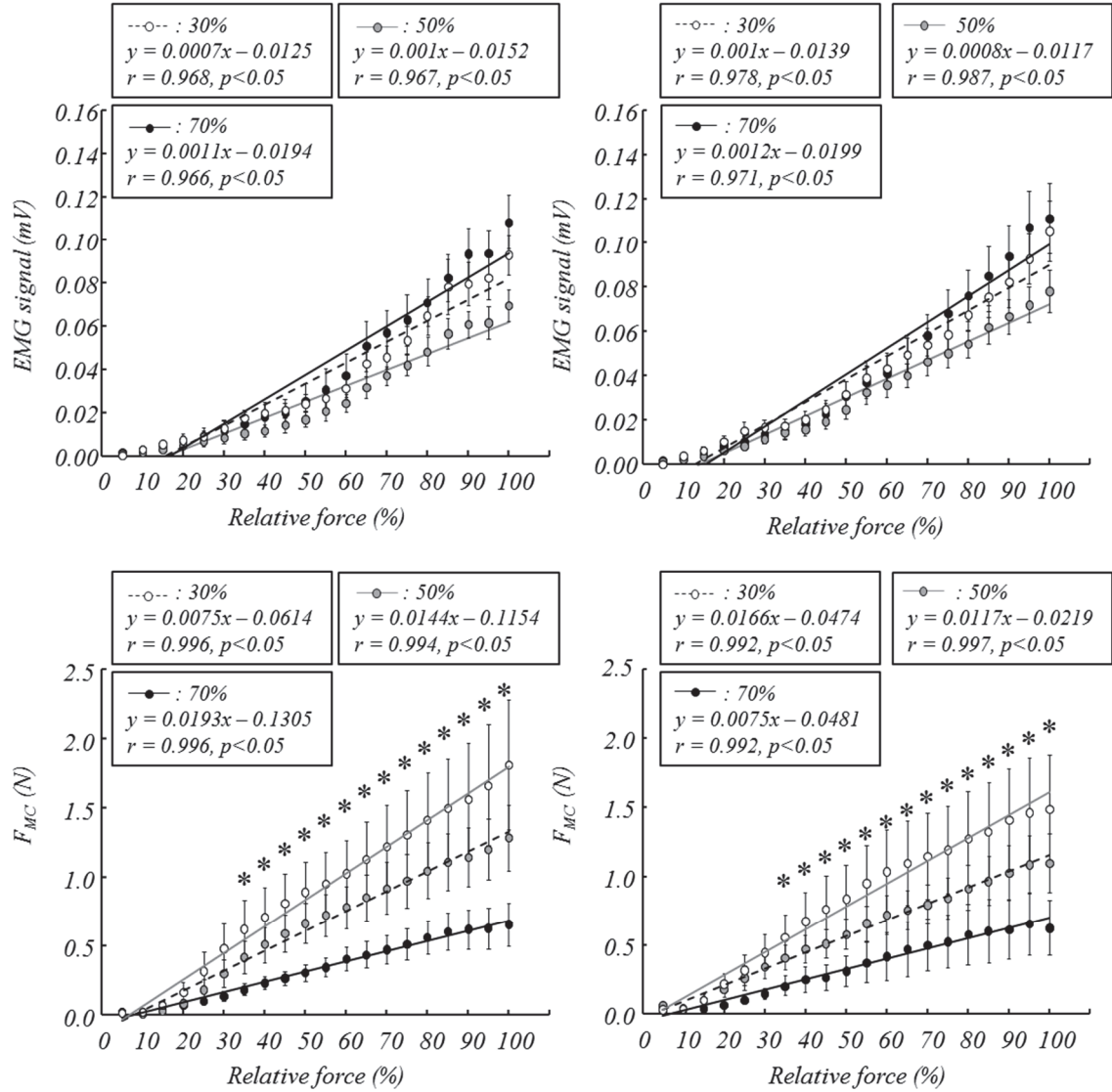


Fig.19. Relationships between relative force and EMG signal, and  $F_{MC}$ .

EMG: Electromyogram.  $F_{MC}$ : pressure of tip. H0: Hip joint angle 0 degree. H90: Hip joint angle 90 degree. H90: Hip joint angle 90 degree. K60: Hip joint angle 60 degree. Hip and knee joint angle of 0 degrees: fully extended position. \*: significant difference between proximal and distal.

一方、 $F_{MC}$  も筋力の増加に伴い高値を示し、両姿勢ともに各部位で筋力との間に有意な相関関係を認めた。また、35%MVC 以降で 30%部位が 70%部位よりも有意に高い値を示した。

#### 7) $F_{MC}$ と筋放電量の関係

$F_{MC}$ の相対値と筋放電量の相対値の関係は、いずれの姿勢においても全ての部位で有意な相関関係が認められ、2 次回帰曲線は 3 部位でほぼ一致していた (Fig.20)。

### 2-4. 論 議

#### 1) 異なる筋長条件下における形態的要素と初期値

MC センサー法は対象とする部位の皮膚表面にセンサーを貼付するため、皮下脂肪厚や筋厚の大小に影響を受けることが予想される。実際に、Đorđević et al (2011) は、MC センサー法で計測した実測値は、皮下脂肪厚や筋厚といった形態的要素の影響を受けることを考慮し、相対値によって評価している。このように、被検者それぞれの皮下脂肪厚や筋厚といった形態的要素の影響が懸念されるが、被検者間での比較を行わない限り、その影響は直接的に関係がないものと思われる。しかしながら、股関節角度や膝関節角度の変化によって、皮下脂肪や筋の形状が変化するため、あらゆる筋長条件下での形態的要素と MC センサー法による計測値の関係について検討する必要性が考えられる。

本研究では、異なる股関節角度および膝関節角度の組合せによる 6 つの測定姿勢において、安静時の皮下脂肪厚、筋厚および MC センサーを貼付した際の初期値を計測した。その結果、測定姿勢の違いによる皮下脂肪厚および筋厚の有意差はほぼ認められなかった (Table 2)。一方で、RF の部位差は、皮下脂肪厚において認められ、筋厚については H90-K60 条件において、70%部位が 50%部位および 30%部位よりも有意に低い値を示した。さらに、30%部位については、H90 条件と H0 条件で有意な差が認められた (Table 3, 4)。これらの結果は、皮下脂肪厚や筋厚の部位差が存在することを意味するものであった。

次に、安静時において MC センサーで計測する筋張力が筋長条件によって変化するのかを確認するために、初期値の計測を行った。その結果、いずれの股関節角度条件でも膝関節角度の違いによる初期値の有意差が確認された。股関節角度の違いによる有意差が認められたのは、RF の K90 条件のみであった (Table 5, 6)。この結果は、股関節および膝関節相互の角度変化による各筋の形状変化 (筋長) によって、筋張力が異なることを意味するものである。さらに、VMO および VL の脂肪厚と、安静時の初期値との間には、有意な負の相関関係が認められた。一方、RF

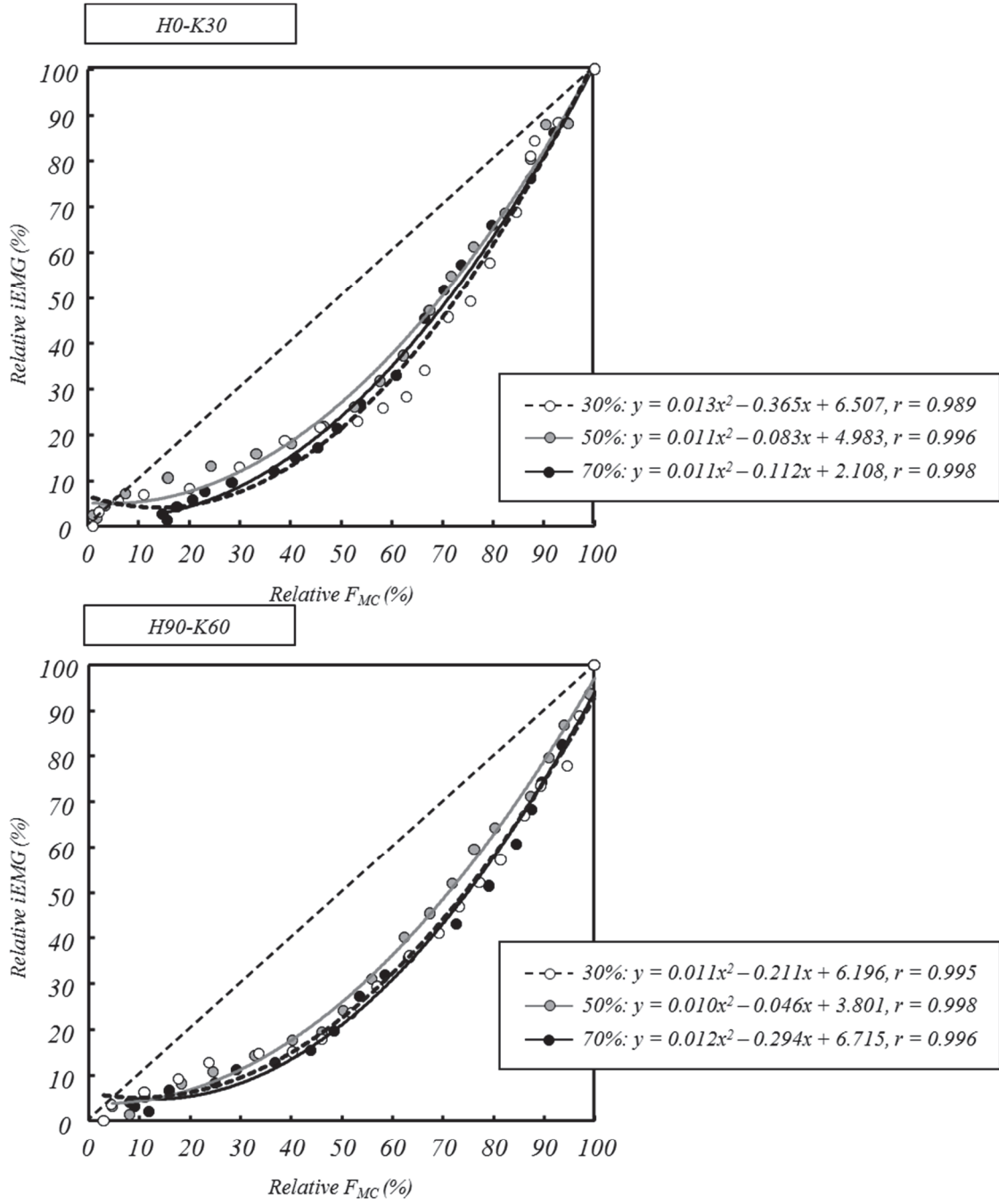


Fig. 20. Relationships between relative  $F_{Mc}$  and relative iEMG in each condition.

iEMG: Integrated electromyogram. FMC: pressure of tip. H0: Hip joint angle 0 degree. H90: Hip joint angle 90 degree. H90: Hip joint angle 90 degree. K60: Hip joint angle 60 degree. Hip and knee joint angle of 0 degrees: fully extended position. \*: significant difference between proximal and distal.

の脂肪厚および各筋の筋厚と初期値の間には有意な相関関係は認められなかった。これらの結果から、MC センサー法で計測する張力は、股関節および膝関節角度の変化に伴う筋や脂肪の形状変化によって影響を受け、特に、筋によっては脂肪厚の影響を強く受けることが明らかとなった。従って、MC センサー法の計測値は、測定姿勢の変化に伴う形態的要素の影響を考慮する必要性があり、筋収縮中の活動動態の評価には、初期値を差し引いた差を筋張力( $F_{MC}$ )として扱うことや、Đorđević et al (2011, 2014a)と同様に、相対値による評価の妥当性が示唆された。

## 2) 筋収縮中の形状変化と筋張力

本研究では、実際の筋収縮時における筋の形状変化を超音波法で捉え、MC センサー法で計測した筋張力の関係について検討した。その結果、Fig.17 に示したように、筋力の増加に伴い形状変化量および  $F_{MC}$  は高値を示す傾向が確認された。この傾向は、異なる筋長条件である 4 つの測定姿勢で確認された。次に、 $F_{MC}$  と筋力、筋力と形状変化量の関係について検討したところ、いずれも有意な相関関係が認められ、得られた相関係数は極めて高いことが確認された (Table 7)。 $F_{MC}$  と筋力との関係については、Đorđević et al. (2011, 2014)の結果を支持するものであった。また、 $F_{MC}$  と形状変化量の関係について検討したところ、いずれの測定姿勢でも有意な相関関係が認められた (Fig.18)。特に興味深い点は、全ての測定姿勢におけるデータの 95% 予測区間内に、 $y=x$  の直線が収まっていたことである。 $y=x$  は、 $F_{MC}$  と形状変化量が等しいことを意味しており、全ての測定姿勢条件において、 $F_{MC}$  と形状変化量の関係性を示す回帰直線が、 $y=x$  に近似していた。この結果から、 $F_{MC}$  が形状変化量を反映する指標となりうるものであり、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ることが明らかとなった。

## 3) 筋張力に及ぼす部位差の影響

本研究では、筋電図法と MC センサー法を併用して、筋の活動特性の部位差について検討した。筋放電量は、筋力の増加に伴って高値を示すものの、両姿勢ともに顕著な部位差は認められなかった (Fig.19 上図)。Watanabe et al. (2014; 2018)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での、筋放電量の部位差について検討している。その結果、股関節角度の増加(伸展)に伴い、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。しかし、本研究の実験設定と同様である大腿長の 30、50、70%に相当する部位では、股関節および膝関節角度の変化に伴う筋放電量の部位差は認められていない。従って、本研究の筋放電量に関する結果は、先行研究を支持する結果となった。

$F_{MC}$  は両姿勢ともに筋力の増加に伴い高値を示し、筋力との間に有意な相関関係が認められた (Fig.19 下図)。この結果は、先行研究 (Đorđević et al. 2011) を支持するものであり、部位が異なっても  $F_{MC}$  は筋力発揮の程度を反映することが明らかとなった。また、筋力の 35% 強度以降では、30% 部位が 70% 部位よりも有意に高い値を示した。従って、等尺性による膝関節伸展筋力発揮では、近位部の  $F_{MC}$  が遠位部よりも高く、その傾向は股関節角度や膝関節角度の変化に伴う筋長に関係なく認められることが明らかとなった。 $F_{MC}$  に部位差が認められた要因としては、Table 3, 4 に示したように皮下脂肪厚や筋厚といった形態的要素が影響した可能性が考えられる。また、大腿直筋は、股関節および膝関節をまたぐように配置され、さらに、近位端には 2 つの腱が存在し、それらは骨盤の異なる部位に結合し、各々の腱からは別々の筋線維が共通の遠位腱に向けて走行 (Yang et al. 1999; Hasselman et al. 1995) する構造となっている。このような特徴的な構造も、 $F_{MC}$  の部位差を生じさせた要因として考えられた。

最後に、 $F_{MC}$  の相対値と筋放電量の相対値の関係について検討したところ、両姿勢とも各部位において 2 次回帰による有意な相関関係が認められ、両者の関係性を示す回帰曲線は全ての部位においてほぼ一致していた (Fig.20)。従って、膝関節伸展運動における筋収縮中の筋放電量と  $F_{MC}$  の関係性は、部位にかかわらず一定であることが明らかとなった。Watanabe et al. (2016; 2018) は、膝関節伸展運動と股関節屈曲運動における RF の生理学的な活動特性から、機能的役割の部位差は関節角度や筋長が変化した際にも再現されることを指摘している。本研究では、膝関節伸展運動のみによる検討ではあるが、RF の力学的な活動動態には部位差が認められた。

## 2-5. 要約

本研究では、MC センサー法による骨格筋の形状変化特性の評価法を確立するために、膝関節伸展筋群を対象として、筋長変化に伴う皮下脂肪厚や筋厚といった形態的要素の影響、また、筋収縮中の形状変化と筋張力の関係、さらに筋張力に及ぼす部位差の影響について検討した。

その結果、以下のことが明らかとなった。

- 1) MC センサー法の計測値は、測定姿勢の変化に伴う形態的要素の影響を受けるため、筋収縮中の活動動態の評価には、初期値を差し引いた差を筋張力 ( $F_{MC}$ ) として扱うことや、相対値による評価の妥当性が示唆された。
- 2) 全ての測定姿勢において、MC センサー法によって計測した筋張力と形状変化量との間に有意な相関関係が認められた。

3)MC センサーで計測した筋長力には、部位差が存在することが明らかとなった。また、膝関節伸展運動における筋収縮中の  $F_{MC}$  は、部位が異なっても筋力発揮の度を反映することが明らかとなった。

以上の結果から、MC センサー法によって骨格筋の形状変化特性を評価する際は、皮下脂肪厚、筋厚および部位といった形態的要素の影響を考慮する必要性が明らかとなった。また、MC センサー法による筋張力は、筋の形状変化量を反映する指標であり、部位が異なっても筋力発揮の度を反映する力学的指標となりえることが示唆された。

## 第3章

### 研究Ⅱ：等尺性膝関節伸展動作における筋収縮活動の評価

#### 3-1. はじめに

筋の収縮特性として知られる長さ-張力関係に示されるように、筋張力は筋節の至適長で最大となり、それ以外では低下する(Fukunaga et al. 1997; Gordon et al. 1966; Herzog et al. 1990; 1991; Ichinose et al. 1997; 金子ら 2004)。膝関節伸展筋力に及ぼす膝関節角度の影響について検討した研究(Babault et al. 2003; Becker et al. 2001; Chan et al. 2001; Murray et al. 1977; Lindh et al. 1979; Newman et al. 2003; Papadopoulos et al. 2008; Pincivero et al. 2004; Rieder et al. 2016; Shenoy et al. 2011; Suter et al. 1997; Welsch et al. 1998; Yoon et al. 1991)によれば、等尺性条件下では股関節角度が一定の場合、膝関節角度が 55~90 度屈曲位で最大筋力が出現することが明らかにされている。また、股関節角度が伸展位から屈曲位へと変化することで、最大筋力発揮時の膝関節角度は屈曲位から伸展位へと変化する。このように、膝関節伸展筋力は股関節角度の影響を受け、その影響度合いは膝関節角度によって異なる(Maffiuletti et al. 2003; Yoon et al. 1991)。これらは膝関節伸展運動の主働筋として作用する大腿四頭筋が、二関節筋である大腿直筋と単関節筋である外側広筋、内側広筋および中間広筋によって構成されているため、両関節角度の違い、すなわち筋長の違いによる筋張力の差が、発揮する筋力に影響を及ぼしたと考えられる。

従来、筋の活動特性は、筋電図法が用いられ生理学的な観点から検討(Babault et al. 2003; Balogun et al. 2010; Brownstein et al. 1985; Duffell et al. 2011; 江間ら 2010; Guido et al. 2015; 生田ら 2016; 甲斐ら 2012; Lawrence et al. 1983; Maffiuletti et al. 2003; 牧野ら 2014; 三秋ら 2012; 宮崎ら 2001; Papadopoulos et al. 2008; Pincivero et al. 2004; 2006; Shenoy et al. 2011; 瀧下ら 2015; 谷埜ら 2009)されてきた。それらの報告によれば、等尺性およ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明らかにされている(甲斐ら 2012; Lawrence et al. 1983; 宮崎ら 2001; Pincivero et al. 2004; 2006; 谷埜ら 2009)。

一方、近年、筋の活動動態を力学的観点から評価することが可能な Muscle Contraction Sensor (MC センサー)法が導入された。MC センサー法は、対象とする筋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し、筋収縮によってチップにかかる圧力を筋張力の指標として評価するものである。Đorđević et al. (2011)は、MC センサー法を用いて肘関節屈曲運動時の上腕二

頭筋の筋張力を測定した結果、筋張力と肘関節屈曲筋力との間には、極めて高い相関関係が認められたことを報告している。MC センサー法は、非侵襲的な手法であることに加え、個々の筋の活動動態を評価することが可能であり、筋機能改善のためのスポーツトレーニングやリハビリテーションなどの臨床現場での活用 (Đorđević et al. 2014a) が期待されている。しかしながら、MC センサー法を用いた筋機能評価に関する検討は、紡錘状筋である上腕二頭筋を対象 (Đorđević et al. 2011; 2014a) とした報告および電気刺激時の大腿直筋の活動動態を観察した報告 (Mohamad et al. 2017) のみであり、実験的データが十分ではない。そのため、筋の収縮特性の評価法としての妥当性が十分に確保されていない。また、随意収縮時の下肢筋群、特に先行研究で対象とされた上腕二頭筋 (紡錘状、二関節筋) と異なる形状を有した内側広筋や外側広筋 (単関節筋、羽状筋) を対象とした研究や、股関節および膝関節角度の変化に伴う膝関節伸展筋群の伸張時や短縮時などの複数の筋長条件下における活動特性については検討されていない。

そこで本研究では、股関節および膝関節角度の変化により膝関節伸展筋群の筋長を変化させた条件下での活動動態を MC センサー法により測定し、筋長変化に伴う筋の力学的な活動特性について検討する。また、筋力と MC センサー法の測定値との関係について、従来から筋機能評価に用いられている筋電図データと比較検討することで、MC センサー法による筋機能評価の妥当性について検証することを目的とした。

### 3-2. 方 法

#### 1) 被検者および身体的特性

被検者は、研究 I と同様である成人男性 11 名とした。各被検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)。

全被検者に対して、身長はアナログ身長計を用いて、体重および体脂肪率はマルチ周波数体組成計 (TANITA Body Analyzer MC-190: TANITA 社製) を用いて計測した。被検者の身体的特性は、年齢が  $25.5 \pm 1.5$  歳、身長が  $175.4 \pm 2.4$  cm、体重  $70.3 \pm 2.8$  kg、体脂肪率が  $14.8 \pm 1.4$  %であった。

#### 2) 等尺性膝関節伸展筋力の測定

等尺性膝関節伸展筋力は、総合筋力測定装置 (Biodex System-III: Biodex 社製) のダイナモメ

ーターを用いて測定した。筋力測定の姿勢は、股関節角度 90 度で膝関節角度 30 度 (H90-K30)、60 度 (H90-K60)、90 度 (H90-K90) 屈曲位 (完全伸展位: 0 度) および股関節屈曲伸展 0 度で膝関節角度 30 度 (H0-K30)、60 度 (H0-K60)、90 度 (H0-K90) 屈曲位の計 6 条件とした (Fig.21)。

被検者には、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、アタッチメントの長さを調節した。また、身体を固定する専用ベルトを用いて被検者の上胴、腹部および足首を固定した。その後重力補正を行い、ウォーミングアップとして等尺性膝関節伸展運動を複数回行わせた。筋力の発揮方法は、筋電図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。6 条件による筋力測定の順番は、被検者によってランダムとし、疲労の影響を考慮して十分な休息を挟んで実施した。なお、各条件での測定中は、モニターによって漸増的な筋力発揮がなされているかを確認した。

