表面筋電図を用いた身体運動時の
中間広筋の神経筋活動

教育発達科学研究科　教育科学専攻

齋藤　輝

目次

略語と記号

第 1 章　緒言‥‥‥

4. 考察‥‥‥

第 6 章　股関節屈曲時の中間広筋の神経筋活動 (実験 3) ‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥53

1. 目的‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥‥

4. 考察……72

5. 要約……79

第 8 章　膝蓋腱の振動刺激が大腿四頭筋の力調節安定性に与える影響 (実験 5) ……80

1. 目的……80

2. 方法……81

A. 被検者……81

B. プロトコール……81

C. 膝関節伸展……82

D. 表面筋電図……83

E. 電気刺激……83

F. 振動刺激……84

G. 統計処理……84

3. 結果……84

4. 考察……86

5. 要約……90

第 9 章　振動刺激が中間広筋の神経筋活動に与える影響 (実験 6) ……92

1. 目的……92

2. 方法……93

A. 被検者……93

B. プロトコール……93

C. 膝関節伸展……94

D. 表面筋電図……94

E. 振動刺激……95

F. 統計処理……95
3. 結果……95
4. 考察……97
5. 要約……104

第 10 章　総合討論……106

第 11 章　総括……112

謝辞……115

参考文献……116

略語と記号

本研究で用いる主な略語と記号は，以下の通りである．

MF：median frequency　中央周波数

MRI：magnetic resonance imaging　磁気共鳴画像法

MVC：maximal voluntary contraction　随意最大収縮，およびそれによって得られた筋力

RMS：root mean square　自乗平均平方根もしくは実効値

SOD：sum of difference　相対的な発揮筋力と標準化筋電図の差との和

VR：variance ratio　分散比

本博士論文は，以下の原著論文に，未発表の実験結果を加えてまとめられている．

1. Akira SAITO, Kohei WATANABE and Hiroshi AKIMA: The highest antagonistic coactivation of the vastus intermedius muscle among quadriceps femoris muscles during isometric knee flexion. Journal of Electromyography and Kinesiology 23: 831-837, 2013

2. Akira SAITO and Hiroshi AKIMA: Knee joint angle affects EMG-force relationship in the vastus intermedius muscle. Journal of Electromyography and Kinesiology 23: 1406-1412, 2013

3. Akira SAITO, Kohei WATANABE and Hiroshi AKIMA: Coordination among thigh muscles including the vastus intermedius and adductor magnus at different cycling intensities. Human Movement Science 40: 14-23, 2015

第 1 章　緒言

ヒトの大腿四頭筋は，中間広筋，外側広筋，内側広筋，大腿直筋で構成され，骨格筋の中で最も大きな筋量を有する筋群の 1 つである. 大腿四頭筋は, 重力に対して体重を支え，身体の水平あるいは垂直方向への移動に貢献することから，ヒトの身体運動において非常に重要な役割を担っている．そのため，運動生理学やバイオメカニクスをはじめ，リハビリテーション医学や整形外科学等の研究領域で大腿四頭筋の神経筋活動を記録した研究が数多く行われてきた (Akima et al. 2012, Alkner et al. 2000, Beynnon and Fleming 1998, Kellis 1998, Kouzaki et al. 2000, Pincivero 2004, Watanabe and Akima 2009b)．身体運動中のヒトの神経筋活動を記録するための一般的な方法として筋電図法が挙げられる．筋電図法の 1 つである表面筋電図法は，身体の表層部に位置している筋を対象として身体運動時の神経筋活動を高い時間分解能で測定することができるという特徴があり，筋電図法の中で最も頻繁に用いられてきている (Basmajian and De Luca 1985, De Luca 1997, Hug 2011).