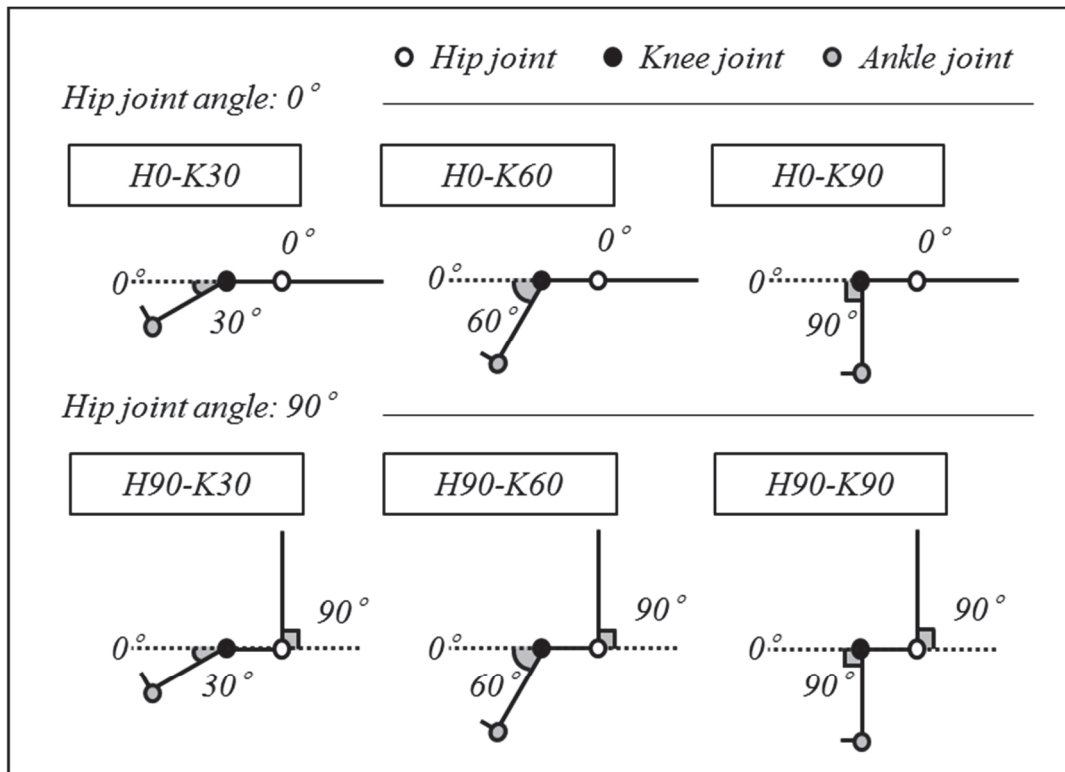
### 3) 筋放電量の測定

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)、大腿直筋 (RF) および外側広筋 (VL) とした。電極貼付位置は、先行研究 (谷埜ら 2009) を参考として、VMO は膝蓋骨底から約 4cm 近位、RF は大腿長の 50% の筋腹部位、VL は膝蓋骨底から 8~10cm 近位とし、それぞれ筋線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検者に対して、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 センサー法による筋張力の測定

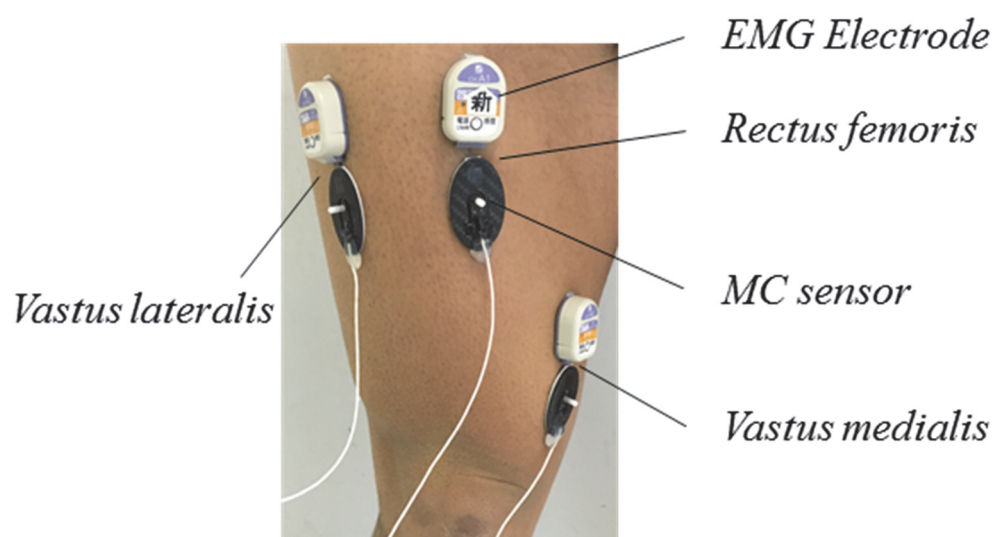
筋収縮中の筋張力は、Đorđević et al. (2011; 2014a) の手法を参考に MC センサー法 (TMG-BMC 社製) を用いて総合筋力測定装置および無線型筋電計と同期して測定した。測定対象の筋は筋放電量の測定と同じ 3 筋とした (Fig.22)。センサーは、被検者が座位姿勢 (H90-K90) で安静を保持した状態で貼付した。その際は、超音波 B モード法を用いて各筋の形状を確認し、EMG 電極と接触しないよう両面粘着テープで貼付した。その後、センサーをキネシオテープで固定し、測定終了まで剥がさないようにした。

MC センサーの構造、測定原理および較正は、1-2 4) で記述した通りである。本研究で用い



*Fig.21. Definitions of measurement conditions.*

*H0: Hip joint angle 0 degree. H90: Hip joint angle 90 degree. K30: Knee joint angle 30 degree. K60: Knee joint angle 60 degree. K90: Knee joint angle 90 degree. Hip and knee joint angle of 0 degrees: fully extended position.*



*Fig.22. Attachments of EMG electrodes and MC sensors.*

た3つのセンサーは、Đorđević et al. (2011; 2014a)と同仕様のものであった。測定後、ロガー内に記録されたデータを、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筋張力は、研究 1 の結果をふまえ、測定条件によって筋形状や脂肪厚が変化することによる影響を考慮し、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筋張力 ( $F_{MC}$ ) と定義し分析の対象とした。

#### 5) データ処理

筋力および筋放電量の測定データは、A/D 変換解析プログラム (DASY-lab, AP-office 社製) を用いて PC に取り込んだ。その後 MC センサーのデータと同期シグナルによって全てのデータを統合した。これらのデータサンプリング周波数は 1,000 Hz であった。

筋力と MC センサー法で計測したデータは、ローパスフィルター (2 Hz カットオフ) および 6 次ゼログバタワースフィルター処理を行った。筋放電量データは 10~400 Hz のバンドパスフィルター処理を行った後、全波整流した。分析範囲は測定開始から最大筋力発揮後の 1 秒間までとした (Fig.23)。筋力は、最大値に対する相対値を求め、その後 10% 毎の平均値を算出した。また、筋放電量および  $F_{MC}$  についてもそれぞれ最大値に対する相対値を算出した。その後、筋放電量は整流した筋電位の振幅値を強度の算出区間に基づいて 10% 間隔区間毎に平均値として算出し、MC センサー法で計測した筋張力も同様に平均値を算出した。

#### 6) 統計処理

統計処理は、SPSS Statistics version 25 (IBM 社製) を用いて実施した。最大筋力および MC センサー法で計測した初期値は、股関節角度と膝関節角度の二要因分散分析により有意差の検定を行った。

筋収縮中の筋放電量および MC センサー法で計測した筋張力は、筋力の強度の 10% 間隔区間毎に、測定条件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。さらに、筋力相対値と筋放電量および筋張力の相対値の関係は、ピアソンの積率相関によって有意性を検証した。いずれも危険率 5% をもって有意とした。

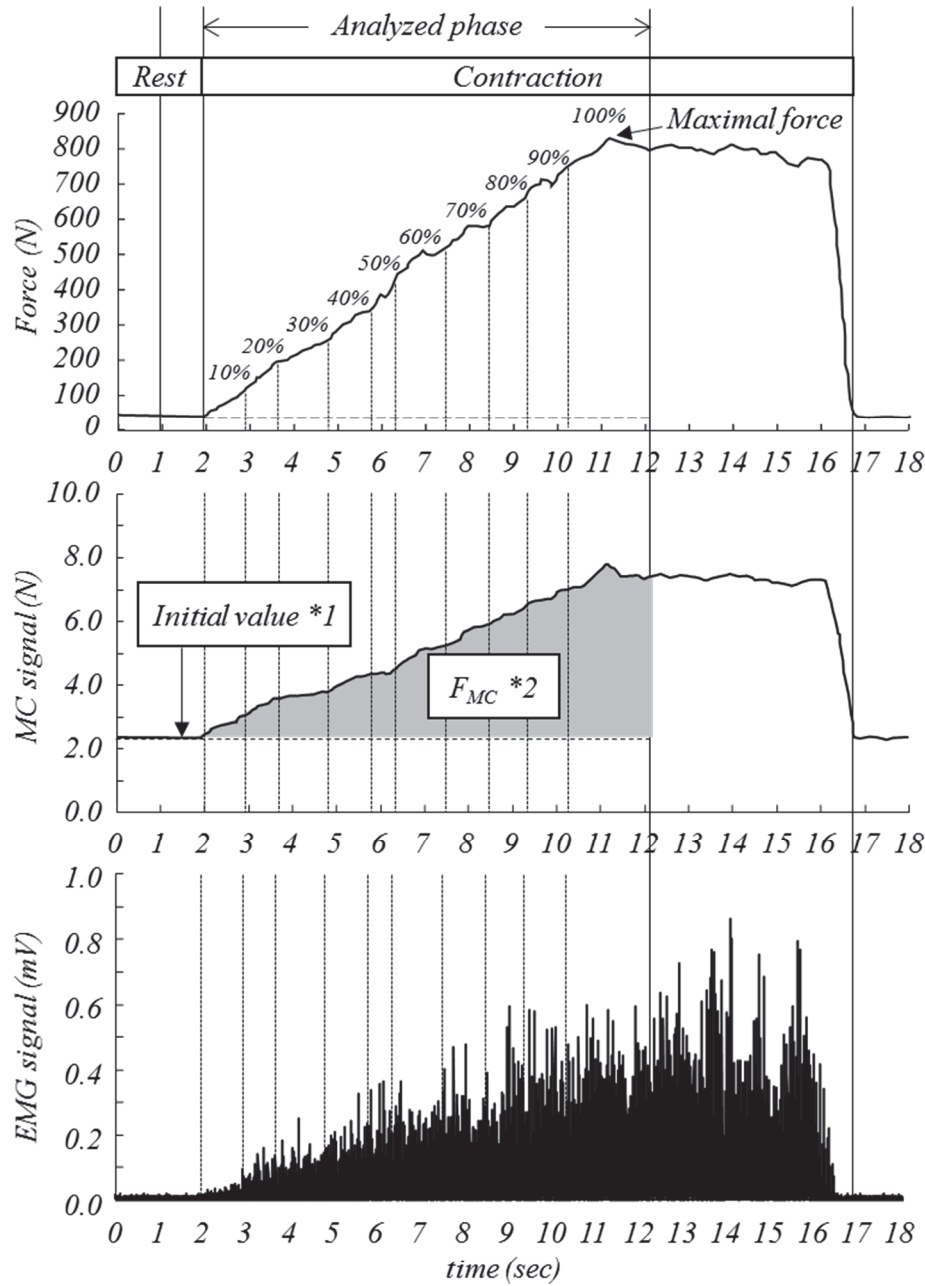


Fig.23. Schematic drawing analysis.

The analysis phase was defined to 1 second after appearance of peak torque from the start of contraction.

\*1: The initial value of MC signal indicate the mean value for 1 second during the resting state before muscle contraction.

\*2:  $F_{MC}$  (pressure of tip. i.e.  $F_{MC} = \text{each value} - \text{initial value}$ ) showed in gray. The EMG signal was integrated. Relative value to peak torque was calculated. Based on the calculation range of the relative value of torque,  $\%F_{MC}$  and  $\%iEMG$  were calculated.

### 3-3. 結 果

#### 1) 筋力発揮

6 つの条件における最大筋力の分散分析結果を Table 9 に、各条件間の最大筋力の比較を Table 10 に示した。最大筋力は、股および膝関節角度による有意な交互作用は認められなかったが、両要因においてそれぞれ有意な主効果が認められた。多重比較検定の結果、股関節角度間に有意な差が認められたのは K90 条件 ( $H90-K90 > H0-K90$ ) のみであり、膝関節角度間の有意な差は両股関節角度条件ともに K90 と K60 が K30 よりも有意に高い値を示した。

#### 2) 筋放電量および筋張力

Fig.24 に筋力増加に伴う筋放電量および  $F_{MC}$  の変化を示し、Table 11 に筋放電量および  $F_{MC}$  の条件間による有意差を示した。筋放電量および  $F_{MC}$  ともにいずれの条件においても筋力の増大によって増加する傾向が確認された。条件と筋力の強度による二要因分散分析の結果、いずれも有意な交互作用が確認された。筋放電量は膝関節伸展位 (膝関節角度の小さい条件) よりも屈曲位 (膝関節角度の大きい条件) において高い値を示したのに対して、 $F_{MC}$  は屈曲位よりも伸展位で高い値を示した。主効果および多重比較検定の結果、筋放電量の各条件間の有意差は、H90 条件の VMO および VL で比較的多く認められたのに対して、 $F_{MC}$  は VMO で条件間の有意差が多く認められた。一方、同一の膝関節角度条件では、股関節角度の違いによる筋放電量および  $F_{MC}$  の有意差は認められなかった。

#### 3) 筋力と筋放電量および $F_{MC}$ の関係

筋力の相対値と筋放電量の相対値は、全ての条件および全ての筋で有意な相関関係が認められた (Fig.25)。得られた相関係数は、VMO が  $r=0.957$  から  $r=0.995$ 、RF が  $r=0.958$  から  $r=0.988$ 、VL が  $r=0.6982$  から  $r=0.999$  の範囲であり、いずれも高値であった。また、筋力の相対値と  $F_{MC}$  の相対値の関係についても、同様に有意な相関関係が認められ (Fig.26)、相関係数は、VMO が  $r=0.988$  から  $r=0.996$ 、RF が  $r=0.983$  から  $r=0.997$ 、VL が  $r=0.960$  から  $r=0.999$  と、いずれも高値であった。さらに、全ての条件において、筋放電量と筋力の関係性を示す回帰直線は、 $y=x$  よりも右側 (筋力) にシフトしていたのに対して、筋張力と筋力の関係性を示す回帰直線は、 $y=x$  に極めて近似していた。

Table 9. Results of ANOVA-test in maximal force.

Source	ANOVA-test					Multiple comparison test
	df	F	P	*	Partial $\eta^2$	
Hip joint	1	6.05	0.03	*	0.38	H0-K90 < H90-K90
Knee joint	2	31.79	0.00	*	0.76	H90-K30 < H90-K60, H90-K90 H0-K30 < H0-K60, H0-K90
Hip $\times$ Knee	2	2.26	0.13		0.18	

df: degrees of freedom. H0: Hip joint angle 0 degree. H90: Hip joint angle 90 degree. K30: Knee joint angle 30 degree. K60: Knee joint angle 60 degree. K90: Knee joint angle 90 degree. Hip and knee joint angle of 0 degrees: fully extended position. \*:  $p < 0.05$ .

Table 10. Comparisons of maximal force in all conditions.

Joint angle		H0	H90
Maximal force (N)	K30	$  \begin{array}{c}  \left[ \begin{array}{c}  \left[ \begin{array}{c}  328.2 \pm 50.2 \text{ — } n.s. \text{ — } 328.0 \pm 65.0 \\  554.2 \pm 99.4 \text{ — } n.s. \text{ — } 609.1 \pm 124.0 \\  559.2 \pm 152.6 \text{ — } * \text{ — } 622.2 \pm 183.9  \end{array}  \right]  \end{array}  \right]  \end{array}  $	
	K60		
	K90		

H0: Hip joint angle 0 degree. H90: Hip joint angle 90 degree. K30: Knee joint angle 30 degree. K60: Knee joint angle 60 degree. K90: Knee joint angle 90 degree. Hip and knee joint angle of 0 degrees: fully extended position. \*:  $p < 0.05$ .

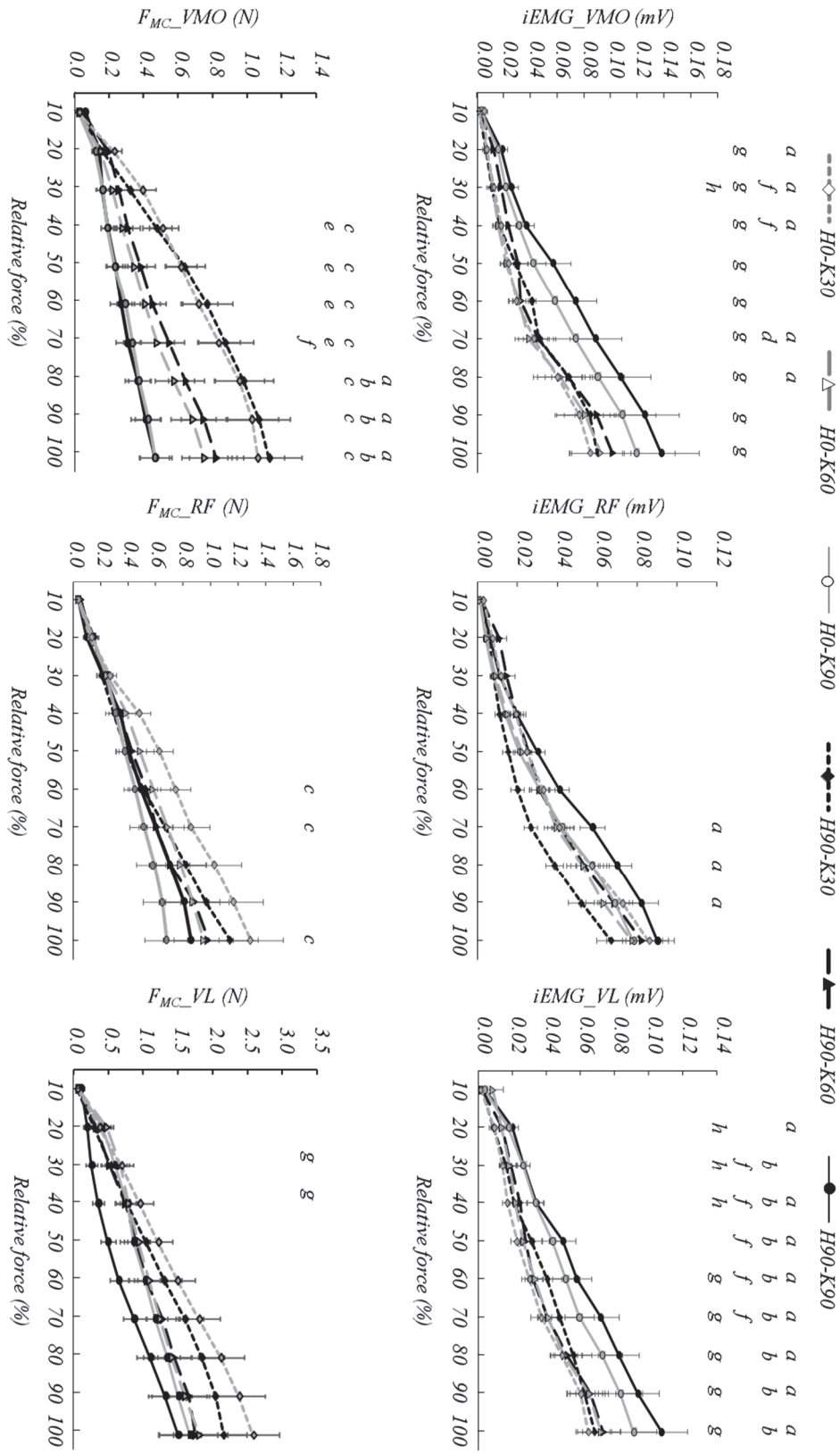


Fig.24. Changes of iEMG and  $F_{MC}$  due to increase force.

$F_{MC}$ : Pressure of tip. VMO: Vastus medialis oblique. RF: Rectus femoris. VL: Vastus lateralis. H0: Hip joint angle 0 degree. H90: Hip joint angle 90 degree. K30: Knee joint angle 30 degree. K60: Knee joint angle 60 degree. K90: Knee joint angle 90 degree. Hip and knee joint angle of 0 degrees: fully extended position. Significant difference ( $p < 0.05$ ), a: H90-K90 v.s. H90-K30, b: H90-K90 v.s. H90-K60, c: H0-K90 v.s. H0-K30, d: H0-K90 v.s. H0-K60, e: H0-K60 v.s. H0-K30, f: H90-K90 v.s. H0-K30, g: H90-K90 v.s. H0-K60, h: H90-K30 v.s. H0-K90.

Table 11. Significant differences of among the condition on iEMG and  $F_{MC}$ .

<i>Flexion of knee joint &gt; Extension of knee joint</i>				
<i>Muscle</i>	<i>Position</i>		<i>Significant difference area</i>	
<i>iEMG_VMO</i>	<i>H90-K30</i>	<	<i>H90-K90</i>	20-40, 70, 80%
	<i>H0-K60</i>	<	<i>H0-K90</i>	70%
	<i>H90-K30</i>	<	<i>H0-K90</i>	30, 40%
	<i>H90-K60</i>	<	<i>H0-K90</i>	20-100%
<i>iEMG_RF</i>	<i>H90-K30</i>	<	<i>H90-K90</i>	70-90%
<i>iEMG_VL</i>	<i>H90-K30</i>	<	<i>H90-K90</i>	20, 40-100%
	<i>H90-K60</i>	<	<i>H90-K90</i>	30-100%
	<i>H90-K30</i>	<	<i>H0-K90</i>	30-70%
	<i>H90-K60</i>	<	<i>H0-K90</i>	60-100%
	<i>H0-K30</i>	<	<i>H90-K90</i>	20-40%
<i>Flexion of knee joint &gt; Extension of knee joint</i>				
<i>Muscle</i>	<i>Position</i>		<i>Significant difference area</i>	
$F_{MC\_VMO}$	<i>H90-K30</i>	>	<i>H90-K90</i>	80-100%
	<i>H90-K60</i>	>	<i>H90-K90</i>	80-100%
	<i>H0-K30</i>	>	<i>H0-K90</i>	40-100%
	<i>H0-K30</i>	>	<i>H0-K60</i>	40-70%
	<i>H90-K30</i>	>	<i>H0-K90</i>	70%
$F_{MC\_RF}$	<i>H0-K30</i>	>	<i>H0-K90</i>	60, 70, 100%
$F_{MC\_VL}$	<i>H90-K60</i>	>	<i>H90-K90</i>	30, 40%

$F_{MC}$ : Pressure of tip. VMO: Vastus medialis oblique. RF: Rectus femoris. VL: Vastus lateralis. H0: Hip joint angle 0 degree. H90: Hip joint angle 90 degree. K30: Knee joint angle 30 degree. K60: Knee joint angle 60 degree. K90: Knee joint angle 90 degree. Hip and knee joint angle of 0 degrees: fully extended position.

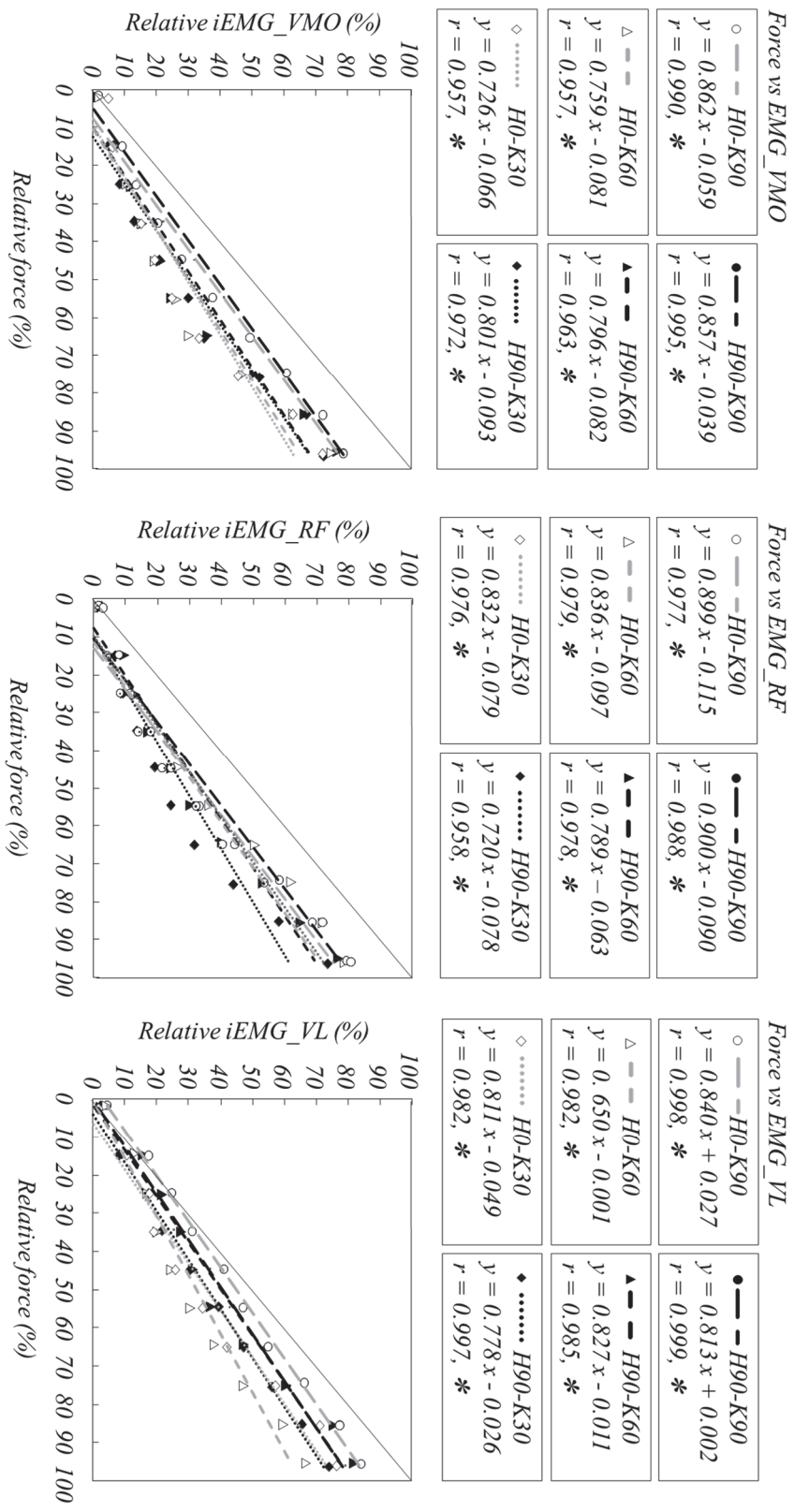


Fig.25. Relationships between relative force and relative iEMG.

iEMG: Integrated electromyogram. VMO: Vastus medialis oblique. RF: Rectus femoris. VL: Vastus lateralis. H0: Hip joint angle 0 degree. H90: Hip joint angle 90 degree. K30: Knee joint angle 30 degree. K60: Knee joint angle 60 degree. K90: Knee joint angle 90 degree. Hip and knee joint angle of 0 degrees: fully extended position. \*:  $p < 0.001$ .

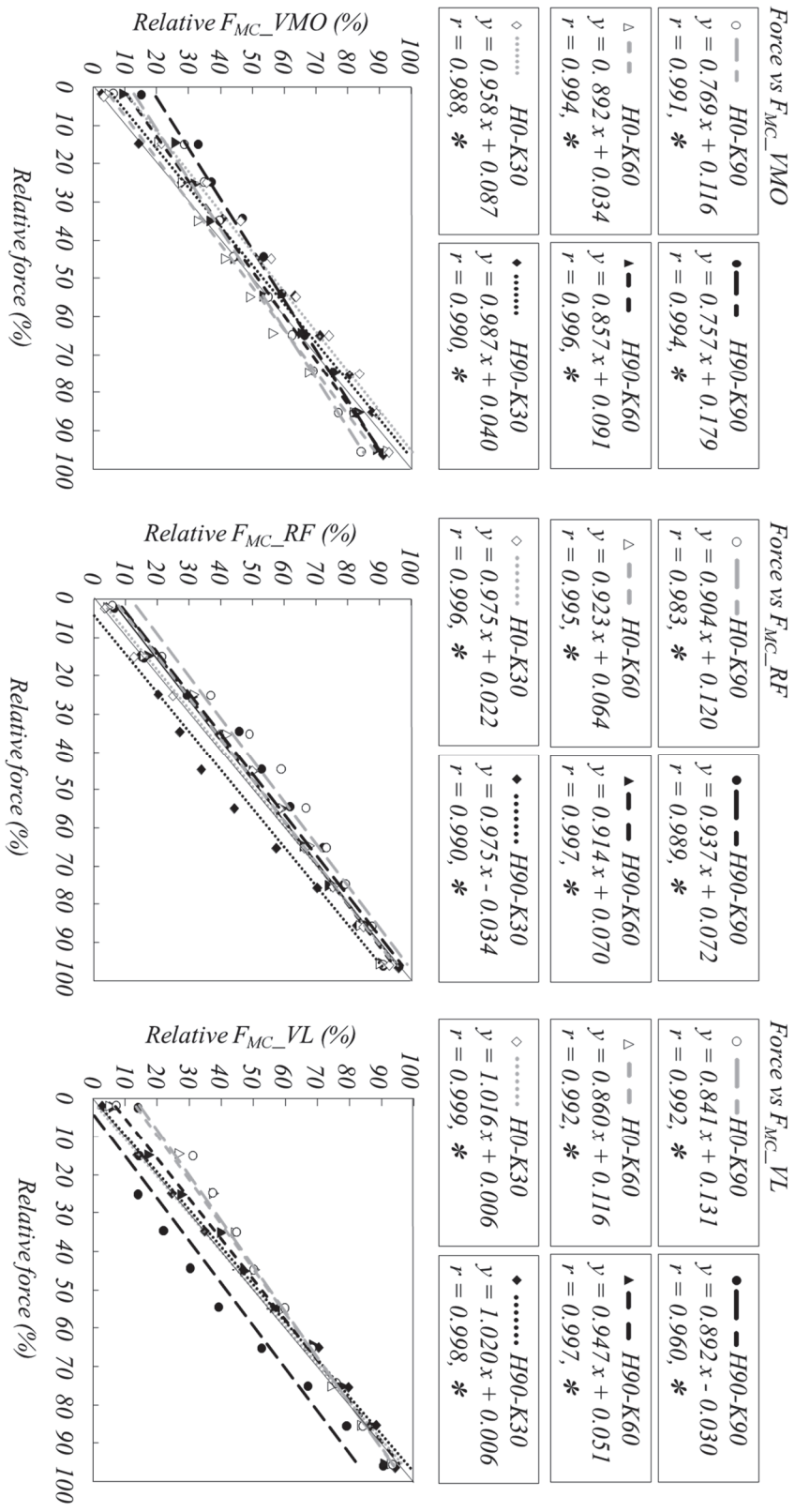


Fig. 26. Relationships between relative force and relative  $F_{MC}$ .

$F_{MC}$ : pressure of tip.  $VMO$ : Vastus medialis oblique.  $RF$ : Rectus femoris.  $VL$ : Vastus lateralis.  $H0$ : Hip joint angle 0 degree.  $H90$ : Hip joint angle 90 degree.  $K30$ : Knee joint angle 30 degree.  $K60$ : Knee joint angle 60 degree.  $K90$ : Knee joint angle 90 degree. Hip and knee joint angle of 0 degrees: fully extended position. \*:  $p < 0.001$ .

### 3-4. 論 議

本研究では、膝関節伸展筋群の筋長を変化させた条件での筋活動を MC センサー法および筋電図法により測定し、筋長変化に伴う筋の力学的な活動特性を明らかにするとともに、等尺性筋力と MC センサーの出力値との関係について、従来から筋機能評価に用いられている筋電図データと比較検討することで、MC センサー法による筋機能評価の妥当性について検討した。その結果、膝関節伸展筋群の筋放電量は筋がより伸張した条件で高くなるのに対して、 $F_{MC}$  は短縮した条件で高い値を示した。特に、VMO の  $F_{MC}$  は、筋力が高くなるにつれて膝関節角度の影響を強く受けることが明らかとなった。また、 $F_{MC}$  はいずれの条件でも筋力と有意な相関関係を示し、筋力発揮の程度を反映する力学的指標となりうることが考えられた。

先行研究 (Babault et al. 2003; 江間ら 2010; Yoon et al. 1991; 宮崎ら 2001; Papadopoulos et al. 2008; Pincivero et al. 2004; Rieder et al. 2016; Shenoy et al. 2011; 瀧下ら 2015) によれば、等尺性収縮による膝関節伸展筋力は股関節角度が一定の場合、最大筋力は膝関節角度が約 60~90 度屈曲位で認められている。本研究で計測した等尺性最大筋力は、H90 および H0 それぞれの条件で、K30 よりも K60 および K90 が有意に高い値を示し、先行研究 (Babault et al. 2003; 江間ら 2010; 宮崎ら 2001; Papadopoulos et al. 2008; Pincivero et al. 2004; Rieder et al. 2016; Shenoy et al. 2011; 瀧下ら 2015; Yoon et al. 1991) の結果と一致していた (Table 10)。この結果は筋の長さ-張力関係の使用域の変化 (Babault et al. 2003; 江間ら 2010; Pincivero et al. 2004; Shenoy et al. 2011) や、モーメントアームの変化 (Papadopoulos et al. 2008) によってもたらされたことが推察され、本実験の条件設定の妥当性が確認された。

また、本研究では、股関節角度の違いによる最大筋力の有意差は K90 条件のみで認められ、K60 および K30 では確認されなかった。膝関節の角度変化によって筋長が変化するのは大腿四頭筋を構成する全ての筋群であるのに対して、股関節角度による筋長変化は二関節筋の RF のみである。従って、K60 および K30 条件では股関節角度の変化に伴う RF の筋長変化は、筋力差を生じさせる程の影響が無いことが考えられた。

これまで筋の活動動態に関する研究は、筋電図法により生理学的観点から検討 (Babault et al. 2003; Balogun et al. 2010; Brownstein et al. 1985; Duffell et al. 2011; 江間ら 2010; Guido et al. 2015; 生田ら 2016; 甲斐ら 2012; Lawrence et al. 1983; Maffiuletti et al. 2003; 牧野ら 2014; 三秋ら 2012; 宮崎ら 2001; Papadopoulos et al. 2008; Pincivero et al. 2004; 2006; Shenoy et al. 2011; 瀧下ら 2015; 谷埜ら 2009) されてきた。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 (Pincivero et al. 2004; 2006; 谷埜ら 2009; Lawrenve et al. 1983; 甲斐ら 2012) されている。一方、関節角度の変化が筋の活動特性に及ぼす影響について検討した報告では、測定条件や分析法の違いこそあるものの、関節角度によって筋放電量が変化するという報告 (宮崎ら 2001; Babault et al. 2003; Maffiuletti et al. 2003; 生田ら 2016) や変化しないという報告 (Pincivero et al. 2004; Duffell et al. 2011)、さらには、筋によって関節角度の影響が異なるという報告 (宮崎ら 2001; 江間ら 2010; 瀧下ら 2015; 生田ら 2016) 等、様々であり、統一された見解は示されていない。本研究では筋力の中強度以降において、全ての筋で膝関節屈曲位の筋放電量が他の試技よりも高くなる傾向を示した (Fig. 24)。K90 と K60 の最大筋力は同程度であるのに対して、筋放電量の有意差が確認されたのは、宮崎ら (2001) が指摘するように、張力を発揮しやすい筋長条件では筋放電量が減少するという筋の活動特性が影響した可能性が考えられた。また、両股関節角度条件における K30 の VMO および VL の筋放電量は K60 と同程度であるが、最大筋力は有意に低値を示した。これは筋力発揮に対する筋放電量が筋長条件によって異なることを示すものである。一方で、このような傾向は H0 の RF では確認されなかった。従って、膝関節伸展運動における伸展筋群の筋放電量は、膝関節および股関節角度による筋長変化に依存し、その影響は協働筋によって異なる (Pincivero et al. 2004; 江間ら 2010; 瀧下ら 2015; 生田ら 2016) であろうことが推察された。

MC センサー法によって各筋の  $F_{MC}$  を計測した結果、膝関節屈曲位よりも、より伸展した条件で大きな値を示し、特に VMO ではその傾向が顕著であった (Fig. 24, Table 11)。筋電図学的解析によって膝関節伸展筋群の役割について検討した報告 (Basmajian et al. 1970; 生田ら 2016; Guido et al. 2015; Balogun et al. 2010; Duffell et al. 2011; Travnik et al. 1995) によれば、VMO は膝蓋骨安定機構としての作用 (Travnik et al. 1995) があり、膝蓋骨の外側偏位を抑止する特異的な機能を有する (生田ら 2016; Basmajian et al. 1970) という。また、膝関節伸展運動時の膝蓋骨の動きは、伸展領域で外側に牽引される。それを防ぎ、膝蓋骨を安定させるために VMO の活動が大きくなるという指摘 (Travnik et al. 1995; 生田ら 2016; Balogun et al. 2010) から、膝関節がより伸展した条件において VMO の  $F_{MC}$  が大きくなったと推察された。

本研究で興味深い点は、最大筋力や筋放電量は筋長が長くなるにつれて増大したのに対して、 $F_{MC}$  は減少する傾向を示し、筋長変化による筋の活動動態が筋電図法と MC センサー法で異なる様相を示したことである (Fig. 24)。外側広筋のような羽状筋の場合、膝関節の伸展に伴い羽状角が増大し、筋の生理学的横断面積が大きくなるため筋張力が大きくなる (Fukunaga et al. 1997; Ichinose et al. 1997; 金子ら 1994)。また、Burkholder et al. (1994) は、筋長の変化範囲と筋張力

の関係を検討し、筋長が短くなると筋線維の長さ変化の範囲は減少するが、生理学的断面積が大きくなることで筋張力が増大することを指摘している。本研究で認められた  $F_{MC}$  の差は、Burkholder et al. (1994) が指摘する筋形状や収縮特性によってもたらされたと思われる。すなわち、筋長の短い K30 では、羽状角の増加によって生理学的断面積が大きくなり、それによって大きな張力が発揮された可能性が考えられる。さらに、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 K30 条件では筋線維の長軸方向が、測定筋の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。このことも、K30 が K60 や K90 よりも有意に高い値を示した要因の一つとして考えられた。

次に、筋力の相対値と筋放電量および  $F_{MC}$  の相対値の関係について検討した (Fig.25, 26)。その結果、全ての条件および全ての筋において、筋力の相対値と筋放電量の相対値、筋力の相対値と  $F_{MC}$  の相対値の間に有意な相関関係が認められた。従来、筋放電量は筋力と相関関係にあることが報告 (Pincivero et al. 2004; 2006; 谷埜ら 2009; Lawrence et al. 1983; 甲斐ら 2012) されており、筋機能評価の指標として活用されてきた。本研究では、いずれの筋長条件においても全ての筋群の筋放電量と筋力の相対値の関係は有意な相関関係を示し、先行研究 (Pincivero et al. 2004; 2006; 谷埜ら 2009; Lawrence et al. 1983; 甲斐ら 2012) を支持する結果となった。また、筋力の相対値と  $F_{MC}$  の相対値の間における相関係数はいずれの筋においても高く (1%水準以上)、MC センサー法を用いて上腕二頭筋を対象とした Đorđević et al. (2011) の報告を支持する結果となった。

また、筋力の相対値と筋放電量および  $F_{MC}$  の相対値の関係性を比較したところ、それぞれ 6 条件における回帰直線は、筋力の相対値と  $F_{MC}$  の相対値の関係の方が、筋力の相対値と筋放電量の相対値との関係のそれよりも、 $y=x$  に近似していた (Fig.25, 26)。筋電図学的解析による先行研究 (Tranvnic et al. 1995; 谷埜ら 2009; 生田ら 2016) では、筋によって機能的役割が異なることや、関節角度の影響は筋によって異なること、さらには、筋線維タイプによって影響を受けることが指摘されている (Pincivero et al. 2004; Tranvnic et al. 1995)。これらの指摘を考慮すると、筋力の相対値と筋放電量の相対値の関係における各条件の回帰直線が、筋力の強度に伴い  $y=x$  よりも右側へとシフト (筋力の相対値が筋放電量相対値を上回る) したのは、協働筋間の相互作用や筋線維タイプの違いなどが影響した可能性が考えられる。従って、筋放電量による筋の機能評価には、運動に関与する筋群それぞれの特徴を十分考慮する必要性が考えられる。一方で、MC センサー法は、あらゆる筋長条件において筋力発揮の程度を反映する結果を示し、筋電図法による生理学的観点の評価とは異なっていた。本研究では、これまで検討されていなかった単関節筋や羽

状筋でも、 $F_{MC}$  が筋力と有意な相関関係にあることが明らかとなった。従って、MC センサー法で計測した  $F_{MC}$  は、筋力の推定や筋の機能評価の力学的指標として活用できる可能性が示唆された。

### 3-5. 要 約

本研究では、股関節および膝関節角度の変化により膝関節伸展筋群の筋長を変化させた条件下での筋活動を、MC センサー法を用いて測定し、筋長変化に伴う筋の力学的な活動特性について検討した。また、等尺性筋力と MC センサーの出力値との関係について、従来から筋機能評価に用いられている筋電図データと比較検討し、MC センサー法による筋機能評価の妥当性について検証した。その結果、以下のことが明らかとなった。

- 1) 膝関節伸展筋群の筋放電量は、膝関節屈曲位(膝関節角度の大きい条件)が伸展位(膝関節角度の小さい条件)よりも高い値を示したが、 $F_{MC}$  は膝関節伸展位の方が屈曲位よりも高い値を示した。
- 2) 内側広筋斜頭の力学的な活動は膝関節角度の影響を強く受けることが明らかとなった。
- 3) 全ての筋長条件において各筋の  $F_{MC}$  と筋力の相対値との間に有意な相関関係が認められた。

以上の結果から、MC センサー法で計測した筋張力は、筋長条件によって異なることが明らかとなった。また、MC センサー法で計測した筋張力は、あらゆる筋長条件において筋力発揮の程度を反映する指標となりえるものと推察された。

## 第 4 章

### 研究Ⅲ：関節角度変化に伴う等尺性収縮時の筋・腱の力学的活動特性

#### 4-1. 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(van Ingen et al. 1995)。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解明する上で重要である。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(Fukunaga et al. 1997)であること、また、膝蓋腱の力学的特性と筋張力は密接な関係(山本ら 2012)にあることが明らかにされている。さらに、膝蓋腱の力学的特性には、性差が存在する(Onambélé et al. 2007)ことや、関節角度(Pearson et al. 2017)、トレーニング様式(Kubo et al. 2001)や負荷強度(Malliaras et al. 2013; Kongsgaard et al. 2007)および筋収縮様式(Malliaras et al. 2013; Yamamoto et al. 2009; Kubo et al. 2009)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(Seynnes et al. 2015)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関節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 55~90 度屈曲位で認められることが報告されている。これは膝関節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(Pincivero et al. 2004; Herzog et al. 1991; Ichinose et al. 1997)。複数の関節角度における筋活動特性に関する報告は比較的多く見られるものの、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(Đorđević et al. 2011, 2014a)。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 et al. (2014b)は、MC センサー法を用いて、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、それは膝関節角度や筋力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え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筋および腱の活動動態を同時に検討した研究は上述のものに留まっており、あらゆる筋長条件下における随意収縮中の膝関節伸展筋群や膝蓋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と伸張した条件下における等尺性収縮時の膝関節伸展筋群および膝蓋腱の力学的な活動動態について検討することを目的とした。

## 4-2. 方法

### 1) 被検者

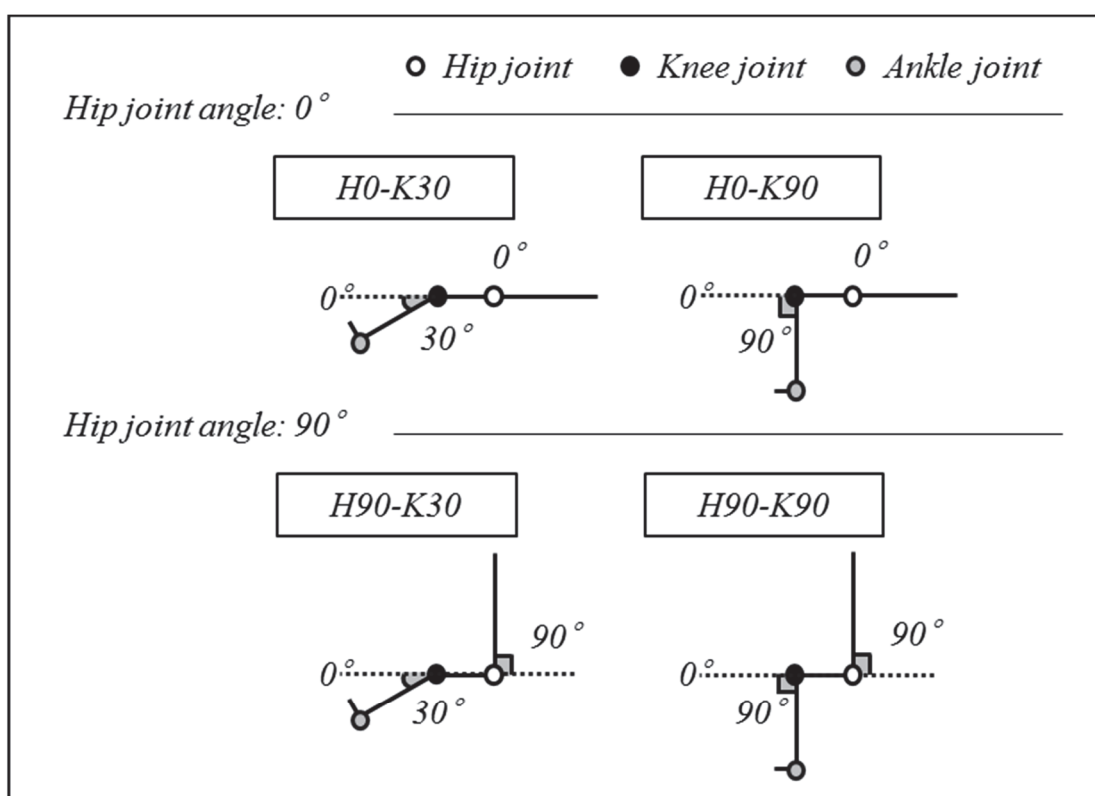
被検者は研究Ⅱと同様の成人男性 11 名とした。被検者の身体的特性は、年齢が  $25.5 \pm 1.5$  歳、身長が  $175.4 \pm 2.4$  cm、体重  $70.3 \pm 2.8$  kg、体脂肪率が  $14.8 \pm 1.4$  %であった。全被検者に対して、研究の目的、実験方法およびその安全性について説明し、参加の同意を得た。なお、本研究は国士舘大学倫理委員会の、ヒトを対象とした研究に関する倫理審査の承認を受けた後に実施した（受付番号:28-28）。

### 2) 測定条件

被検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 0 度 (H0) および 90 度屈曲位 (H90) に設定し、膝関節角度を 30 度 (K30) および 90 度 (K90) 屈曲位 (完全伸展位を 0 度) 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 (Fig.27)。

### 3) 膝蓋腱の形状測定

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 (7.5Hz) 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 (Image-J) 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 (Yamamoto et al. 2009) 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 (Fredberg et al. 2008) に倣い、膝蓋骨の遠位端、膝蓋腱長の 25%、50%、75% および脛骨結節の 5 ヶ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