近年，大腿四頭筋を構成する 4 つの筋の 1 つである中間広筋から表面筋電図を記録する画期的な試みがなされてきた．中間広筋の筋全体は，大腿部の深層に位置していると認識されていたが，Watanabe と Akima (2009a) は，磁気共鳴画像法 (magnetic resonance imaging, MRI) を用いることで中間広筋の一部が大腿部の遠位外側部に 14 cm^2 (4.3 × 3.2 cm) 程度の大きさで皮下に表出していることを見出した．さらに，そこから記録した筋電図信号には，隣接する外側広筋からの筋電図信号の混入 (cross-talk) の影響は無視できるほど小さいことを示した．これにより大腿四頭筋を構成するすべての筋から身体運動時の神経筋活動を評価することが可能になった．また，中間広筋の遠位部から記録された表面筋電図の振幅値は，中間広筋の中央部および遠位部から記録された針筋電図の振幅値と高い相関関係がある (r = 0.91–0.99) (Watanabe and Akima 2011a)．膝関節角度 (大転子上縁，大腿骨外側上顆下縁，外果下縁の 3 点の骨格マーカを結んだ線分がなす角) が 90°から 165° (180° = 最大伸展位) の範囲で中間広筋の遠位部から表面筋電図を記録することが可能である

(Watanabe and Akima 2011b) ことが示されてきた．これらの研究結果から，大腿部の遠位外側部にある中間広筋の表出部位から記録された表面筋電図は，中間広筋の代表的な神経筋活動を反映しており，様々な関節角度においても中間広筋の神経筋活動を検出することができると考えられる．この非侵襲的な方法を用いることで，膝関節伸展時の中間広筋の神経筋活動が次第に明らかにされつつある (Akima et al. 2012, Akima and Saito 2013a, 2013b, Watanabe and Akima 2009b, 2010).

しかしながら，これまでの先行研究では，中間広筋について全く注目していなかったため，身体運動中の中間広筋の機能的な役割は明らかになっていない点が多い．筋に直接電極を挿入する侵襲的な方法を用いて中間広筋の神経筋活動を記録することに試みた先行研究では，中間広筋が大腿四頭筋の他の構成筋と異なる活動パターンであることが示されている (Montgomery et al. 1994, Watanabe and Akima 2011b, Zhang et al. 2003)．Montgomery ら (1994) は，ランニング時の大腿部筋群から侵襲的な手法であるワイヤー電極を用いて筋電図を記録した．ランニング時の膝関節と股関節が同時に屈曲する遊脚局面で中間広筋に最大膝伸展時の約 17%の神経筋活動が認められ，それは外側広筋や内側広筋の神経筋活動 (約 5%) と比べて大きかった．また，針筋電図および表面筋電図により記録された中間広筋の神経筋活動は，いずれも膝が伸展位になるにつれて顕著に低値を示す (Watanabe and Akima 2011b)．さらに，電気刺激により誘発された低強度の筋収縮中に，膝関節伸展トルクに対する中間広筋の貢献度は大腿四頭筋の中で最も高く，その貢献度は最大で約 50%に達する (Zhang et al. 2003)．これら侵襲的な手法を用いた研究結果から，中間広筋の神経筋活動は，3 つの表層筋の神経筋活動と異なると推測することができる．このように，中間広筋の特異的な活動特性が報告されているが，中間広筋の神経筋活動の具体的な役割については，十分に検討されていないのが現状である．

膝関節伸展中の中間広筋の神経筋活動は，表面筋電図を用いて詳細に検討されてきた (Akima et al. 2012, Akima and Saito 2013b, Watanabe and Akima 2009b, 2010, 2011b) が，身体運動時の神経筋活動は，その動作や運動強度により変化すると考えられる (Prilutsky 2000).

したがって，様々な身体運動中の中間広筋から表面筋電図を記録することで，これまで検討されていなかった機能的役割の解明にアプローチすることが可能であると思われる．

本博士論文は，表面筋電図法を用いて身体運動時の中間広筋の神経筋活動を明らかにすることを目的としている．大腿四頭筋は，競技スポーツや日常的な身体運動に大きく貢献する筋群である (Thorpe et al. 1998)．さらに，大腿四頭筋は，加齢 (Burke et al. 1996, Häkkinen et al. 1998, Ogawa et al. 2012, Tracy and Enoka 2002) や身体活動量の低下 (Akima et al. 2001, Akima et al. 2007, Shinohara et al. 2003) によって，顕著な筋萎縮や筋機能の低下が生じる．以上のことから，中間広筋の神経筋活動を明らかにすることは，運動生理学，バイオメカニクスやその関連領域にとって重要であると考えられる．また，大腿四頭筋の神経筋活動に関する知見は，膝関節障害からの回復を目的としたリハビリテーションにも有益な情報を提供することが可能である (Beynnon and Fleming 1998, Carville et al. 2007, Kellis 1998, Krishnan et al. 2011)．したがって，本博士論文によって得られる研究成果は，健康・スポーツ科学に限らず，整形外科学やリハビリテーション医学などの研究領域にも応用されることが期待される．

第 2 章　文献研究

1. 中間広筋の形態的特徴とその活動特性

中間広筋は，外側広筋，内側広筋，大腿直筋とともに大腿四頭筋を構成する．中間広筋，外側広筋と内側広筋は，膝関節のみをまたぐ単関節筋であり，大腿直筋は膝関節と股関節をまたぐ二関節筋である．大腿四頭筋を構成する個々の筋頭は，異なる起始部から膝蓋骨を介して脛骨粗面に停止し，主に膝関節の伸展動作に貢献する (Lieber 2009)．外側広筋，内側広筋と大腿直筋は，大腿の表層部に位置しているが，中間広筋は 3 つの表層筋に囲まれるように，筋の大部分が深層部に位置しているという形態的な特徴がある．中間広筋は，大腿四頭筋全体の約 30%の筋体積を占めており (Akima et al. 2007, Friederich and Brand 1990, Narici et al. 1992, O'Brien et al. 2009, 2010a)，その生理学的断面積は，大腿四頭筋の中で最も大きい (Friederich and Brand 1990, Narici et al. 1992, O'Brien et al. 2010b, Wickiewicz et al. 1983)，あるいは外側広筋の次に大きい (Erskine et al. 2009, O'Brien et al. 2010a)．筋体積や生理学的断面積は，最大努力での関節トルクと非常に高い相関関係 ($r = 0.90–0.94$) がある (Fukunaga et al. 2001)．したがって，中間広筋は，膝関節伸展筋力に大きく貢献する筋であると考えられる．

筋の大きさに加えて，腱組織に対する筋束の配列も発揮筋力を決定する要因となる (Blazevich et al. 2006, Lieber 2009)．大腿四頭筋を構成する個々の筋頭は，筋束が腱組織に対して斜めに配列している羽状筋である．大腿四頭筋の筋厚，筋束長，羽状角などの筋形状は，多くの先行研究で調査されてきており，筋形状は協働筋間で異なることが報告されてきた (Blazevich et al. 2006, Friederich and Brand 1990, Lieber 2009, O'Brien et al. 2010b)．Blazevich ら (2006) は，大腿四頭筋の各筋頭の筋形状を超音波画像法により詳細に測定した．その結果，大腿部前面の中間広筋は，他の構成筋よりも筋束長が長く羽状角が小さいこと，さらに，中間広筋の筋形状に近位と遠位部で差はないが，他の構成筋に筋内におけ

る筋形状の差が見られた．また，屍体を用いた実験において，中間広筋が大腿四頭筋の構成筋の中で最も小さい力で膝関節を伸展させたため，Lieb と Perry (1968) は，中間広筋が膝関節伸展動作に対して最も効率的な解剖学的構造をしていると考察している．これらのことから，中間広筋に大腿四頭筋の他の構成筋と異なる機能的役割があることが考察されている (Blazevich et al. 2006, Lieb and Perry 1968).