*Fig.27. Definitions of measurement conditions.*

*H0: Hip joint angle 0 degree. H90: Hip joint angle 90 degree. K30: Knee joint angle 30 degree. K60: Knee joint angle 60 degree. K90: Knee joint angle 90 degree. Hip and knee joint angle of 0 degrees: fully extended position.*

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 (Fig.28)。

#### 4) 等尺性膝関節伸展筋力の測定

等尺性膝関節伸展筋力は、研究 I、II と同様の測定機材を用いて測定した。筋力の発揮方法は、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筋力発揮を維持させた。試技間には十分な休息を挟み、疲労の影響が無いよう配慮した。4 つの測定姿勢における測定順序は被検者によってランダムとし、疲労の影響を考慮して十分な休息を挟んで実施した。なお、各条件での測定中は、モニターによって漸増的な筋力発揮がなされているかを確認した。

#### 5) 筋放電量の測定

筋放電量の測定は、研究 I、II と同様の測定機材により実施した。測定対象の筋は、右脚の内側広筋斜頭 (VMO)、外側広筋 (VL) および大腿直筋 (RF) とし、電極貼付位置は、先行研究 (谷埜ら 2009) を参考とした。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無いよう配慮した。

#### 6) MC センサー法による筋および腱の張力の測定

筋力発揮中の筋および腱の張力は、研究 II と同様に MC センサー法 (TMG-BMC 社製) を用いて測定した。測定対象の部位は研究 II と同様の筋および膝蓋腱 (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、センサーを貼付した (Fig.29)。

測定した張力は、研究 I の結果をふまえ、測定条件によって筋形状や脂肪厚が変化することによる影響を考慮し、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筋張力 ( $F_{Mc}$ ) と定義し分析の対象とした。

#### 7) データ処理

筋力、筋放電量および張力のデータは、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。その後のデータ処理は、研究 II と同様の処理を行った。

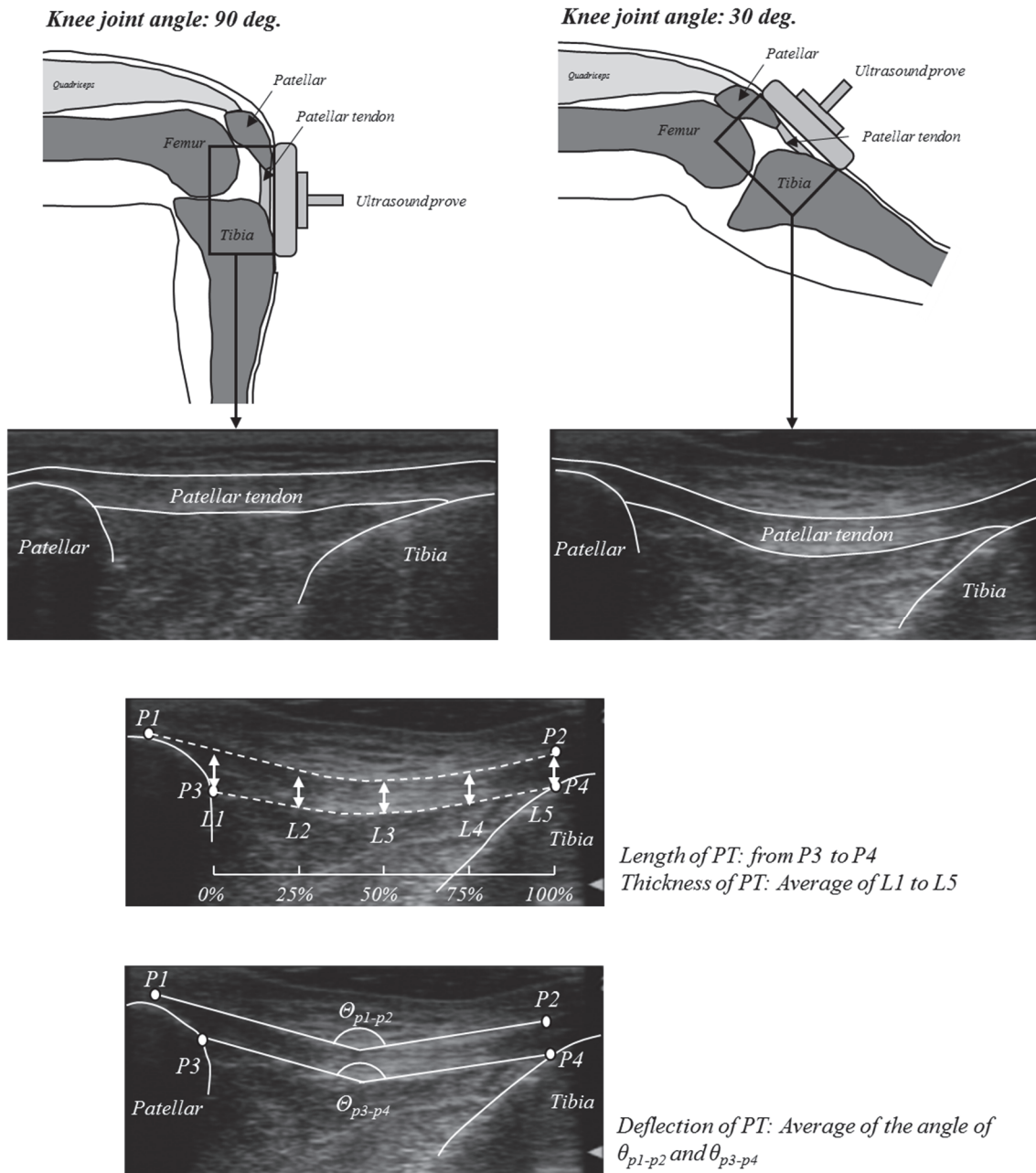
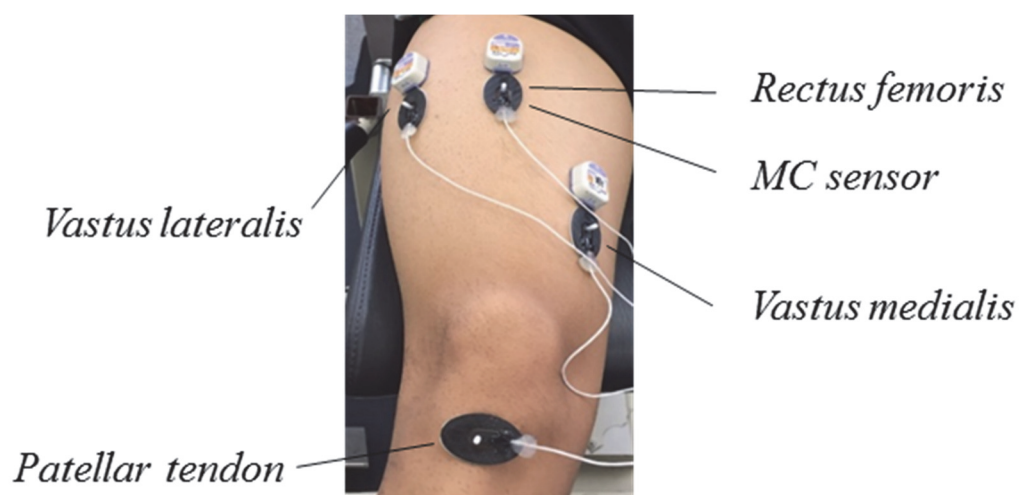


Fig.28. Ultrasound image and definition of measurement parameters on patellar tendon.



*Fig.29. Attachments of EMG electrodes and MC sensors.*

## 8) 統計処理

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最大筋力は、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。筋放電量および張力は、股関節角度、膝関節角度、筋力の強度の 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×筋力の強度、膝関節角度×筋力の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。

## 4-3. 結 果

### 1) 膝蓋腱の形状

膝蓋腱長および厚さは、股関節角度と膝関節角度による要因の有意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(Table 12)。

### 2) 筋力発揮

最大筋力は、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(Table 13)。

### 3) 筋放電量

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×筋力の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×筋力の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(Fig.30)。

Table 12. Structures of patellar tendon at rest in all conditions.

Parameters	H0		H90	
	K30	K90	K30	K90
Length (mm)	43.4 $\pm$ 4.3	39.1 $\pm$ 3.4	43.2 $\pm$ 4.7	40.8 $\pm$ 3.6
Thickness (mm)	4.0 $\pm$ 0.3	3.7 $\pm$ 0.4	3.9 $\pm$ 0.4	3.7 $\pm$ 0.3
Deflection (degree)	163.0 $\pm$ 3.7	170.3 $\pm$ 3.1 *	162.0 $\pm$ 4.3	171.5 $\pm$ 2.2 *

Mean  $\pm$  S.D., H0: Hip joint angle 0 degrees, H90: Hip joint angle 90 degrees,

K30: Knee joint angle 30 degrees, K90: Knee joint angle 90 degrees,

\*: Significant difference in knee joint angle at the same hip joint angle ( $p < 0.05$ ).

Table 13. Comparisons of maximal force.

Parameters	H0		H90	
	K30	K90	K30	K90
Maximal force (N)	328.2 ± 50.2	559.2 ± 152.6*	328.0 ± 65.7	622.2 ± 183.9*

Mean ± S.D., H0: Hip joint angle 0 degrees, H90: Hip joint angle 90 degrees,

K30: Knee joint angle 30 degrees, K90: Knee joint angle 90 degrees,

\*: Significant difference in knee joint angle at the same hip joint angle ( $p < 0.05$ ).

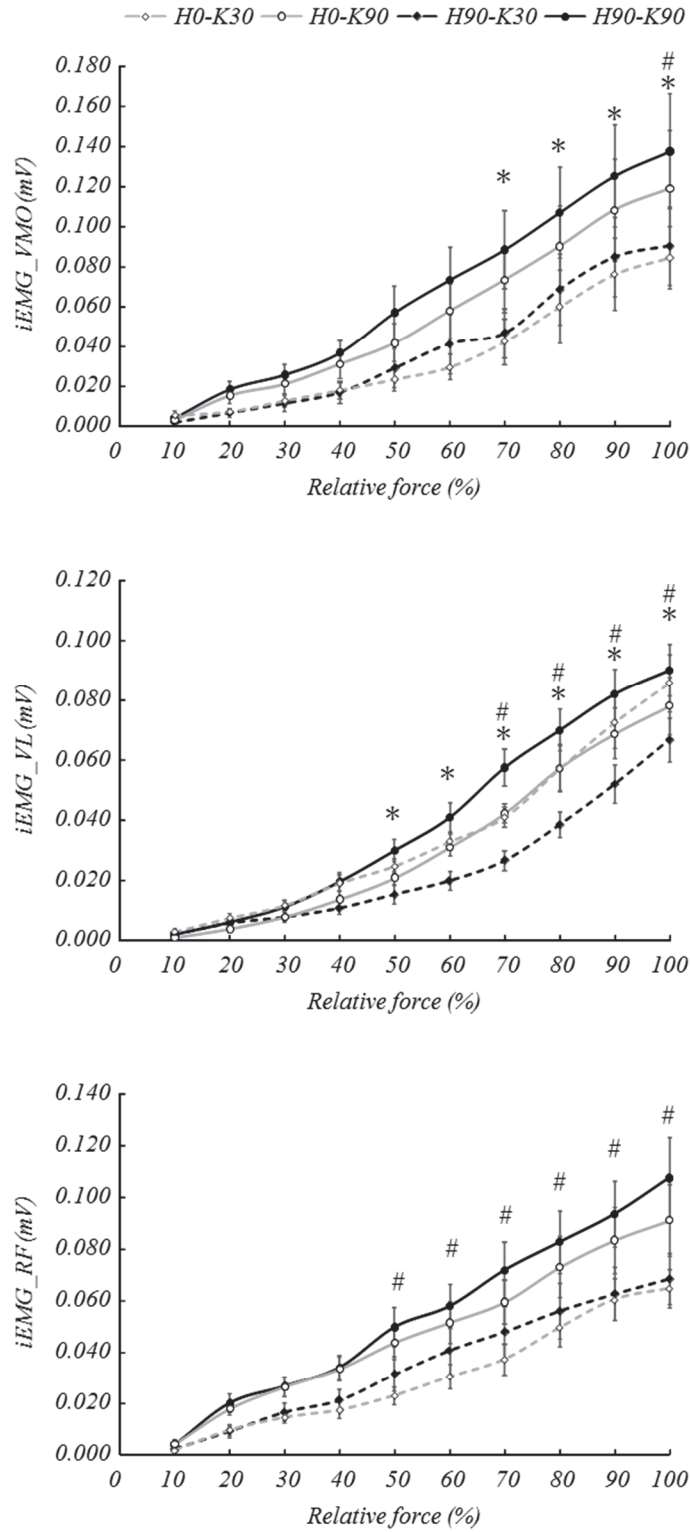


Fig. 30. Changes of iEMG with increase force.

H0: Hip joint angle 0 degrees, H90: Hip joint angle 90 degrees, K30: Knee joint angle 30 degrees, K90: Knee joint angle 90 degrees, VMO: Vastus medialis oblique, VL: Vastus latelaris, RF: Rectus femoris.: \*: Significant difference in knee joint angle at the 0 degrees of hip joint angle, #: Significant difference in knee joint angle at the 90 degrees of hip joint angle ( $p < 0.05$ ).

#### 4) 膝関節伸展筋群および膝蓋腱の張力

各測定姿勢における膝関節伸展筋群および膝蓋腱の張力を Fig.31 と Fig.32 に示した。VMO は、股関節角度×筋力の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×筋力の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 要因の全ての組合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 の張力は、股関節角度×筋力の強度、膝関節角度×筋力の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 とともに K90 が K30 よりも有意に高い値を示した。

#### 4-4. 論 議

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関節伸展筋群および膝蓋腱の力学的活動について検討した。

筋力測定の結果、股関節角度の違いによる最大筋力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 (Table 13)。Pincivero et al. (2004) や Babault et al. (2003) は、膝関節伸展筋力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最大筋力が軽度屈曲位よりも高く、先行研究 (Pincivero et al. 2004; Babault et al. 2003) 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 (Pincivero et al. 2004)。本研究でも、全ての姿勢で筋力の強度に伴う筋放電量の増大がみられた (Fig.30)。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、筋力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 は股関節が伸展した状態 (筋の伸張時) 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 (Pincivero et al. 2004; 江間ら 2010) の結果を支持するものであった。

MC センサー法で計測した筋の張力は、いずれの姿勢においても筋力の強度に伴い増大した

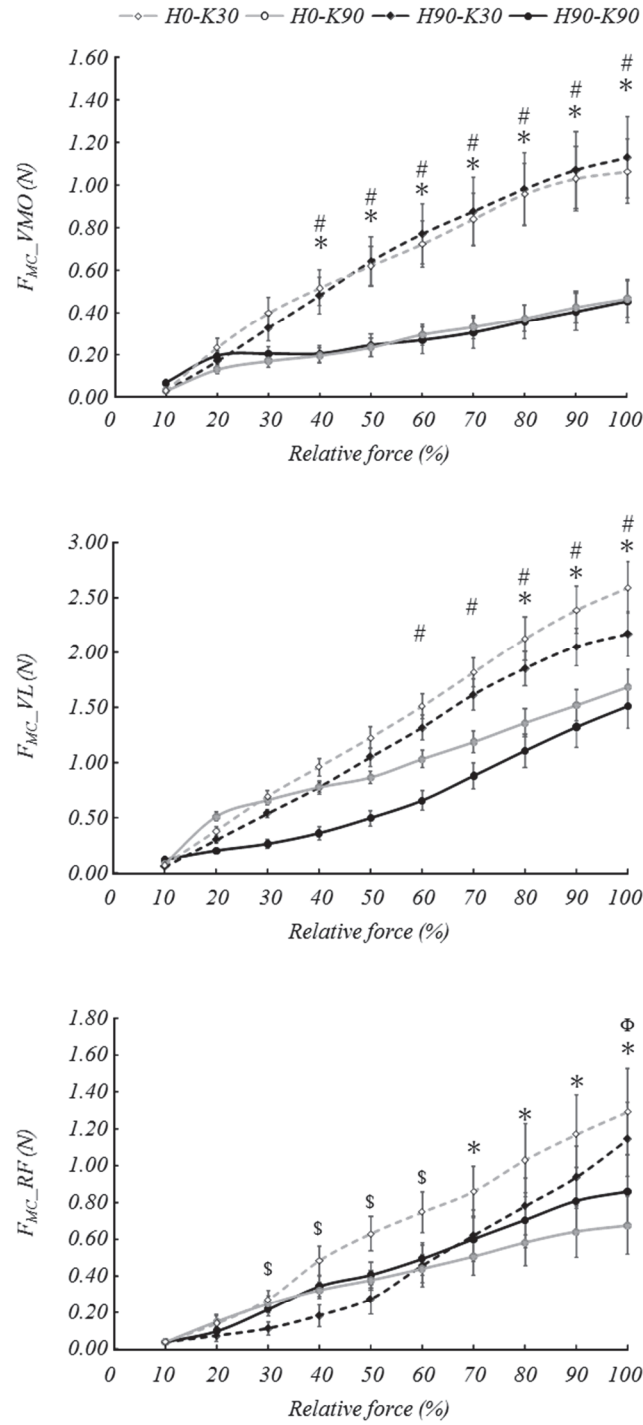


Fig. 31. Changes of  $F_{MC}$  with increase force.

H0: Hip joint angle 0 degrees, H90: Hip joint angle 90 degrees, K30: Knee joint angle 30 degrees, K90: Knee joint angle 90 degrees, VMO: Vastus medialis oblique, VL: Vastus latelaris, RF: Rectus femoris.: \*: Significant difference in knee joint angle at the 0 degrees of hip joint angle, #: Significant difference in knee joint angle at the 90 degrees of hip joint angle, \$: Significant difference in hip joint angle at the 30 degrees of knee joint angle,  $\Phi$ : Significant difference in hip joint angle at the 90 degrees of knee joint angle ( $p < 0.05$ ).

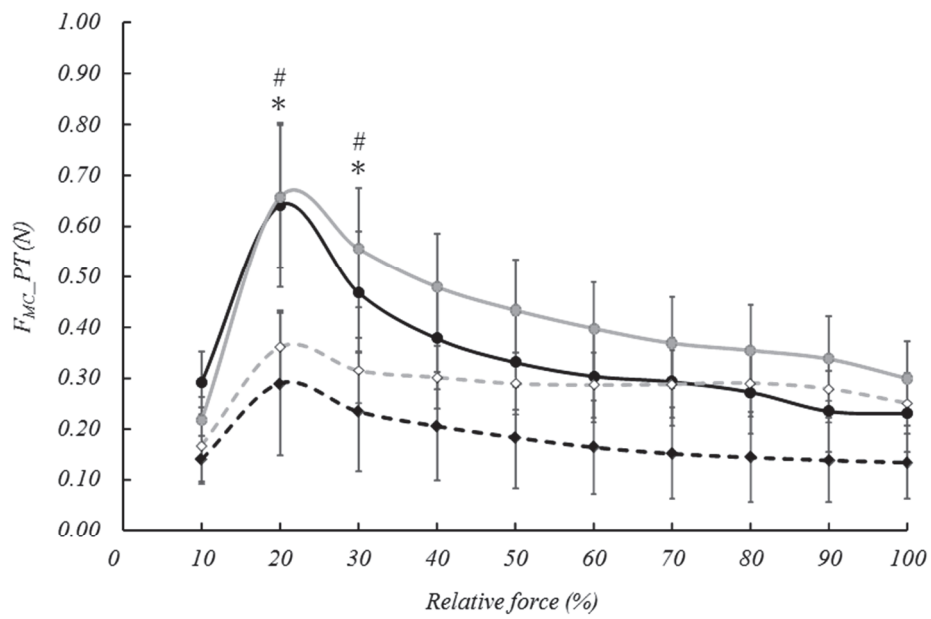


Fig. 32. Changes of  $F_{MC}$  on PT with increase force.

H0: Hip joint angle 0 degrees, H90: Hip joint angle 90 degrees, K30: Knee joint angle 30 degrees, K90: Knee joint angle 90 degrees, PT: Patellar tendon.: \*: Significant difference in knee joint angle at the 0 degrees of hip joint angle, #: Significant difference in knee joint angle at the 90 degrees of hip joint angle ( $p < 0.05$ ).