身体運動時における大腿四頭筋の神経筋活動は，表面筋電図法を用いて頻繁に調べられてきた (Aagaard et al. 2000, Alkner et al. 2000, Hug and Dorel 2009, Ivanenko et al. 2004, Kouzaki et al. 2002, Krishnan and Williams 2009, Pincivero and Coelho 2000, Tracy and Enoka 2002) が，表面筋電図を適用することができる筋は，身体の表層部に位置する筋に限られる (Basmajian and De Luca 1985, De Luca 1997, Hug 2011)．そのため，大腿部の深層にある中間広筋の神経筋活動は，筋内に直接電極を挿入することができる針電極 (Watanabe and Akima 2011a, 2011b) やワイヤー電極 (Montgomery et al. 1994, Riewald and Delp 1997, Zhang et al. 2003) を用いた研究で報告されてきた．ワイヤー電極を用いた研究は，大腿四頭筋の各筋頭を電気刺激することにより最大下の膝関節伸展動作を誘発させ，筋収縮時に発揮された関節トルクと筋電図を記録することで，大腿四頭筋の構成筋の貢献度を算出した (Zhang et al. 2003)．この実験から，大腿四頭筋全体で発揮される筋力に対する中間広筋の貢献度は，最大で約 50%であること，さらに，その貢献度は関節トルクの増大に伴って低下していくことが示された．これらは，中間広筋の運動単位の動員特性が他の筋頭と異なることを推測させる．また，Montgomery ら (1994) は，ワイヤー電極を用いてランニング時の大腿部の神経筋活動を記録した (図 1)．膝関節屈曲と股関節屈曲動作が同時に起こる遊脚局面において，中間広筋の神経筋活動は最大筋力発揮時の約 17%であり，これは外側広筋や内側広筋の神経筋活動 (約 5%) と比べて高かった．したがって，膝関節屈曲あるいは股関節屈曲時の中間広筋に外側広筋や内側広筋とは異なる活動パターンが見られる部分があり，膝・股関節屈曲動作に中間広筋が特別な役割を担っていると示唆される．

表面筋電図を用いて大腿四頭筋の神経筋活動を調べてきた研究の多くは，中間広筋を除

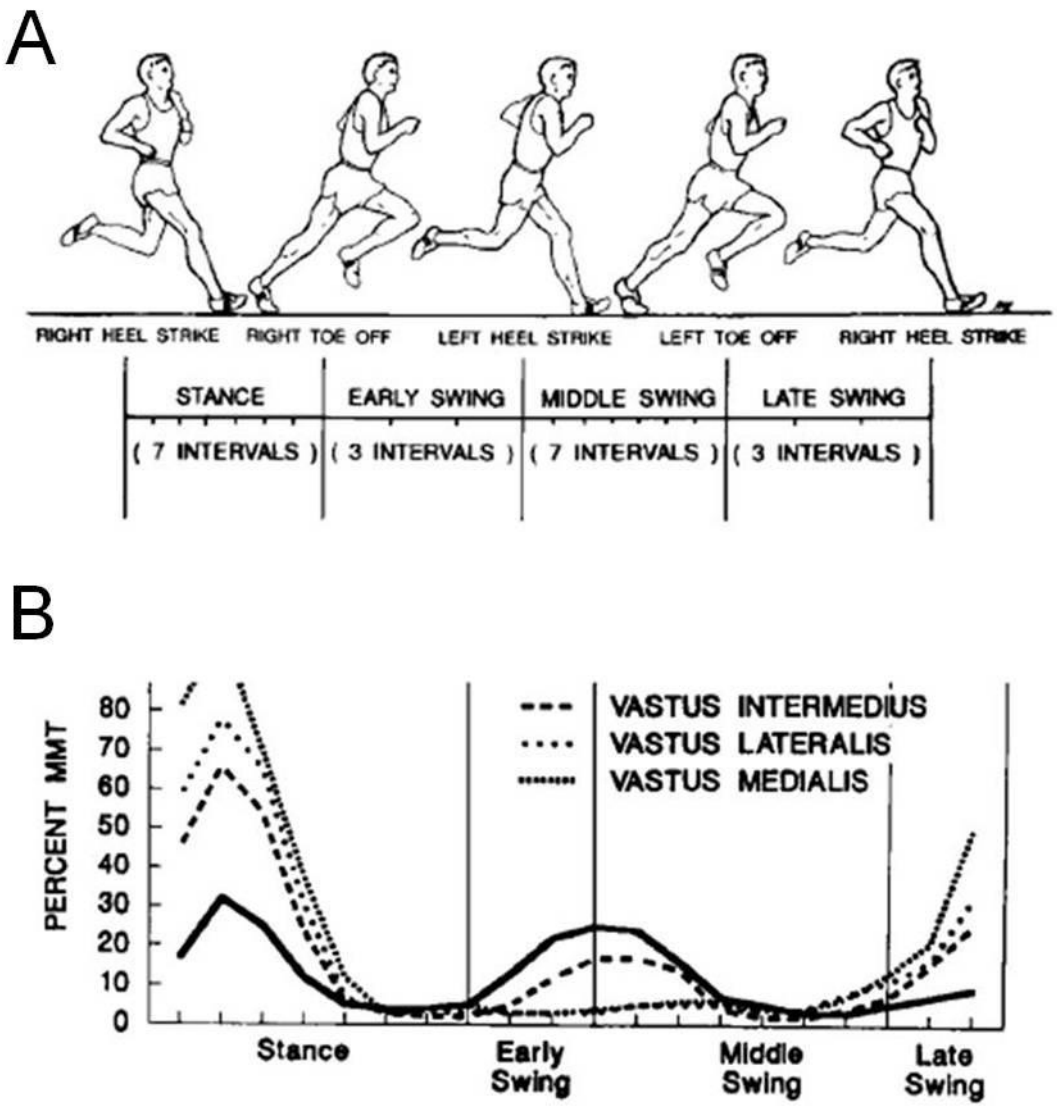


図 1. ランニング中の 4 つの局面 (A) と大腿四頭筋の筋電図振幅値のパターン (B).
ランニング時に得られた各筋の筋電図振幅値は, 随意最大収縮時の筋電図振幅値で標準化された.
—：大腿直筋, – –：中間広筋, ••••：外側広筋, ·····：内側広筋.
値は平均値で示された (N = 30).
(Montgomery et al. 1994)

いた 3 つの筋を対象としてきた (Aagaard et al. 2000, Alkner et al. 2000, Kouzaki et al. 2002, Krishnan and Williams 2009, Pincivero and Coelho 2000, Tracy and Enoka 2002). そして，中間広筋の表面筋電図を記録した研究は，Watanabe と Akima の研究 (Akima et al. 2012, Akima and Saito 2013a, Watanabe and Akima 2009a, 2009b, 2010, 2011a, 2011b) 以外には見当たらない．以上のことから，大腿四頭筋の他の構成筋と比べて知見が少ない中間広筋の筋活動特性が明らかになれば，身体運動時の大腿四頭筋の役割を理解する上で重要な知見となると考えられる．

2. 異なる膝関節角度における大腿四頭筋の神経筋活動

膝関節伸展中の関節角度は，発揮筋力に影響を与える (Becker and Awiszus 2001, de Ruiter et al. 2005, Kooistra et al. 2005, Kubo et al. 2004, Newman et al. 2003, Suter and Herzog 1997, Watanabe and Akima 2011b). 膝関節の伸展や屈曲は，筋や筋束の長さ変化 (Blemker and Delp 2006, Fukunaga et al. 1997, Gordon et al. 1966, Ichinose et al. 1997)，モーメントアームの長さ変化 (Smidt 1973, Spoor and van Leeuwen 1992, Yamaguchi and Zajac 1989) を伴う．大腿四頭筋の筋形状と発揮筋力との関係は，等尺性膝関節伸展中に皮膚上から超音波画像を撮影することで調べられてきた (Fukunaga et al. 1997, Ichinose et al. 1997). Ichinose ら (1997) は，等尺性収縮中に撮影された外側広筋の超音波画像をもとに，様々な関節角度で筋が発揮した張力を推定した．その推定値が膝関節角度 110°で最大値を示したことを理由に，この関節角度が外側広筋の筋束の至適長であると結論付けた．一方，大腿四頭筋のモーメントアーム長は，膝関節中心と膝蓋腱との距離であり，これはX線 (Smidt 1973) やMRI (Spoor and van Leeuwen 1992) を用いて算出されてきた．モーメントアーム長は，膝関節角度が 135°から 150°で最大となり，その肢位から膝関節が伸展位あるいは屈曲位になると，徐々に減少する (Smidt 1973, Spoor and van Leeuwen 1992). したがって，随意最大収縮 (maximal voluntary contraction, MVC) での膝関節伸展力が膝関節角度 100°から 140°の範囲で最大と