(Fig.31)。この結果は、上腕二頭筋を対象とした Đorđević et al. (2011; 2014a) 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、膝関節角度による筋張力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(金子ら 1994)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、筋張力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関節伸展筋群の筋張力は、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。

また、研究Ⅱと同様に、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、筋張力は屈曲位よりも軽度屈曲位で高い値を示した。筋張力が膝関節軽度屈曲位で高い値を示した理由としては、次のことが考えられる。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(Fukunaga et al. 1997; Ichinose et al. 1997)。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。そのため、膝関節軽度屈曲位では、膝関節伸展筋群の生理学的断面積と羽状角の増加によって筋張力が高値を示したものと推察された。従って、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 の張力は、筋力の 20%MVC で最大となり、その後は収縮強度に伴って低下する傾向を示した(Fig.32)。先行研究(山本ら 2013)によれば、膝蓋腱は、膝に力を入れていないリラックス状態において若干弛んで湾曲しており、等尺性収縮により膝の伸展を開始すると、ごく小さな膝伸展力で膝蓋腱はまっすぐになることを報告している。また、Ichinose et al.(1997)は、筋力に起因する腱の長さおよび角度の変化は、より低いカレベル(30%MVC)で大きいことを指摘している。このような小さな力に対して腱が大きく伸長するといった現象は、トゥーリージョン(toe-region) (Diamant et al. 1972)と呼ばれており、本研究でもその現象が確認された。さらに、PT の張力の最大値は、

K30 よりも K90 の方が高かった。これは Table 11 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、膝関節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、膝関節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(瀧下ら 2015)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。膝蓋腱は膝関節伸展筋群の収縮力を脛骨に伝達する役割(van Ingen et al. 1995)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 et al. (2007)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、大腿骨顆間構内にかみ合った状態(Merican et al. 2009; Csintalan et al. 2002)となることで膝関節の安定性を保つ。さらに、膝関節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(Travnik et al. 1995; 谷埜ら 2009; 生田ら 2016)。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、靱帯や筋の障害によってもたらされる膝関節の不安定性は、身体運動の制限や機能不全といった障害を引き起こす要因となりうるものである。

本研究で得られた膝関節角度の変化により膝蓋腱の張力が異なるという結果は、臨床現場や膝関節に障害を負った人々のリハビリテーションの現場に活かすことができるものと思われる。すなわち、膝関節角度を変化させることで、膝蓋腱に対するストレスを軽減することが可能となるため、障害の程度によって運動可動域を調整するのに役立つものと思われる。

#### 4-5. 要 約

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関節伸展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、以下のことが明らかとなった。

1) MC センサー法で計測した筋張力は、股関節屈曲位の RF を除いて、筋力の高強度局面で股

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、筋放電量と筋張力では異なることが明らかとなった。

2)PT の張力の最大値は 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。

以上のことから、MC センサー法で計測した膝関節伸展筋群および膝蓋腱の張力は、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特性を示すものであり、筋力の推定のみならず、膝関節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。

## 第5章

### 研究Ⅳ:スクワット動作中の膝関節伸展筋群および膝蓋腱の力学的活動特性の評価

#### 5-1. はじめに

身体運動は筋の収縮により関節運動が行われ遂行される。骨格筋は随意筋であるために、脳からの指令を受けて収縮する。そして、筋線維の収縮によって生じた張力は腱で集約され、骨へと伝達され身体運動が行われる。従って、身体運動のメカニズムを探るためには、筋-腱複合体の相互作用について理解することが重要である。筋-腱の活動動態を正しく理解することは、身体運動の効率化や障害を予防することにも通ずるものであり、スポーツトレーニングやリハビリテーションの現場においては、筋-腱のコンディションチェックに役立つものと考えられる。

スクワット運動は、筋力およびパワーの向上を目的としてスポーツトレーニングで実施され、膝関節のリハビリテーション現場でも膝関節の機能改善のために頻繁に行われている。筋機能の評価には、様々な方法が用いられてきたが、動的運動時の筋および腱の活動を定量化できる直接的な方法は存在していない。

Muscle Contraction Sensor (MC センサー) 法が開発され、筋収縮中の筋および腱の力学的活動特性を評価 (Đorđević et al. 2011, 2014a) することが可能となった。MC センサー法は、筋収縮によって筋-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。この張力は、筋や腱の形状変化の指標として活用されている。MC センサー法のメリットは、非侵襲的であり簡便な手法であることに加え、対象とする個々の筋-腱の活動動態をダイレクトに評価できる点である。これまでに、MC センサー法によって計測した上腕二頭筋の筋張力が、肘関節屈曲筋力と有意な相関関係にあることが報告 (Đorđević et al. 2011) されている。一方で、動的運動を対象としたものは、ハーフスクワット動作時の膝関節伸展筋群および腱 (大腿四頭筋腱および膝蓋腱) の活動動態を評価した (Đorđević et al. 2014b) のみである。この報告では、動的運動時の力の伝達に焦点を当てており、動作に伴う膝蓋腱の張力の変化や、動作解析から算出した膝伸展屈曲筋力と各筋張との関係について検討している。しかしこの実験では 20kg の負荷を伴ったスクワット動作を対象としたものであり、全被検者に対して同一の荷重が課せられているため、条件設定が一定の条件ではない。スポーツトレーニングやリハビリテーションの現場で頻繁に用いられて

いる自重によるスクワット動作については検討されておらず、膝蓋腱の張力と各筋の活動との関係性についても検討されていない。

そこで本研究では、MC センサー法を用いて、スクワット動作中における膝関節伸展筋群および膝蓋腱の力学的活動動態を評価することを目的とした。

## 5-2. 方 法

### 1) 被検者

被検者は股関節および膝関節に障害経験のない成人男性 14 名とした。被検者の身体的特性は、年齢が  $25.1 \pm 4.4$  歳、身長が  $174.6 \pm 9.6$ cm、体重  $72.8 \pm 13.4$ kg、体脂肪率が  $16.5 \pm 6.5\%$ であった。本研究は国土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) スクワット動作の撮影

全被検者は、験者の合図でスクワット動作を開始させ、3 秒間で沈み込み、その後 3 秒間で通常の立位姿勢に戻るスクワット動作を行わせた。被検者には、両手を後頭部で組み、動作中に上脛が前傾しすぎないように指示をした。沈み込む深さは、膝関節角度が  $90$  度近く屈曲するまでとし、複数回の練習を行わせた。動作は 2 回行わせ、ランダムに抽出した 1 試技を分析の対象とした。

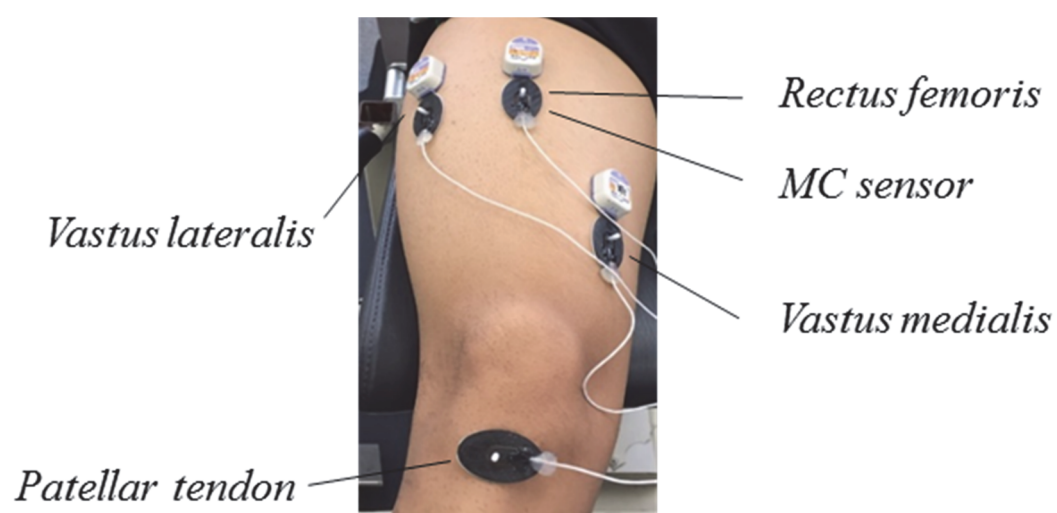
被検者の側方に設置した 1 台の高速カメラで撮影した。股関節および膝関節角度を算出するために、肩峰、大転子、膝関節と外果の右側にマーカを貼布した。得られた画像から、スクワット動作中の股関節と膝関節角度をデジタイジングによって算出した。屈曲局面の分析範囲は、立位姿勢から膝関節の最大屈曲位まで、また、最大屈曲から立位までを伸展局面とした。

### 3) MC センサー法による張力の測定

膝伸展筋群および膝蓋腱の張力 ( $F_{MC}$ ) は、研究Ⅱ、Ⅲと同様に MC センサー法を用いて測定した。測定部位は、筋放電量の測定と同じ外側広筋 (VL)、大腿直筋 (RF)、内側広筋斜頭 (VMO) および膝蓋腱 (PT) とした (Fig.33)。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、センサーを貼付した。

### 4) データ処理

得られた膝関節角度と MC センサーのデータは、同期シグナルによって統合した。その後、MC



*Fig.33. Attachments of EMG electrodes and MC sensors.*

センサーの計測値は、各センサーの校正式によって、力(N)に換算した。また、膝関節最大屈曲時の値に対する相対値を算出した。

### 5-3. 結 果

Fig.34 に、代表的な被検者のスクワット動作中における張力を示した。各筋の最大張力は膝関節最大屈曲位付近で認められたのに対して、PT の最大値は、最大屈曲位前に観察された。このような傾向は、全被検者で認められた。各筋の筋張力は、膝関節角度に依存しており、屈曲局面と伸展局面で大きな違いは観察されなかった(Fig.35)。

Fig.36 は各筋の筋張力相対値を局面別に示したものである。VMO は、動作の 20%地点、RF は動作の 40%地点、VL は動作の 50%地点から、急激な筋張力の上昇が確認された。

膝関節角度の変化に伴う PT の張力の変化を Fig.37 に、相対値を Fig.38 にそれぞれ示した。PT の張力は、屈曲動作開始に伴い高値を示し約 70 度屈曲した状態で最大値を示した後、低下する傾向を示した。伸展時も屈曲時と同様の変化を示した。PT と各筋の張力の関係は、いずれの筋においても同様の関係性を示した(Fig.39)。

### 5-4. 論 議

本研究では、MC センサー法によりスクワット動作中における膝関節伸展筋群および膝蓋腱の力学的特性について検討した。主たる結果は、スクワット動作における膝関節角度の変化に伴う膝関節伸展筋群と PT の張力の変化様相は異なるものであった。また、PT と各筋の張力の関係は、屈曲局面と伸展局面で異なる、ヒステリシスのような関係性を示した。

スクワット動作は、股関節、臀部、大腿部および下腿部の筋群強化に適しており、これらの筋群は全て、走、跳躍、挙上動作において重要な筋群である。そのためスクワット動作は、高い筋力やパワー発揮を必要とするスポーツ競技において、筋力向上を狙いとしたトレーニングプログラムに取り入れられている。これまでに、動的運動時の筋および腱の活動特性の評価には、筋電図データと関連性のある膝関節の力学的モデルに基づいたものがみられるが、これらのモデルの精度は対象者の形態的要素や測定条件等に依存する。

MC センサー法は、筋および腱の活動動態を力学的観点から評価すること可能である。先行研究(Đorđević et al. 2014b)では、スクワット動作中の内側広筋、外側広筋、大腿四頭筋腱および膝蓋腱の力学的活動について検討している。その報告によれば、内側広筋および外側広筋の筋張力は、スクワット動作開始後、緩やかに上昇し、その後(動作の 50%以降)、急激に高値を示す傾

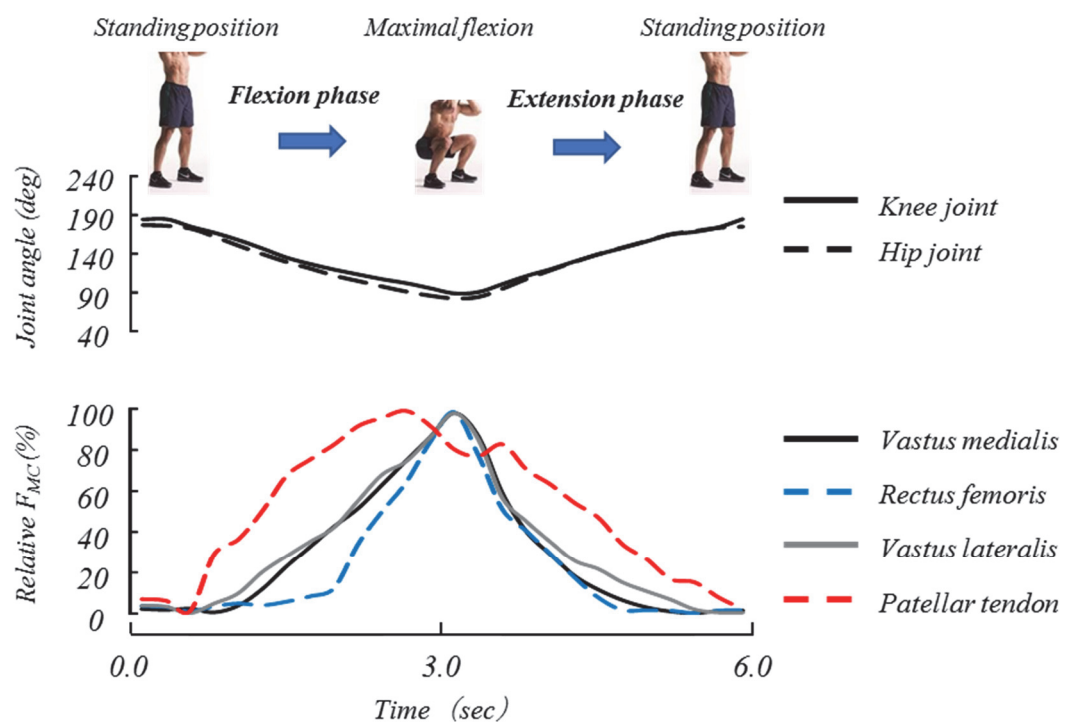


Fig.34. Example of joint angle, relative  $F_{MC}$  of knee extensor during squatting.  
 $F_{MC}$ : Tension of tip.

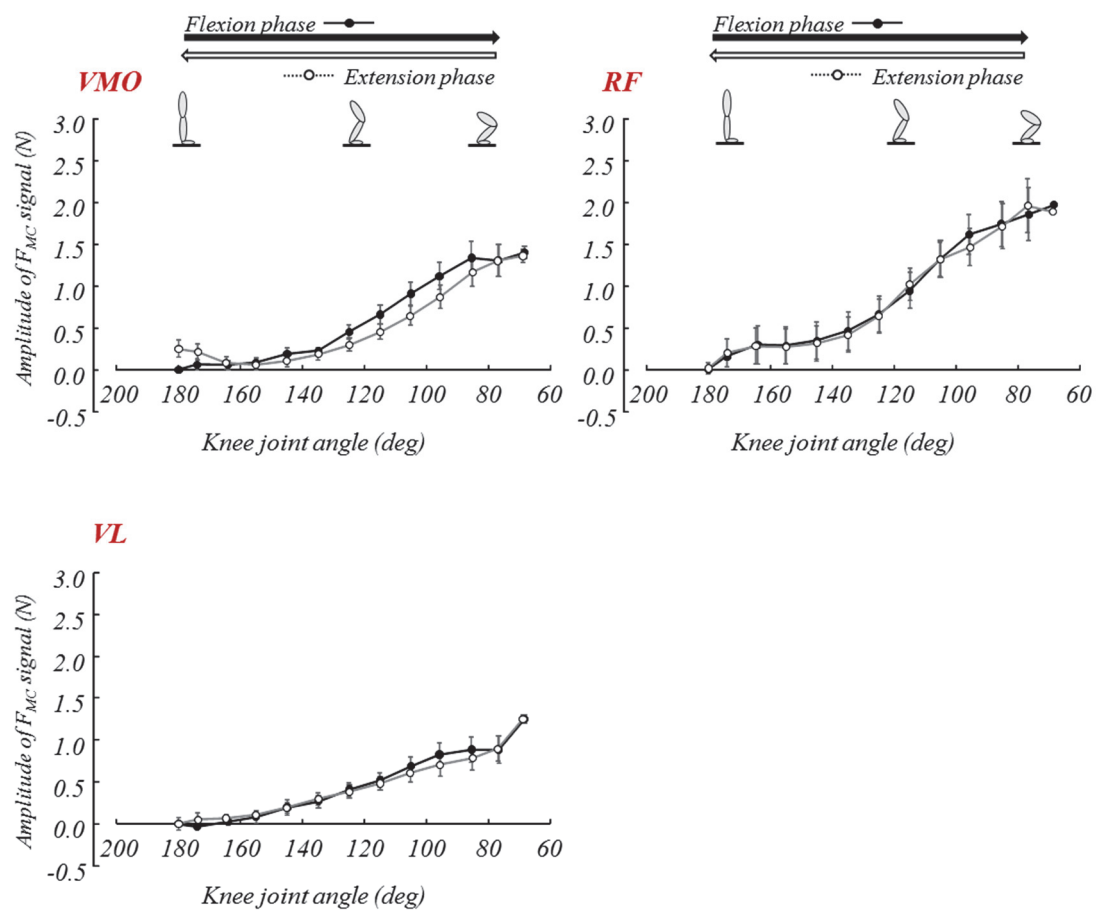


Fig.35. Relationships between knee joint angle and  $F_{MC}$  of knee extensor and patellar tendon during squatting.  
 $F_{MC}$ : Tension of tip.

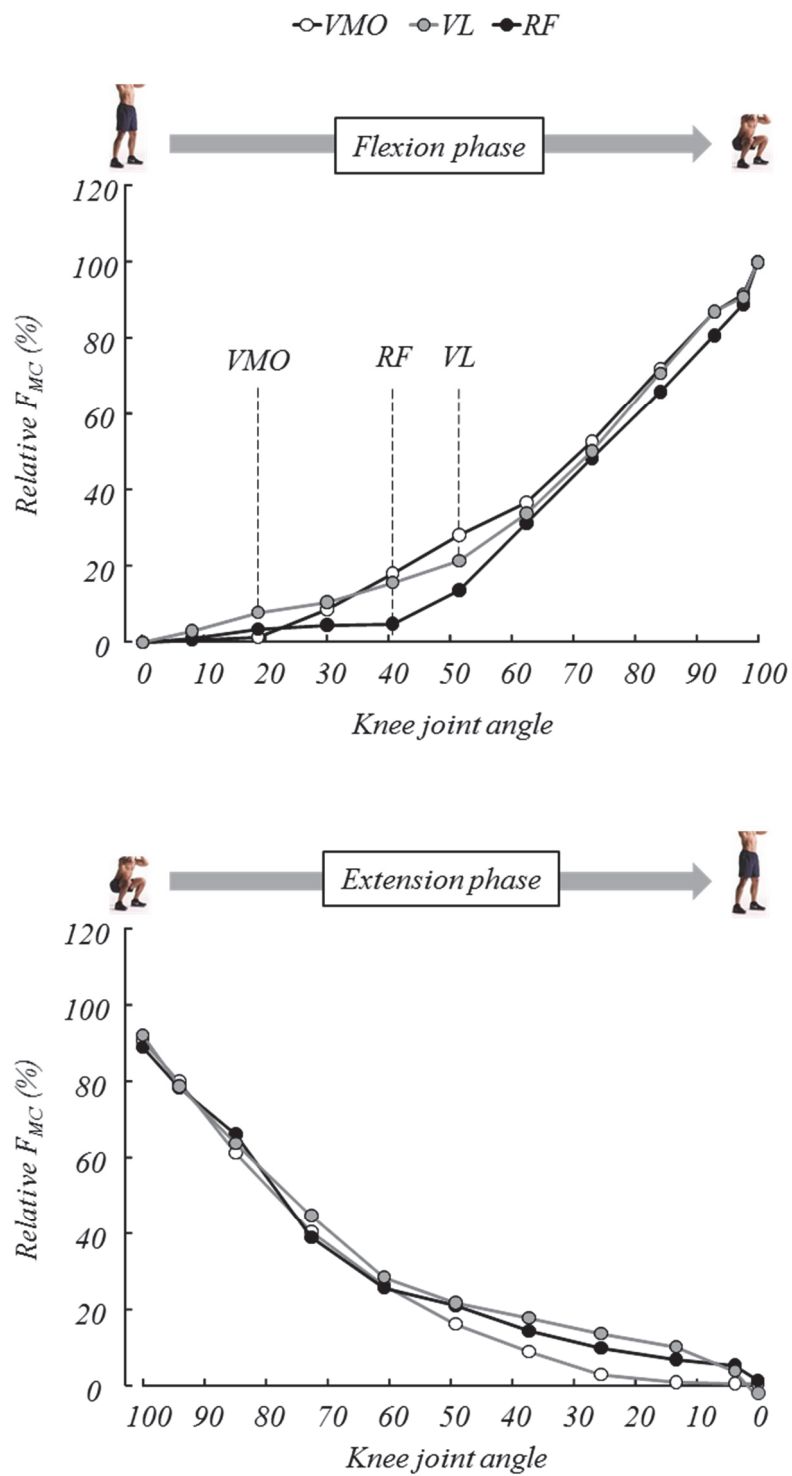


Fig.36. Relationships between knee joint angle and relative  $F_{MC}$  during squatting

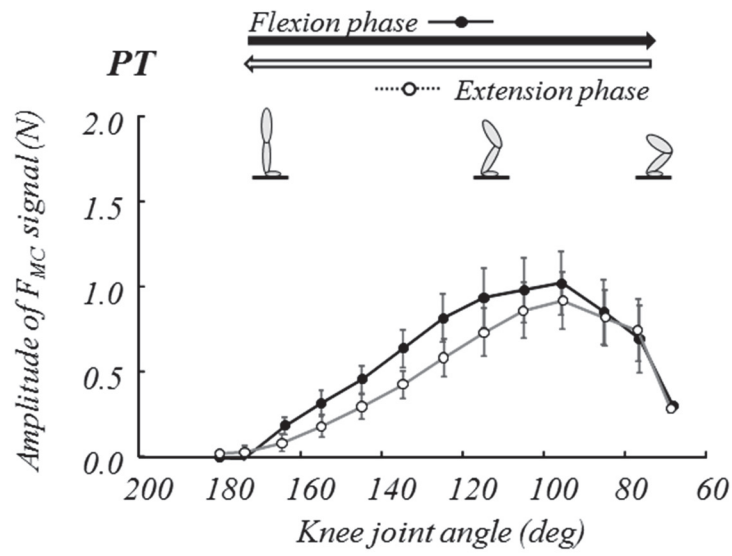


Fig. 37. Relationships between knee joint angle and  $F_{MC}$  of patellar tendon during squatting.

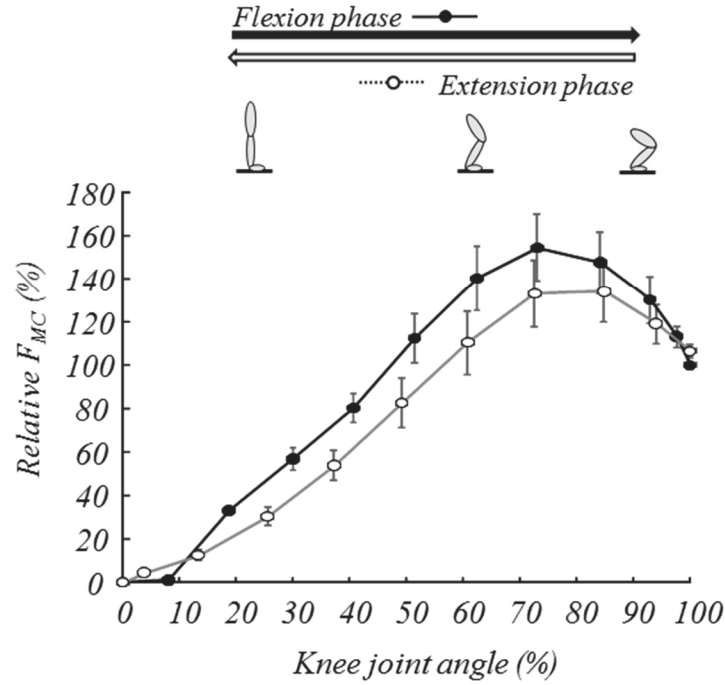


Fig.38. Relationships between knee joint angle and relative  $F_{MC}$  of patellar tendon during squatting.

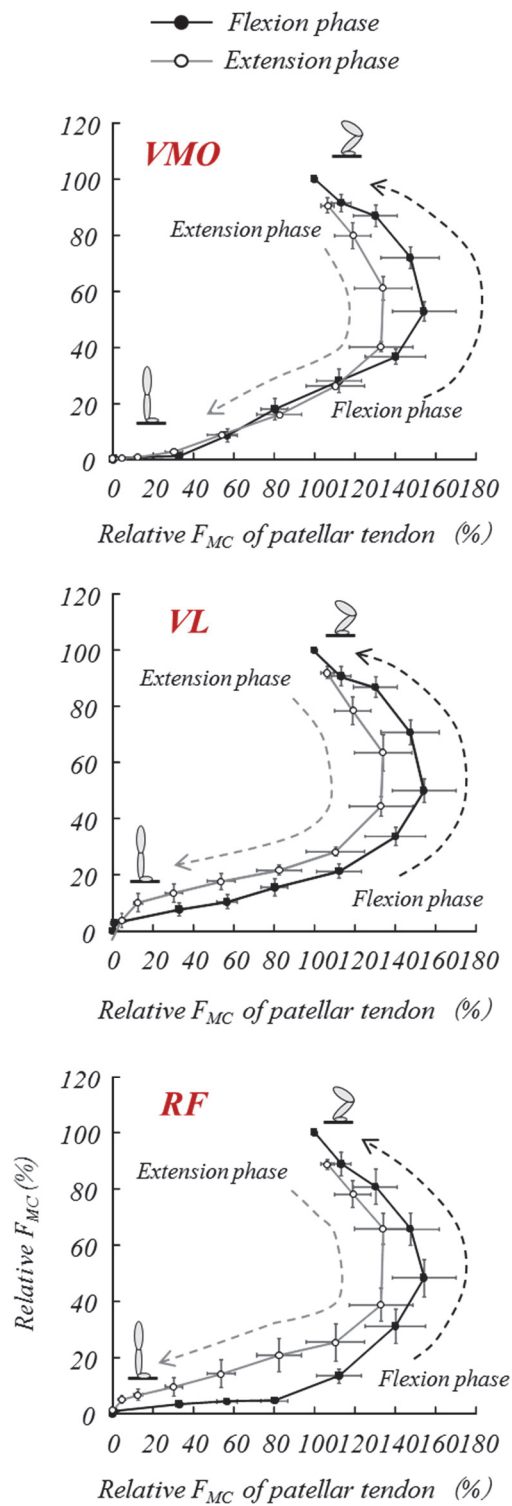


Fig.39. Relationships between tension of patellar tendon and knee extensor during squatting.

向にあった。このような筋の筋張力の変化様相は、本研究の結果 (Fig.36) においても確認され、膝関節の屈曲に伴い VMO および VL の活動はより高くなることが明らかとなった。一方で、PT の張力は、膝関節角度の変化に伴い高値を示し、約 70 度屈曲位で最大値を示した後、減少する傾向を示した (Fig.37, 38)。先行研究 (Đorđević et al. 2014b) では 20kg の負荷をともなったスクワット動作を対象としており、膝関節角度と PT の張力は直線的な関係を示していた。本研究と先行研究 (Đorđević et al. 2014b) における PT の活動動態の相違は、負荷の有無の影響によるものと推察される。すなわち、スクワット動作において、PT は負荷がかかることでより緊張した状態を維持し、膝関節の最大屈曲位において最も緊張した状態であるのに対して、自重によるスクワット動作ではそのような傾向がみられない。従って、スクワット動作において負荷の有無は、膝蓋腱の力学的な活動動態に影響を及ぼす可能性が示唆された。

研究Ⅲでは、異なる筋長条件下における等尺性収縮時の PT の活動動態を調査した。その結果、膝関節角度がより伸展した位置では、PT の張力は小さく、屈曲した位置では PT の張力が高値を示す結果が得られている。本研究の結果と研究Ⅲの結果を照らし合わせてみたところ、膝関節角度がより屈曲した状態で高値を示し、伸展時は低値を示し、同様の結果が得られている。この膝関節角度の違いによる PT の張力の差は、PT の撓みといった形状が影響したものと考えられる。

DeFrate et al. (2007) 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 次元的に観察した結果、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ている。また、膝蓋骨は膝関節屈曲位で後傾し、大腿骨顆間構内にかみ合った状態 (Merican et al. 2009; Csintalan et al. 2002) となることで膝関節の安定性を保つ働きを担っている。これらの指摘からも、動的運動時の膝関節の機能が複雑であることが伺える。また、膝関節の運動に関与する筋の役割として、内側広筋斜頭は、膝関節の安定性を保つために膝蓋骨の外側偏位を抑止する作用があり (谷埜ら 2009; 生田ら 2016; Travník et al. 1995)、大腿直筋はスクワット動作中の姿勢によって影響される (Gheller et al. 2014)。これらの指摘からも、同一の膝関節伸展筋群であっても、各筋において機能が異なることや、膝蓋腱の機能が複雑 (DeFrate et al. 2007) であり、膝関節運動に関与する筋-腱の機能を定量化する試みは極めて困難であると思われる。

膝蓋腱は膝関節伸展筋群の収縮力を脛骨に伝達する役割 (van Ingen et al. 1995) を担っており、MC センサー法を用いた力学的特性の評価は、力の伝達効率の指標となりうるものと予想される。実際に、Đorđević et al. (2014b) は、MC センサー法でスクワット動作中の内側広筋、外側広

筋、大腿四頭筋腱および膝蓋腱の活動動態を評価しているが、この研究の主眼は、筋、腱（大腿四頭筋腱-膝蓋腱）そして脛骨への力伝達を評価することにおかれている。しかしながら、力伝達の評価のための十分な知見は得られず、評価の可能性を示唆するにとどまっている。本研究では、PT の張力と各筋の筋張力の関係性について検討したところ、全ての筋において、動作開始に伴い PT の張力が先行して高まり、その後、筋の張力が高まる関係性が確認された。さらに、伸展時では屈曲時と同様な関係性を示すものの、必ずしも一致するものではなく、ヒステリシスのような現象が確認された (Fig.39)。ヒステリシスは、腱の力学的特性の指標として多く用いられており、力の下降局面（抜荷重）における力-長さ関係が上昇局面（荷重）のそれと一致しない現象をさす。

本研究の結果からは、筋と腱の力伝達のメカニズムについては解明することはできないが、動的運動時の筋および腱のふるまいを評価する上での情報を提供することは可能であると思われる。MC センサー法のメリットは、対象とする個々の筋と腱の活動動態を力学的観点から同時に評価できる点 (Đorđević et al. 2014a) である。MC センサー法を活用し、筋-腱の機能チェックが可能となれば、アスリートのトレーニングやコンディショニング管理、膝関節に障害がある人々のリハビリテーション、さらには臨床現場にも有益な情報を提供できる可能性がある。今後は、さらなるデータの収集と、得られたデータの信頼性について検討していく必要性が示唆された。

## 5-5. 要 約

本研究では、MC センサー法によりスクワット動作中における膝関節伸展筋群および膝蓋腱の力学的特性について検討した。その結果、以下のことが明らかとなった。

- 1) スクワット動作において膝関節角度の変化に伴う膝関節伸展筋群と膝蓋腱の張力の変化様相は異なるものであった。
- 2) 膝関節伸展局面では、筋放電量と張力の変化様相が異なっていた。
- 3) PT の活動動態は、自重負荷によるスクワット動作と負荷を伴ったスクワット動作で異なることが明らかとなった。

以上のことから、MC センサー法で計測した膝関節伸展筋群および膝蓋腱の張力は、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、動的運動時の膝関節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。

## 第 6 章

### 総 括 論 議

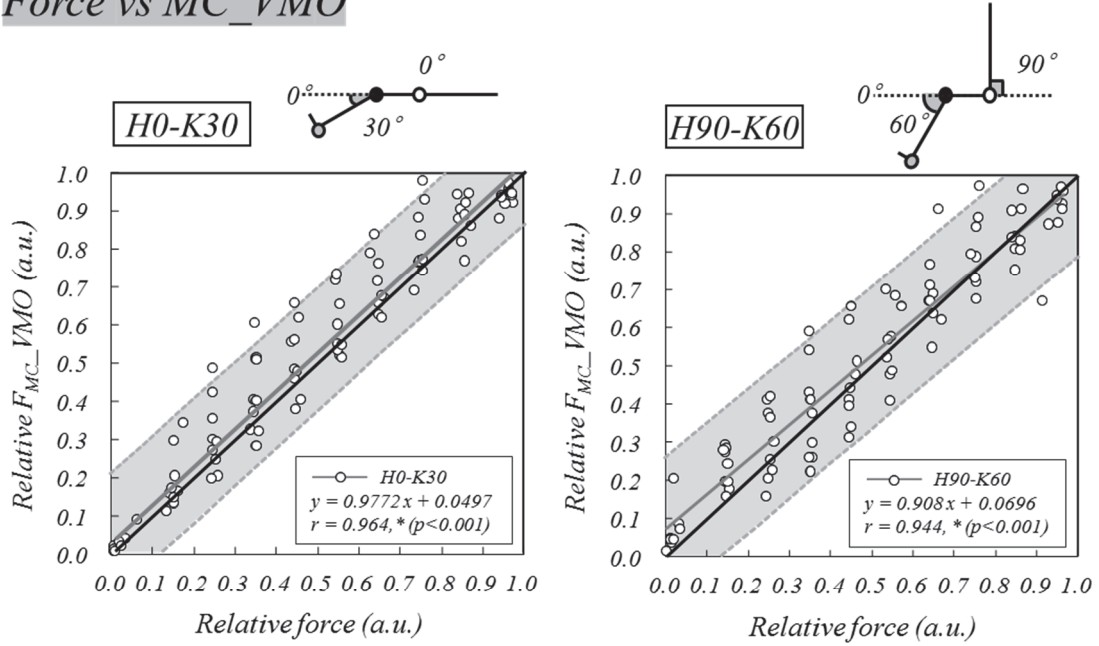
#### 6-1. MC センサー法による筋の力学的活動動態の評価

MC センサー法を用いた筋機能評価に関する研究では、等尺性による肘関節屈曲筋力発揮中の上腕二頭筋の活動を MC センサー法で計測し、得られた値と筋力値との間に有意な相関関係が成り立つことが報告されている。しかしながら、MC センサー法を用いた研究は、Đorđević et al. (2011; 2014a) のみであり、実験的データが十分ではない。下肢筋群を対象に、形状の異なる筋や部位別の検討はなされておらず、筋機能評価としての妥当性は確保されていない。

そこで本研究では、①MC センサー法の計測値に及ぼす脂肪厚、筋厚および部位差の影響について調査し、MC センサー法による骨格筋の形状変化特性の評価法の妥当性について検討する。②股関節および膝関節角度の変化により膝関節伸展筋群の筋長を変化させた条件下での活動を、MC センサー法を用いて評価し、筋長変化に伴う筋の力学的な活動特性について検討する。③MC センサー法を用いて異なる筋長条件下での等尺性収縮による膝関節伸展筋群および膝蓋腱の力学的な活動特性について検討する。④MC センサー法を用いて動的(スクワット動作)運動中における膝関節伸展筋群および膝蓋腱の力学的な活動動態について検討した。上記、①～④)について検討することで、MC センサー法による筋-腱の力学的な活動特性と機能評価法としての妥当性、さらには、身体運動科学分野への応用の可能性について検討した。

研究 I では、MC センサー法で計測した筋張力は、皮下脂肪厚、筋厚および部位といった形態的要素の影響を考慮する必要性が明らかとなった。また、研究 II では、MC センサー法で計測した筋張力は、筋が伸長した条件よりも、収縮した条件の方が高値を示すことが明らかとなり、あらゆる筋長条件においても筋力発揮の程度を反映する力学的な活動の指標となることが明らかとなった。しかしながら、従来から筋機能評価に用いられてきた筋電図法による評価との比較検討は十分になされていない。そこで、研究 I で実施した 6 つの条件において、筋力値の最も高かった H90-K60 と筋力値の最も低かった H0-K30 の試技による筋力と筋張力、筋力と筋放電量の関係について検討した。Fig.40～42 は、全被検者の 2 つの条件における筋力と筋張力、筋力と筋放電量の関係をそれぞれ示したものである。いずれの関係も極めて高い相関係数が得られた。しかしながら、筋力と筋放電量の相対値の関係では  $y=x$  のラインが全被検者の回帰直線の 95% 予測区間を外れたのに対して、筋力と筋張力の相対値の関係のそれは  $y=x$  に近似し 95% 予測区間

## Force vs MC\_VMO



## Force vs EMG\_VMO

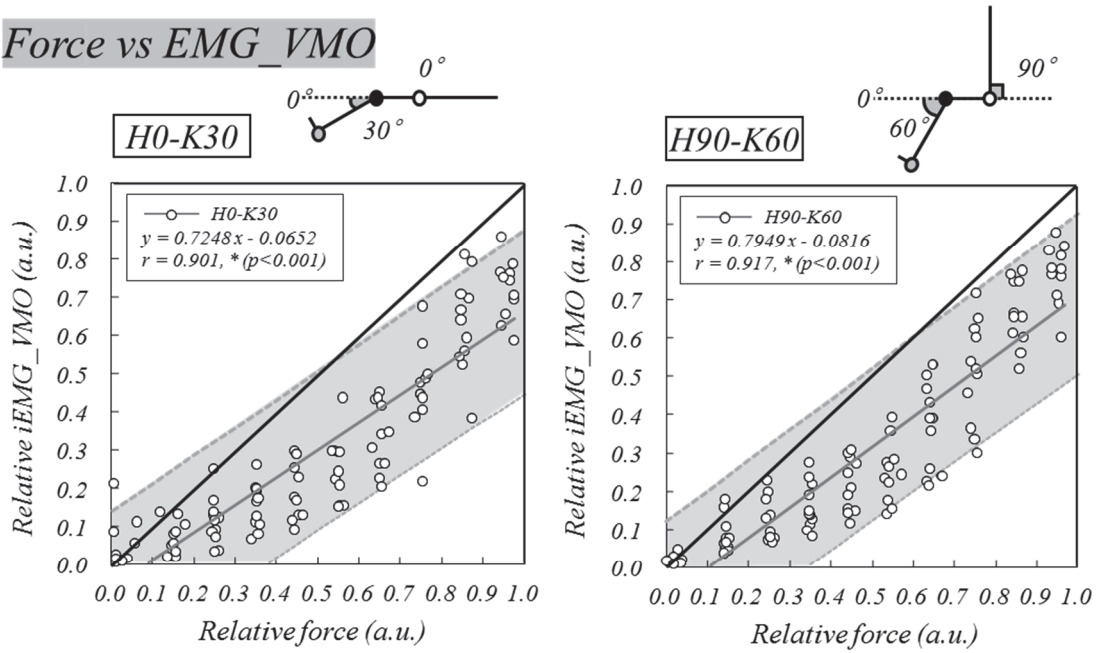
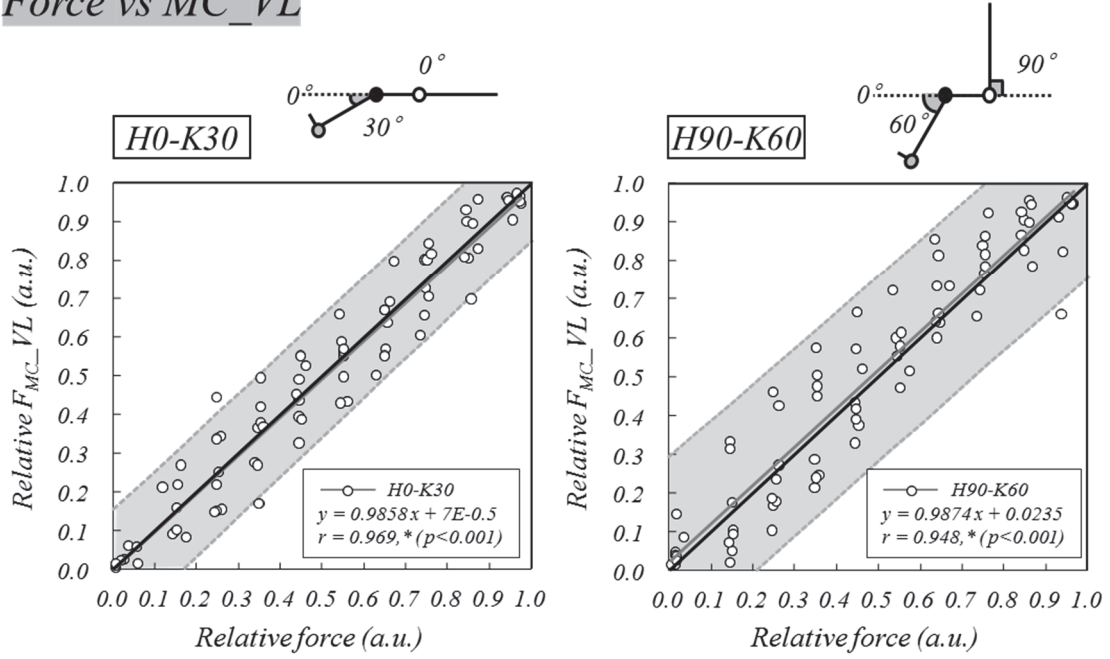


Fig.40. Relationships between relative force and relative  $F_{MC}$  of VMO, and between relative force and relative iEMG of VMO.

VMO: Vastus medialis oblique. H0: Hip joint angle 0 degrees, H90: Hip joint angle 90 degrees, K30: Knee joint angle 30 degrees, K60: Knee joint angle 60 degrees, \*:  $p < 0.001$ .

The gray area indicates the prediction interval of regression equation between relative torque and relative iEMG in all subjects.

## Force vs MC\_VL



## Force vs EMG\_VL

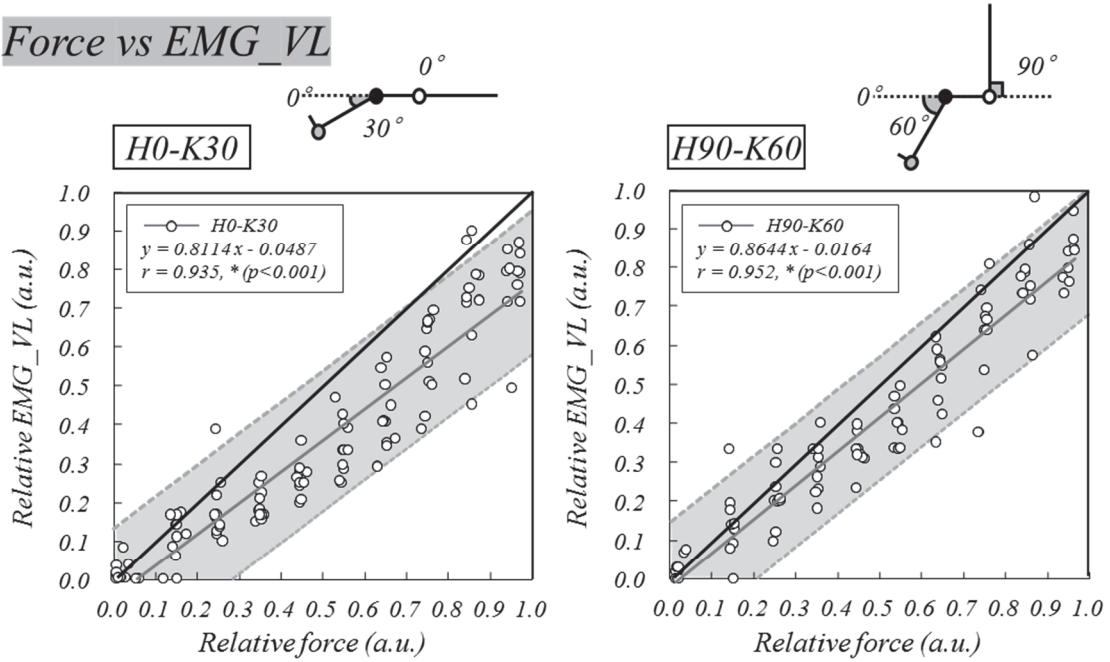
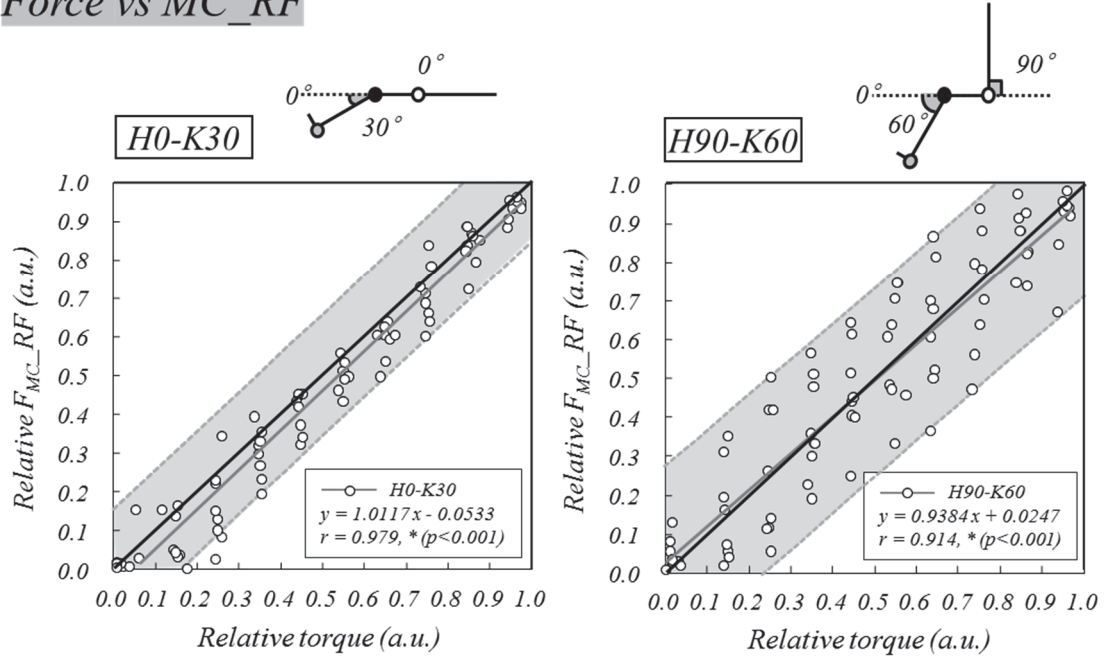


Fig.41. Relationships between relative force and relative  $F_{MC}$  of VL, and between relative force and relative EMG of VL.

VL: Vastus lateralis. H0: Hip joint angle 0 degrees, H90: Hip joint angle 90 degrees, K30: Knee joint angle 30 degrees, K60: Knee joint angle 60 degrees, \*:  $p < 0.001$ .

The gray area indicates the prediction interval of regression equation between relative torque and relative iEMG in all subjects.

## Force vs MC\_RF



## Force vs EMG\_RF

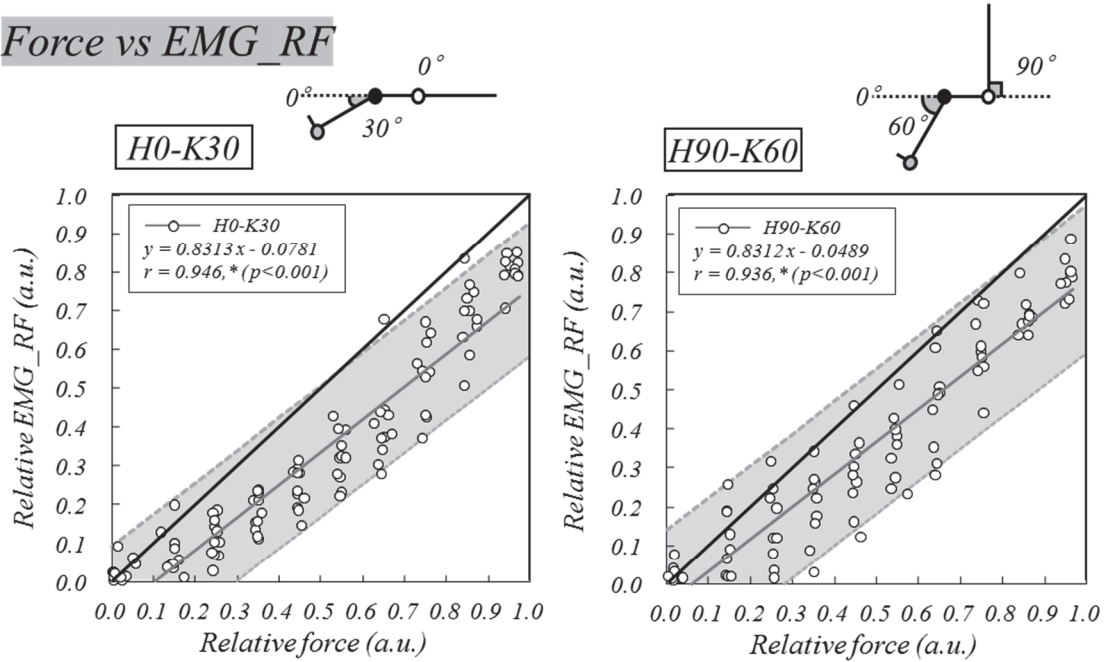


Fig.42. Relationships between relative force and relative  $F_{MC}$  of RF, and between relative force and relative EMG of RF.

RF: Rectus femoris. H0: Hip joint angle 0 degrees, H90: Hip joint angle 90 degrees, K30: Knee joint angle 30 degrees, K60: Knee joint angle 60 degrees, \*:  $p < 0.001$ .

The gray area indicates the prediction interval of regression equation between relative torque and relative iEMG in all subjects.

内に収まっていた。この違いの要因として、筋力、筋放電量および筋張力の最大値の出現時間の相違が考えられる。つまり、筋力と筋張力の最大値の出現時間はほぼ一致していたのに対して、筋放電量の最大値出現時間は筋力のそれと一致していなかった可能性が考えられる。Fig.43 に代表的な被検者のフィルター処理後の筋力、張力および筋放電量を示した。実際に筋力および筋張力の最大値は、ほぼ同時点で出現しているのに対して、筋放電量はそれ以降に出現している。このような傾向が多くの被検者で確認された。筋力は運動に関与する全ての筋群の活動動態が影響するため、協働筋間の相互作用を考慮しなければならない。また、筋電図学的解析による先行研究では、各筋によって機能的役割が異なること(谷埜ら 2009; 生田ら 2016; Travnik L. et al. 1995)、内側広筋は大腿直筋や外側広筋よりも筋放電量が膝関節角度の影響を強く受けることや、筋線維タイプによって影響を受ける(Pincivero et al.2004; Tranvik et al. 1995)ことが指摘されている。これらの指摘を考慮すると、筋力と筋放電量の相対値の関係で全体の回帰直線の 95% 予測区間が  $y=x$  のラインから外れたのは、協働筋間の相互作用や筋線維タイプの違いなどが影響した可能性が考えられ、筋放電量による筋の機能評価は、運動に関与する筋群それぞれの特徴を十分考慮する必要性が考えられる。

また、Moritani T et al. (1979)は、筋力増強における神経性因子と筋肥大の関与について検討しており、被検者の最大筋力が増大したとき、それが神経性因子によるものであれば筋電図積分値は増大するが、筋肥大によるものであれば、筋電図積分値の増大はみられないことを指摘している。さらに、筋放電量は電極位置によって影響を受ける(Hemingway et al. 1995)ため、本研究のように筋長を変化させた条件では、電極と皮下組織の位置関係を一定に保つことができない。よって、筋電図という電気的情報から筋力を推定する際には、多くの制約条件を配慮しなければならないと考えられる。

一方で、本研究において、MC センサー法を用いた筋の力学的特性と筋力との間に、極めて強い相関関係が認められた。また、先行研究では、上腕二頭筋を対象として、筋放電量と筋力および MC センサー法で計測した筋張力と筋力の関係 (Fig. 36) について検討しており、筋放電量-筋力の関係よりも筋張力-筋力の方が、より直線的であったことが報告されている。これらのことを考慮すると、MC センサー法で測定した筋張力は、筋力発揮の程度を推定する力学的指標となりえるものである。さらに、本研究では、研究 I において MC センサー法による筋の力学的な活動評価は、筋長が異なることで、筋電図法による生理学的な観点による活動特性とは異なるものであった結果に加え、あらゆる筋長条件において筋力発揮の程度を反映することが明らかとなり、研究 II では、同一筋の部位が異なっても MC センサー法で測定した筋張力は筋力発揮の

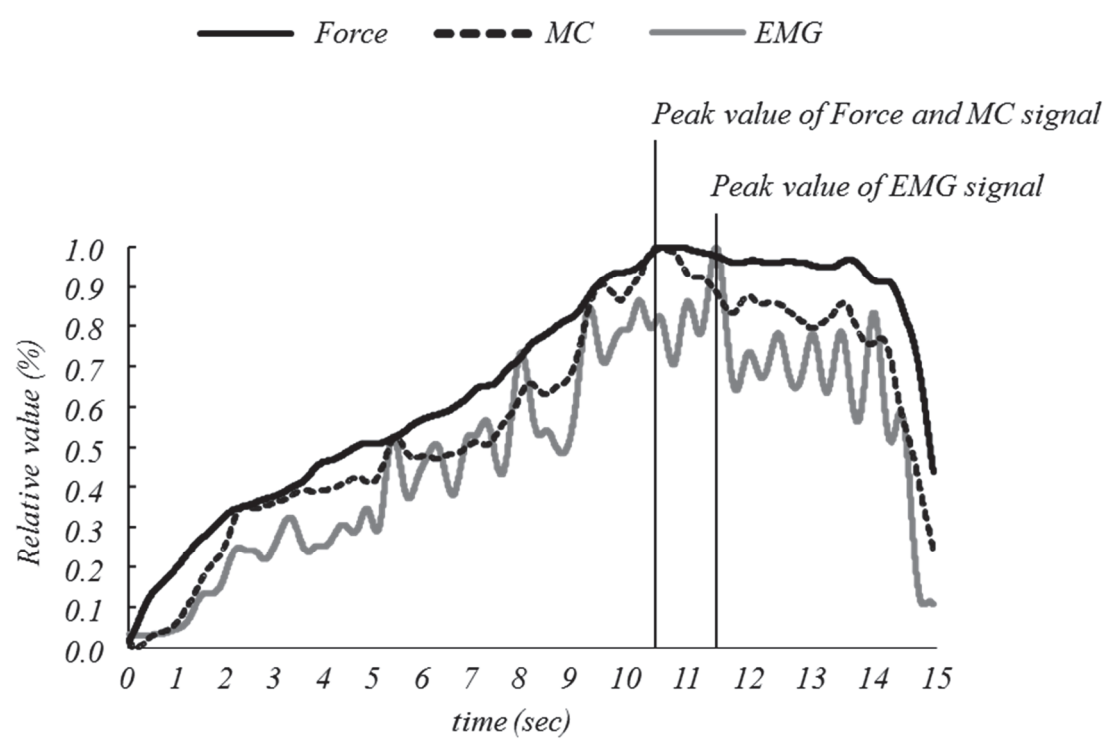


Fig.43. Force, MC and EMG waveforms for a typical subject.

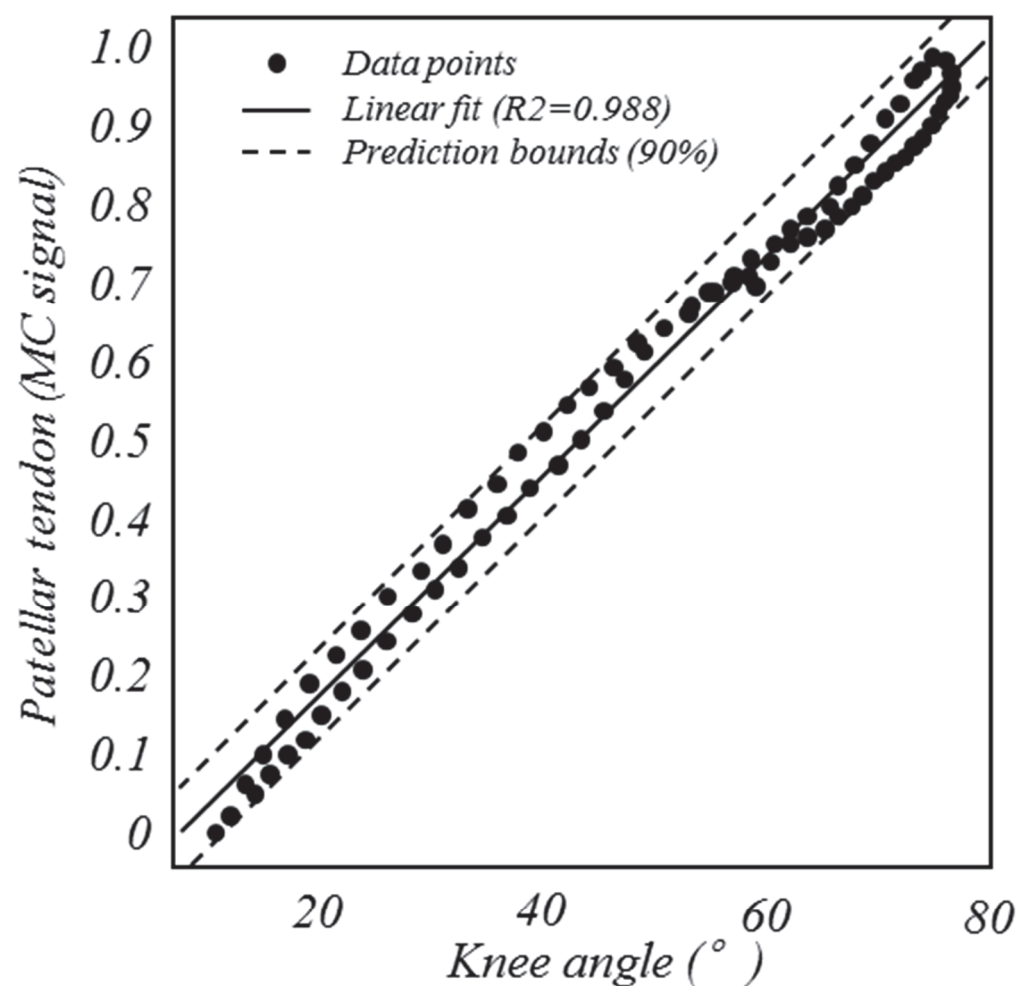
程度を反映することが明らかとなった。本研究では、これまで検討されていなかった単関節筋や羽状筋における、筋の力学的な特性と、それらと筋力との有意な相関関係が明らかにされたことから、MC センサー法による筋張力の測定は、筋力の推定や筋の機能評価の力学的指標として活用できるものと考えられる。

## 6-2. MC センサー法による腱の力学的活動動態の評価

研究Ⅲでは、MC センサー法を用いて、膝関節伸展筋群および膝蓋腱の活動特性を評価した。また、研究Ⅳでは、動的なスクワット運動時の膝関節伸展筋群および膝蓋腱の活動特性を評価した。これらの結果を基に、MC センサー法による腱の力学的な活動動態の評価についてまとめた。

これまでに、腱の力学的な活動特性の評価は、超音波法やMRI法が用いられ、膝蓋腱は粘弾性組織(Fukunaga et al. 1997)であることや、力学的な特性は筋張力と密接な関係(山本ら 2012)にあることが明らかにされている。その他、膝蓋腱の力学的特性に関する多くの研究(Onambélé et al. 2007; Pearson et al. 2017; Kubo et al. 2001; 2009; Malliaras et al. 2013; Kongsgaard et al. 2007; Yamamoto et al. 2009)がなされてきたが、筋力発揮中の機能を定量化することの難しさも指摘されている。さらに、ほとんどの先行研究では、股関節および膝関節ともに屈曲位で評価されたものであり、関節角度の変化が腱の力学的な活動特性に及ぼす影響に関しては十分な検討がなされていない。そこで本研究(研究Ⅲ)では、安静状態の膝蓋腱の形態的特性を超音波法で捉え、筋力発揮中の膝蓋腱の力学的な活動動態をMC センサー法で評価した。その結果、膝関節の屈曲位に対して軽度屈曲位では、膝蓋腱の撓みが大きくなる結果が得られた。また、軽度屈曲位における膝蓋腱の張力は、屈曲位よりも有意に高い値を示す結果となり、この点は筋電図法による生理学的な観点とは異なるものであった。さらに、膝関節伸展筋群の筋張力は、軽度屈曲位が屈曲位よりも有意に低い値を示した。これらの結果から、膝関節角度によって膝蓋腱の力学的な活動動態が異なることに加え、膝関節軽度屈曲位では、膝関節伸展筋群で生み出された収縮力が膝蓋腱の撓みによって、効率よく脛骨に伝達されなかった(瀧下ら 2015)ことが推察された。

次に、本研究(研究Ⅳ)では、動的なスクワット運動時の膝蓋腱の活動動態を評価した。先行研究において、Đorđević et al. (2014b)がMC センサー法を用いて、ハーフスクワット時の膝蓋腱の活動動態を評価している。その主な結果として、スクワット動作時における膝蓋腱の張力と膝関節屈曲角度は有意な相関関係にあること、さらには膝蓋腱の張力と膝関節筋力との間に有意な相関関係が認められることを明らかにしている(Fig.44)。本研究の結果は、膝関節の屈曲角度に伴い、膝蓋腱の張力は高値を示し、約 70 度屈曲位で最大値を示した後、減少する傾向を示した。



*Fig.44. Relationship between normalized patellar signal and knee angle (average of all subjects). (Đorđević S. et al. 2014b.)*

この膝関節角度の変化に伴う張力の変化様相は、Đorđević et al. (2014b) の報告とは異なるものであった。この結果の相違は、動作の条件設定の違いによって生じたものと予想される。Đorđević et al. (2014b) は、20kg の負荷を伴ったスクワット動作であったのに対して、本研究では自重によるスクワット動作であった。従って、スクワット動作における負荷条件によって、膝蓋腱の活動動態が異なるものと推察された。また、本研究では膝蓋腱の張力と各筋の筋張力の関係性についても検討したところ、全ての筋において、動作開始に伴い膝蓋腱の張力が先行して高まり、その後、筋の張力が高まる関係性が確認された。

本研究の結果と先行研究の指摘から、等尺性収縮による筋力発揮中の膝蓋腱の力学的な活動は、膝関節角度によって変化した腱の形状を反映した活動動態を示すこと、自重によるスクワット動作中の膝蓋腱の張力は膝関節角度に依存するが、荷重の有無によって異なる活動動態を示すことが推察された。

膝蓋腱は膝関節伸展筋群の収縮力を脛骨に伝達する役割 (van Ingen et al. 1995) を担っている。そのため、力発揮の効率や、身体運動のメカニズムを理解する上で、筋-腱のふるまいを定量化することは重要な試みであると考えられる。本研究の結果からは、MC センサー法を用いて力の伝達効率を評価することの妥当性については言及できない。今後、あらゆる条件での実験データを収集し、筋-腱の機能を定量化する必要がある。しかしながら、MC センサー法は、筋と腱の力学的な活動動態を同時に捉えることができるメリットを有しているため、静的および動的筋力発揮中の筋-腱の活動特性を評価する上で有益な情報を提供できるものと考えられる。

### 6-3. MC センサー法による筋-腱の機能特性評価の身体運動科学分野への応用

大腿四頭筋は下肢機能を最も反映する筋であり、その形態および機能的特性と歩行能力や日常生活動作 (ADL) との関わりが報告 (金ら 2000; Guralnik et al. 1995) されている。また、リハビリテーション領域やスポーツトレーニングの場では、膝蓋大腿関節障害や前十字靭帯損傷などの運動器疾患を防ぐために、内側広筋斜頭の筋収縮を促す筋力強化運動が行われることが多い (谷埜ら 2009; 三秋ら 2012)。本研究の研究Ⅱおよび研究Ⅲにおける異なる筋長条件下での膝関節伸展筋群の力学的な活動特性の結果は、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ものと考えられる。例えば、膝関節屈曲位での膝関節伸展運動は、膝関節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。このような情報は、膝関節伸展筋群や膝蓋腱に障害を患っている人々のリハビリテーションの現場

に応用できる可能性があると考えられる。

スクワット動作は、股関節、臀部、大腿部および下腿部の筋群強化に適しており、これらの筋群は全て、走、跳躍、挙上動作において重要な筋群である。そのためスクワット動作は、高い筋力やパワー発揮を必要とするスポーツ競技において、筋力向上を狙いとしたトレーニングプログラムに取り入れられている。本研究の研究Ⅳでは、自重によるスクワット運動時の膝関節伸展筋群および膝蓋腱の活動動態を評価したところ、同手法を用いて荷重を伴うスクワット動作時の活動を評価した先行研究の結果とは異なるものであった。荷重の有無に関わらず膝関節伸展筋群の活動動態は変わらなかったのに対して、膝関節角度の変化に伴う膝蓋腱の活動動態は明らかに異なるものであった。従って、スクワット動作時における荷重の有無は、膝関節角度の変化に伴う膝蓋腱へのストレスの大小に影響を及ぼすものと考えられる。これらの結果は、スポーツ選手のトレーニング現場のみならず、膝関節に障害を伴う人々のリハビリテーション現場に役立つ情報を提供するものと思われる。

Fig.45 に、MC センサー法の評価および身体運動科学分野への応用の可能性についてまとめた。身体運動は、筋で発揮された張力と収縮速度、さらには腱の張力に移動速度の要素が組み合わされ、関節運動が生じることで引き起こされる。MC センサー法は非侵襲的で比較的簡便な手法であるとともに、個々の筋や腱の活動動態を同時に計測できるメリットを有している。そのため、身体運動中における個々の筋や腱の発揮する力の推定が可能となれば、協働筋間の力の分配、主動筋および拮抗筋の同時収縮における各筋の役割、さらには、筋-腱の力の伝達などを推定することができる。将来的には、スポーツトレーニングやリハビリテーションなどの臨床現場での応用が期待できるものと考えられる。

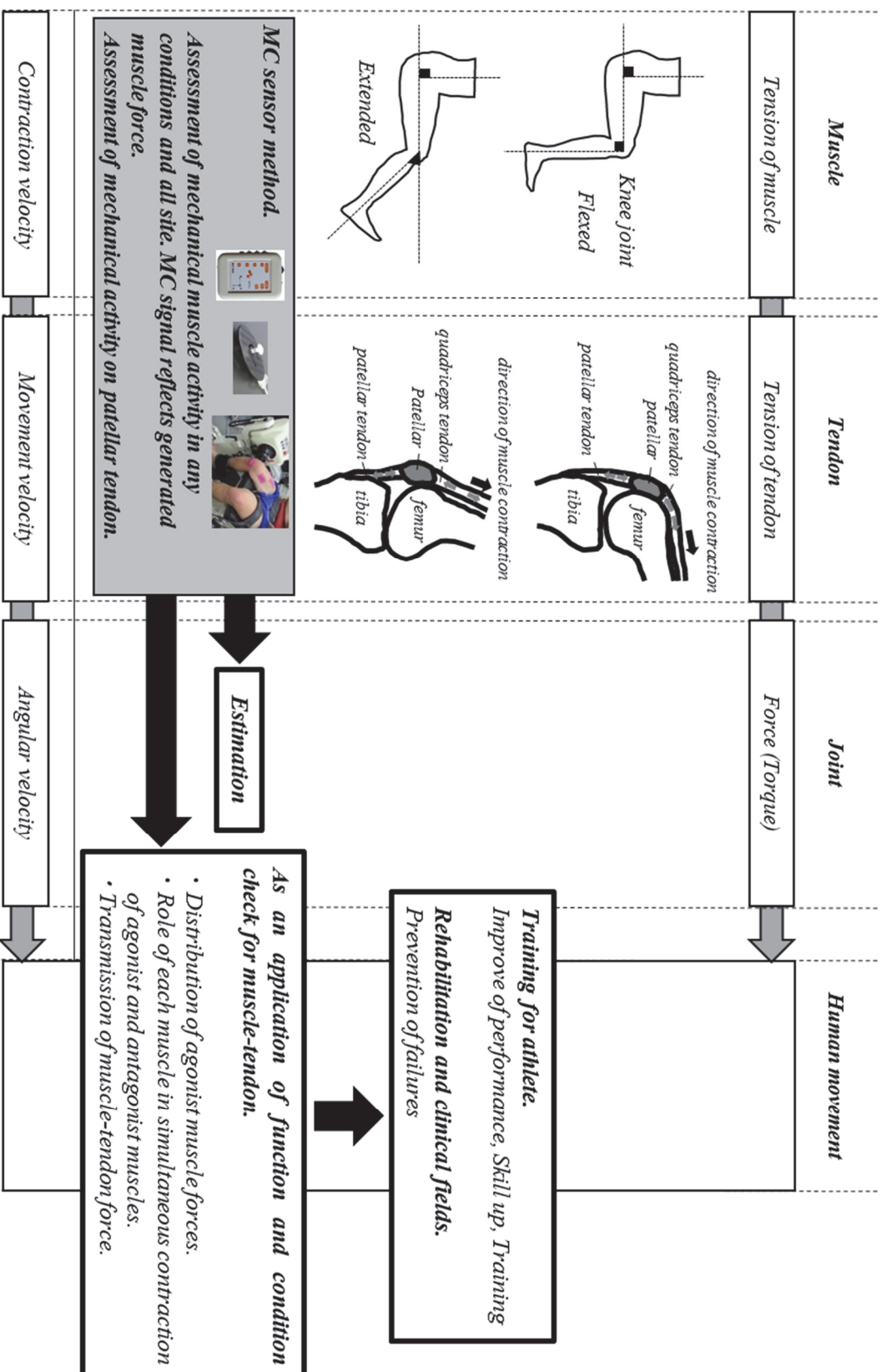


Fig. 45. Evaluation of MC sensor method, and Application of evaluating muscle and tendon using MC sensor method.

## 第 7 章

### 結 語

本研究では、MC センサー法を用いて、①計測値に及ぼす皮下脂肪厚、筋厚および部位差の影響について、②異なる筋長条件下における等尺性収縮時の膝関節伸展筋群の力学的な活動特性、③異なる筋長条件下における等尺性収縮時の膝関節伸展筋群および膝蓋腱の力学的な活動特性、④MC センサー法を用いた動的(スクワット動作)運動中の膝関節伸展筋群および膝蓋腱の力学的な活動動態について検討し、MC センサー法による筋-腱の力学的な活動特性と機能評価法としての妥当性、さらには、身体運動科学分野への応用の可能性について論じた。得られた結論は以下の通りである。

研究Ⅰ:MC センサー法で計測した筋張力は、皮下脂肪厚、筋厚および部位といった形態的要素の影響を考慮する必要性が明らかとなった。また、筋張力は筋の形状変化量や筋力を反映する力学的指標となりえることが明らかとなった。

研究Ⅱ:MC センサー法で計測した筋張力は、筋が伸長した条件よりも、収縮した条件の方が高値を示すことが明らかとなった。また、あらゆる筋長条件においても筋力発揮の程度を反映する力学的な活動の指標となることが明らかとなった。

研究Ⅲ:MC センサー法で計測した膝関節伸展筋群および膝蓋腱の張力は、膝関節角度によって変化した筋-腱の形状を反映した活動動態を示すことが明らかとなった。

研究Ⅳ:動的運動時の筋-腱のふるまいを評価する手段として、MC センサー法の有効性が示唆された。

以上の結果から、MC センサー法によって計測した筋力発揮中の張力は、筋長変化に伴う筋-腱の形状を反映した活動動態を評価することが可能であることが明らかとなった。特に、MC センサー法によって計測した筋の張力は、筋長および部位に関わらず、筋力発揮の程度を反映する力学的な活動の指標となることが明らかとなった。また、動的運動時の筋-腱の活動動態を評価する手段としての有用性が示された。これらのことから、等尺性収縮および動的運動時における筋-腱の活動特性を評価する上で、MC センサー法の有用性が示された。

## 参 考 文 献

### 〔第 1 章〕

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.

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.

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.

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.

江間諒一・若原卓・金久博昭・矢内利政・川上泰雄 (2010) 股関節および膝関節角度が等尺性膝関節伸展筋力と大腿四頭筋の筋活動に与える影響. *スポーツ科学研究*, 7: 109-118.

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).

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.

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.

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.

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.

牧野圭太郎・井平光・水本淳・古名丈人 (2014) 等尺性運動と等速性運動における筋の同時活動と発揮筋力および運動パフォーマンスとの関連性. *理学療法科学*, 29(6): 949-953.

三秋泰一・角久美子・楠戸翔・荒井貴裕 (2012) 膝伸展運動における最大等尺性収縮中の内側広筋の筋活動の比較. *理学療法科学*, 27(5): 553-557.

宮崎純弥・市江雅芳 (2001) 膝関節角度変化が筋電図及び筋音図に及ぼす影響. *理学療法科学*, 16 (4): 203-207.

Papadopoulos, C., Kalapotharakos, V. I., Chimonidis, E., Gantiraga, E. Grezios, A., and Gissis I. (2008) Effects of knee angle on lower extremity extension force and activation time characteristics of selected thigh muscles. *Isokinetics & Exercise science*, 16: 41-46.

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.

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.

Shenoy, S., Mishra, P., and Sandhu, J. S. (2011) Peak torque and IEMG activity of quadriceps femoris muscle at three different knee angles in a collegiate population. *Journal of Exercise Science & Fitness*, 9(1): 40-45.

瀧下渡・竹中睦・長岡大地・小木曾一之 (2015) 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, 30: 803-809.

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.

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.

Fukunaga, T., Ichinose, Y., Ito, M., Kawakami, Y., Fukashiro, S. (1997) Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. J. Appl. physiol., 82(1): 354-358.

山本憲隆・高辻勇貴 (2012) 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, 78, 787: 361-369.

Fukunaga, T., Kawakami, Y., Kubo, K., and Kanehisa, H. (2002) Muscle and tendon interaction during human movements. Exerc. Sport Sci. Rev., 30(3), 106-110.

Pearson, S. J., Mohammed, A. S. A., Hussain, S. R. (2017) Patellar tendon in vivo regional strain with varying knee angle. J. Biomech., 61: 45-50.

Kubo, K., Kanehisa, H., and Fukunaga, T. (2001) Effects of different duration isometric contractions on tendon elasticity in human quadriceps muscles. J. Physiology, 536(2): 649-655.

Kongsgaard, M., Reitelseder, S., Pedersen, T. G., Holm, L., Aagaard, P., Kjaer, M., and Magnusson, S. P. (2007) Region specific patellar tendon hypertrophy in humans following resistance training. Acta. Physiol., 191: 111-121.

Malliaras, P., Kamal, B., Nowell, A., Farley, T., Dhamu, H., Simpson, V., Morrissey, D., Langberg, H., Maffulli, N., and Reeves, N. D. (2013) Patellar tendon adaptation in relation to load-intensity and

contraction type. *J. Biomech.*, 46: 1893-1899.

Kubo, K., Ikebukuro, T., Yaeshima, K., Yata, H., Tsunoda, N., and Kanehisa, H. (2009) Effects of static and dynamic training on the stiffness and blood volume of tendon in vivo. *J. Appl. Physiol.*, 106: 412-417.

Yamamoto N., and Ota, T. (2009) Relationships between the mechanical properties of patellar tendons and quadriceps strength in humans. *J. Biomech. Sci. Eng.*, 4: 530-538.

Dorđević, 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.

Dorđević, 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.

Dorđević, S., Berdajs, M., Modic, Ž., Gerbec, Cuček, M., Stančin, S., Sodnik, J., and Tomažič S. (2014b) Preliminary force load analysis of the knee muscle-tendon complex between squatting with MC sensor. *ISOT*, Rome: 23-27.

Krašna, S., Dorđević, S., Hribernik, M., and Trajkovski, A. (2017) A novel approach to measuring muscle mechanics in vehicle collision conditions. *Sensors*, 17: 1389-1405.

Mohamad, N. Z., Hamzaid, N. A., Davis, G. M., Abdul, Wahab. A. K., and Hasnan, N. (2017) Mechanomyography and torque during FES-evoked muscle contractions to fatigue in individuals with spinal cord injury. *Sensors*, 17(7): 1627-1641.

Gordon, A. M., Huxley, A. F., and Julian, F. J. (1966) The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibers. *The Journal of Physiology*, 184 (1): 170-192.

Herzog, W., Abrahamse, S. K., and ter Keurs, H. E. (1990) Theoretical determination of force-length relations of intact human skeletal muscles using the cross-bridge model, *Eur. J. appl. Physiol.*, 416: 113-119.

Herzog W, Hasler, E., and Abrahamse, S. K. (1991) A comparison of knee extensor strength curves obtained theoretically and experimentally. *Medicine & Science in Sports and Exercise*, 23(1): 108-114.

Ichinose, Y., Kawakami, Y., Ito, M., and Fukunaga, T. (1997) Estimation of active force-length characteristics of human vastus lateralis muscle. *Acta. Anatomica.*, 159: 78-83.

金子公宥・福永哲夫 (2004) 筋組織のバイオメカニクス. 金子公宥・福永哲夫編, バイオメカニクス-身体運動の科学的基礎-. 杏林書院, pp. 35-58.

Becker, R., and Awiszus, F. (2001) Physiological alterations of maximal voluntary quadriceps activation by changes of knee joint angle. *Muscle Nerve*, 24(5): 667-72.

Chan, A. Y., Lee, F. L., Wong, P. K., Wong, C. Y., and Yeung, S. S. (2001) Effects of knee joint angles and fatigue on the neuromuscular control of vastus medialis oblique and vastus lateralis muscle in humans. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 84(1-2): 36-41.

Murray, M.P., Baldwin, J. M., Gardner, G. M., Sepic, S. B., and Downs, W. J. (1977) Maximum isometric knee flexor and extensor muscle contractions: normal patterns of torque versus time. *Phys. Ther.*, 57(6): 637-43.

Lindh, M. (1979) Increase of muscle strength from isometric quadriceps exercises at different knee angles. *Scand. J. Rehabil., Med.* 11(1): 33-6.

Newman, S. A., Jones, G., and Newham, D. J. (2003) Quadriceps voluntary activation at different joint angles measured by two stimulation techniques. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 89(5): 496-9.

Rieder, F., Wiesinger, H. P., Kösters, A., Müller, E., and Seynnes, O. R. (2016) Immediate effects of whole body vibration on patellar tendon properties and knee extension torque. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 116(3): 553-561.

Suter, E., and Herzog, W. (1997) Extent of muscle inhibition as a function of knee angle. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 7(2): 123-30.

Welsch, M. A., Williams, P. A., Pollock, M. L., Graves, J. E., Foster, D. N., and Fulton, M. N. (1998) Quantification of full-range-of-motion unilateral and bilateral knee flexion and extension torque ratios. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 79(8): 971-978.

Yoon, T. S., Park, D. S., Kang, S. W., Chun, A., and Shin, J. S. (1991) Isometric and isokinetic torque curves at the knee joint. *Yonsei Medical Journal*, 32(1): 33-43.

Beck, T. W., DeFreitas, J. M. Stock, M. S. (2010a) An examination of cross-talk among surface mechanomyographic signals from the superficial quadriceps femoris muscles during isometric muscle actions. *Human Movement Science*, 29: 165-171.

Beck, T. W., Defreitas, J. M., Stock, M. S., Dillon, M. A. (2010b) An examination of mechanomyographic signal stationarity during concentric isokinetic, eccentric isokinetic and isometric muscle actions. *Physiological Measurement*, 31(3): 339-361.

Garcia, M. A., Vargas, C. D., de Souza, M. N., Imbiriba, L. A., and de Oliveira, L. F. (2008) Evaluation of arm dominance by using the mechanomyographic signal. *J. MotorBehav.*, 40,(2): 83-89.

三田勝己 (2002) 筋音図法の基礎と応用(1)－概要と計測・解析－. *臨床脳波*, 44(8): 532-542.

三田勝己 (2003) 筋音図法の概要－リハビリテーション医学における新しい筋機能評価の可能性－. *リハビリテーション医学別冊*, 40(11): 750-756.

三田勝己 (2004) 筋音図法による神経筋疾患の新しい診断・評価. リハビリテーション医学, 41(9): 628-636.

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.

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.

Hasselmann, C. T., Thomas, M. B., Hughes, C., Martinez, S., and Garrett, W. E., (1995) An explanation for various rectus femoris strain injuries using previously undescribed muscle architecture. *American J. Sports med.*, 23(4): 493-499.

渡邊航平 (2016) 大腿直筋における区画的な神経筋活動. 日本基礎理学療法学雑誌, 19(2): 2-7.

Onambélé, G. N. L., Burgess, K., Pearson, S. J. (2007) Gender-specific in vivo measurement of the structural and mechanical properties of the human patellar tendon. *J. Orthop. Res.*, Dec25: 1635-1642.

## 〔第 2 章〕

Dorđević, 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.

Dorđević, 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.

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.

金俊東・久野譜也・相馬りか・増田和実・足立和隆・西嶋尚彦・石津政雄・岡田守彦 (2000) 加齢による下肢筋量の低下が歩行能力に及ぼす影響. *体力科学*, 49: 589-596.

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.

Travnik, L., Pernus, F., and Erzen, I. (1995) Histochemical and morphometric characteristics of the normal human vastus medialis longus and vastus medialis obliquus muscles. *J. Anat.*, 187: 403-411.

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.

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.

Hasselmann, C. T., Thomas, M. B., Hughes, C., Martinez, S., and Garrett, W. E., (1995) An explanation for various rectus femoris strain injuries using previously undescribed muscle architecture. *American J. Sports med.*, 23(4): 493-499.

Yang, D., and Morris, S. F. (1999) Neurovascular anatomy of the rectus femoris muscle related to functioning muscle transfer. *Plast. Reconstr. Surg.*, 104(1): 102-106.

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.

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.

Mohamad, N. Z., Hamzaid, N. A., Davis, G. M., Abdul, Wahab. A. K., and Hasnan, N. (2017) Mechanomyography and torque during FES-evoked muscle contractions to fatigue in individuals with spinal cord injury. *Sensors*, 17(7): 1627-1641.

Watanabe, K. (2018) Region-specific modulation of tendon reflex along human rectus femoris muscle. *Human Movement Sci.*, 58: 224-230.

渡邊航平 (2016) 大腿直筋における区画的な神経筋活動. *日本基礎理学療法学雑誌*, 19(2): 2-7.

### 〔第3章〕

Fukunaga, T., Ichinose, Y., Ito, M., Kawakami, Y., Fukushima, S. (1997) Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *J. Appl. physiol.*, 82(1): 354-358.

Gordon, A. M., Huxley, A. F., and Julian, F. J. (1966) The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibers. *The Journal of Physiology*, 184 (1): 170-192.

Herzog, W., Abrahamse, S. K., and ter Keurs, H. E. (1990) Theoretical determination of force-length relations of intact human skeletal muscles using the cross-bridge model, *Eur. J. appl. Physiol.*, 416: 113-119.

Herzog W, Hasler, E., and Abrahamse, S. K. (1991) A comparison of knee extensor strength curves obtained theoretically and experimentally. *Medicine & Science in Sports and Exercise*, 23(1): 108-114.

Ichinose, Y., Kawakami, Y., Ito, M., and Fukunaga, T. (1997) Estimation of active force-length characteristics of human vastus lateralis muscle. *Acta. Anatomica.*, 159: 78-83.

金子公宥・福永哲夫 (2004) 筋組織のバイオメカニクス. 金子公宥・福永哲夫編, バイオメカニクス-身体運動の科学的基礎-. 杏林書院, pp. 35-58.

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.

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.

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.

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.

江間諒一・若原卓・金久博昭・矢内利政・川上泰雄 (2010) 股関節および膝関節角度が等尺性膝関節伸展筋力と大腿四頭筋の筋活動に与える影響. *スポーツ科学研究*, 7: 109-118.

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).

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.

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.

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.

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.

牧野圭太郎・井平光・水本淳・古名丈人 (2014) 等尺性運動と等速性運動における筋の同時活動と発揮筋力および運動パフォーマンスとの関連性. *理学療法科学*, 29(6): 949-953.

三秋泰一・角久美子・楠戸翔・荒井貴裕 (2012) 膝伸展運動における最大等尺性収縮中の内側広筋の筋活動の比較. *理学療法科学*, 27(5): 553-557.

宮崎純弥・市江雅芳 (2001) 膝関節角度変化が筋電図及び筋音図に及ぼす影響. *理学療法科学*, 16 (4): 203-207.

Papadopoulos, C., Kalapotharakos, V. I., Chimonidis, E., Gantiraga, E. Grezios, A., and Gissis I. (2008) Effects of knee angle on lower extremity extension force and activation time characteristics of selected thigh muscles. *Isokinetics & Exercise science*, 16: 41-46.

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.

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.

Shenoy, S., Mishra, P., and Sandhu, J. S. (2011) Peak torque and IEMG activity of quadriceps femoris muscle at three different knee angles in a collegiate population. *Journal of Exercise Science & Fitness*, 9(1): 40-45.

瀧下渡・竹中睦・長岡大地・小木曾一之 (2015) 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*, 30: 803-809.

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.

Dorđević, 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.

Dorđević, 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.

Mohamad, N. Z., Hamzaid, N. A., Davis, G. M., Abdul, Wahab. A. K., and Hasnan, N. (2017) Mechanomyography and torque during FES-evoked muscle contractions to fatigue in individuals with spinal cord injury. *Sensors*, 17(7): 1627-1641.

Yoon, T. S., Park, D. S., Kang, S. W., Chun, A., and Shin, J. S. (1991) Isometric and isokinetic torque curves at the knee joint. *Yonsei Medical Journal*, 32(1): 33-43.

宮崎純弥・市江雅芳 (2001) 膝関節角度変化が筋電図及び筋音図に及ぼす影響. 理学療法科学, 16 (4): 203-207.

Rieder, F., Wiesinger, H. P., Kösters, A., Müller, E., and Seynnes, O. R. (2016) Immediate effects of whole body vibration on patellar tendon properties and knee extension torque. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 116(3): 553-561.

瀧下渡・竹中睦・長岡大地・小木曾一之 (2015) 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, 30: 803-809.

Basmajian, J. V. (1970) Reeducation of vastus medialis: a misconception. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 51(4): 245-247.

Travnik, L., Pernus, F., and Erzen, I. (1995) Histochemical and morphometric characteristics of the normal human vastus medialis longus and vastus medialis obliquus muscles. *J. Anat.*, 187: 403-411.

金子公宥 (1994) 改定スポーツ・バイオメカニクス入門. 杏林書院.

Burkholder, T. J., Fingado, B., Baron, S., and Lieber, R. (1994) Relationship between muscle fiber types and sizes and muscle architectural properties in the mouse hindlimb. *Journal of Morphology*, 221: 177-190.

#### 〔第 4 章〕

van Ingen Schenau, G. J., Dorssers, W. M. M., Welter, T. G., Beelen, A., de Groot, G., and Jacobs, R. (1995) *J. physiology*, 484(1): 247-254.

Fukunaga, T., Ichinose, Y., Ito, M., Kawakami, Y., Fukashiro, S. (1997) Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *J. Appl. physiol.*, 82(1): 354-358.

山本憲隆・高辻勇貴 (2012) 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*, 78, 787: 361-369.

Onambélé, G. N. L., Burgess, K., Pearson, S. J. (2007) Gender-specific in vivo measurement of the structural and mechanical properties of the human patellar tendon. *J. Orthop. Res.*, Dec25: 1635-1642.

Pearson, S. J., Mohammed, A. S. A., Hussain, S. R. (2017) Patellar tendon in vivo regional strain with varying knee angle. *J. Biomech.*, 61: 45-50.

Kubo, K., Kanehisa, H., and Fukunaga, T. (2001) Effects of different duration isometric contractions on tendon elasticity in human quadriceps muscles. *J. Physiology*, 536(2): 649-655.

Malliaras, P., Kamal, B., Nowell, A., Farley, T., Dhamu, H., Simpson, V., Morrissey, D., Langberg,

H., Maffulli, N., and Reeves, N. D. (2013) Patellar tendon adaptation in relation to load-intensity and contraction type. *J. Biomech.*, 46: 1893-1899.

Kongsgaard, M., Reitelseder, S., Pedersen, T. G., Holm, L., Aagaard, P., Kjaer, M., and Magnusson, S. P. (2007) Region specific patellar tendon hypertrophy in humans following resistance training. *Acta. Physiol.*, 191: 111-121.

Yamamoto N., and Ota, T. (2009) Relationships between the mechanical properties of patellar tendons and quadriceps strength in humans. *J. Biomech. Sci. Eng.*, 4: 530-538.

Kubo, K., Ikebukuro, T., Yaeshima, K., Yata, H., Tsunoda, N., and Kanehisa, H. (2009) Effects of static and dynamic training on the stiffness and blood volume of tendon in vivo. *J. Appl. Physiol.*, 106: 412-417.

Seynnes, O. R., Bojsen-Møller, J., Albracht, K., Arndt, A., Cronin, N. J., Finni, T., and Magnusson, S. P. (2015) Ultrasound-based testing of tendon mechanical properties: a critical evaluation. *J. Appl. Physiol.*, 118: 133–141.

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.

Herzog W, Hasler, E., and Abrahamse, S. K. (1991) A comparison of knee extensor strength curves obtained theoretically and experimentally. *Medicine & Science in Sports and Exercise*, 23(1): 108-114.

Ichinose, Y., Kawakami, Y., Ito, M., and Fukunaga, T. (1997) Estimation of active force-length characteristics of human vastus lateralis muscle. *Acta. Anatomica.*, 159: 78-83.

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.

Dorđević, 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.

Dorđević, S., Berdajs, M., Modic, Ž., Gerbec, Cuček, M., Stančin, S., Sodnik, J., and Tomažič S. (2014b) Preliminary force load analysis of the knee muscle-tendon complex between squatting with MC sensor. *ISOT*, Rome: 23-27.

Fredberg, U., Bolving, L., Anderson, N. T., and Stengaard-Pedersen, K. (2008) Ultrasonography in evaluation of achilles and patella tendon thickness. *Ultraschall Med.*, 29: 60-65.

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.

江間諒一・若原卓・金久博昭・矢内利政・川上泰雄 (2010) 股関節および膝関節角度が等尺性膝関節伸展筋力と大腿四頭筋の筋活動に与える影響. *スポーツ科学研究*, 7: 109-118.

金子公宥 (1994) 改定スポーツ・バイオメカニクス入門. 杏林書院.

山本憲隆・勝野正俊 (2013) 超音波診断装置を用いたヒト膝蓋腱の繰返しクリープ特性の生体内計測. *日本機械学会論文集 A 編*, 79, 798: 188-197.

Diamant, J., Keller, A., Baer, E., Litt, M., Arridge, RG. (1972) Collagen; ultrastructure and its relation to mechanical properties as a function of ageing. *Proc. R. Soc. Lond. B., Biol. Sci.*, 180: 293-315.

瀧下渡・竹中睦・長岡大地・小木曾一之 (2015) 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*, 30: 803-809.

DeFrate, L. E., Wook, Nha, K., Papanagari, R., Moses, J. M., Gill, T. J., and Guoan, Li. (2007) The biomechanical function of the patellar tendon during In-vivo weight-bearing flexion. *J. Biomech.*, 40: 1716-1722.

Merican, A. M., and Amis, A. A. (2009) Iliotibial band tension affects patellofemoral and tibiofemoral kinematics. *J. Biomech.*, 42: 1539-1546.

Csintalan, R. P., Schulz, M. M., Woo, J., McMahon, P. J., and Lee, T.Q. (2002) Gender differences in patellofemoral joint biomechanics. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 402: 260-269.

Travnik, L., Pernus, F., and Erzen, I. (1995) Histochemical and morphometric characteristics of the normal human vastus medialis longus and vastus medialis obliquus muscles. *J. Anat.*, 187: 403-411.

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.

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.

## 〔第5章〕

Dorđević, 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.

Dorđević, 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.

Dorđević, S., Berdajs, M., Modic, Ž., Gerbec, Cuček, M., Stančin, S., Sodnik, J., and Tomažič S. (2014b) Preliminary force load analysis of the knee muscle-tendon complex between squatting with MC sensor. *ISOT*, Rome: 23-27.

DeFrate, L. E., Wook, Nha, K., Papanagari, R., Moses, J. M., Gill, T. J., and Guoan, Li. (2007) The biomechanical function of the patellar tendon during In-vivo weight-bearing flexion. *J. Biomech.*, 40: 1716-1722.

Merican, A. M., and Amis, A. A. (2009) Iliotibial band tension affects patellofemoral and tibiofemoral kinematics. *J. Biomech.*, 42: 1539-1546.

Csintalan, R. P., Schulz, M. M., Woo, J., McMahon, P. J., and Lee, T.Q. (2002) Gender differences in patellofemoral joint biomechanics. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 402: 260-269.

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.

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.

Travnik, L., Pernus, F., and Erzen, I. (1995) Histochemical and morphometric characteristics of the normal human vastus medialis longus and vastus medialis obliquus muscles. *J. Anat.*, 187: 403-411.

Gheller, R. G., Pupo, J. D., Pereira de Lima, L. A., Monteiro de Moura, B., and Giovana dos Santos, S. (2014) Effect of squat depth on performance and biomechanical parameters of counter movement vertical jump. *Rev. Bras. Cineantropom. Hum.*, 16(6): 658-668.

van Ingen Schenau, G. J., Dorssers, W. M. M., Welter, T. G., Beelen, A., de Groot, G., and Jacobs, R. (1995) *J. physiology*, 484(1): 247-254.

## 〔第 6 章〕

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.

Dorđević, 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.

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.

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.

Travnik, L., Pernus, F., and Erzen, I. (1995) Histochemical and morphometric characteristics of the normal human vastus medialis longus and vastus medialis obliquus muscles. *J. Anat.*, 187: 403-411.

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.

Moritani, T., and deVries, H. A. (1979) Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am. J. Phys. Med.*, 58: 115-130.

Hemingway, M. A., Biedermann, H. J., and Inglis, J. (1995) Electromyographic recordings of paraspinal muscles: Variations related to subcutaneous tissue thickness. *Biofeedback and self-regulation*, 20(1): 39-49.

Fukunaga, T., Ichinose, Y., Ito, M., Kawakami, Y., Fukashiro, S. (1997) Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *J. Appl. physiol.*, 82(1): 354-358.

山本憲隆・高辻勇貴 (2012) 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*, 78, 787: 361-369.

Onambélé, G. N. L., Burgess, K., Pearson, S. J. (2007) Gender-specific in vivo measurement of the

structural and mechanical properties of the human patellar tendon. *J. Orthop. Res.*, Dec25: 1635-1642.

Pearson, S. J., Mohammed, A. S. A., Hussain, S. R. (2017) Patellar tendon in vivo regional strain with varying knee angle. *J. Biomech.*, 61: 45-50.

Kubo, K., Kanehisa, H., and Fukunaga, T. (2001) Effects of different duration isometric contractions on tendon elasticity in human quadriceps muscles. *J. Physiology*, 536(2): 649–655.

Kubo, K., Ikebukuro, T., Yaeshima, K., Yata, H., Tsunoda, N., and Kanehisa, H. (2009) Effects of static and dynamic training on the stiffness and blood volume of tendon in vivo. *J. Appl. Physiol.*, 106: 412-417.

Malliaras, P., Kamal, B., Nowell, A., Farley, T., Dhamu, H., Simpson, V., Morrissey, D., Langberg, H., Maffulli, N., and Reeves, N. D. (2013) Patellar tendon adaptation in relation to load-intensity and contraction type. *J. Biomech.*, 46: 1893-1899.

Kongsgaard, M., Reitelseder, S., Pedersen, T. G., Holm, L., Aagaard, P., Kjaer, M., and Magnusson, S. P. (2007) Region specific patellar tendon hypertrophy in humans following resistance training. *Acta. Physiol.*, 191: 111-121.

Yamamoto N., and Ota, T. (2009) Relationships between the mechanical properties of patellar tendons and quadriceps strength in humans. *J. Biomech. Sci. Eng.*, 4: 530-538.

瀧下渡・竹中睦・長岡大地・小木曾一之 (2015) 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*, 30: 803-809.

van Ingen Schenau, G. J., Dorssers, W. M. M., Welter, T. G., Beelen, A., de Groot, G., and Jacobs, R. (1995) *J. physiology*, 484(1): 247-254.

金俊東・久野譜也・相馬りか・増田和実・足立和隆・西嶋尚彦・石津政雄・岡田守彦 (2000) 加齢による下肢筋量の低下が歩行能力に及ぼす影響. 体力科学, 49: 589-596.

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.

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.

三秋泰一・角久美子・楠戸翔・荒井貴裕 (2012) 膝伸展運動における最大等尺性収縮中の内側広筋の筋活動の比較. 理学療法科学, 27(5): 553-557.