なる (Becker and Awiszus 2001, de Ruiter et al. 2005, Kubo et al. 2004, Newman et al. 2003, Watanabe and Akima 2011b) ことは，筋や筋束の長さ変化が主要因となることに加えてモーメントアーム長の変化が影響していると考えられる．

膝関節伸展中の関節角度は，大腿四頭筋の神経筋活動にも影響を与える (Aagaard et al. 2000, Babault et al. 2003, de Ruiter et al. 2008, Krishnan et al. 2011, Pincivero 2004, Watanabe and Akima 2011b)．筋電図振幅値に影響を与える因子として，筋収縮中に動員されている運動単位の数や発火頻度が挙げられる (De Luca 1997, Lawrence and De Luca 1983)．すなわち，膝関節角度を変えることが運動単位の数や発火頻度に影響を及ぼしている可能性がある．関節角度が運動単位の動員や発火頻度に与える影響は，いくつかの先行研究で検討されてきた (Altenburg et al. 2009, Bigland-Ritchie et al. 1992, Christova et al. 1998, Del Valle and Thomas 2004, Vander Linden et al. 1991) が，複数の関節角度間で同一の運動単位から筋電図信号を記録することは，非常に困難であった．Altenburg ら (2009) は，外側広筋の単一運動単位から活動電位を検出し，87°–147°の範囲で関節角度を変化させて発火頻度を比較した．運動単位の発火頻度は，関節角度間で同程度であったが，これは，筋収縮強度が MVC の約 7%までの結果である．この研究結果は，身体運動の強度から考えると低強度であり，膝関節角度の変化に応答した中枢神経系の情報を十分に反映していないと考えられる．

ヒト大腿四頭筋または膝関節にある腱，靭帯，関節包や半月板には，様々な感覚受容器が存在している．例えば，それらの受容器に刺激を与えると，脊髄を介して様々な反射が誘発される (Solomonow and Krogsgaard 2001)．したがって，末梢神経系による神経制御が大腿四頭筋の神経筋活動に影響を及ぼしている可能性がある．前十字靭帯 (Beynnon and Fleming 1998, Dyhre-Poulsen and Krogsgaard 2000, Hirokawa et al. 1991)，関節包 (Grigg and Greenspan 1977) や筋紡錘 (Garland et al. 1994, Tokuno et al. 2012) にある受容器からの求心性入力は，膝関節角度に依存することが示唆されている．以上のことから，膝関節や大腿四頭筋にある感覚受容器から脊髄運動ニューロンへの求心性入力は，膝関節角度に依存し，これが大腿四頭筋の神経筋活動に影響を与えている要因の 1 つであると考えられる．大腿

四頭筋の発揮筋力と表面筋電図の振幅値との関係 (力－筋電図関係) は，膝関節角度に依存する (de Ruiter et al. 2008, Krishnan et al. 2011) ことが報告されているが，これは 50% MVC までの結果であり, 中間広筋については検討されていない. Watanabe と Akima (2011b) は，膝関節角度を 90°から 165°の範囲で変化させ，MVC 時の大腿四頭筋の 4 筋から表面筋電図を記録した．膝関節伸展位で中間広筋の筋電図振幅値は，他の構成筋の筋電図振幅値と比べて顕著に低値を示した (図 2)．このことから，大腿四頭筋の中で中間広筋が最も膝関節角度に依存した活動特性を有することを推測することができる．しかしながら，最大下筋力発揮時に関しては検討されていない．力－筋電図関係は，個々の筋活動特性を反映する (De Luca 1997) ことから, 様々な膝関節角度で中間広筋の力－筋電図関係を明らかにすることで，中間広筋の神経筋活動をより明確にすることができると考えられる．

3. 拮抗筋の神経筋活動とその機能的役割

筋収縮時に主動筋が張力を発揮する一方で，拮抗筋は主働筋と相反する張力を発揮することで関節の安定性を維持する役割がある (De Luca and Mambrito 1987, Kellis 1998)．主働筋と拮抗筋で同時に見られるこのような神経筋活動に関する研究は，古くから行われてきており，末梢神経系によって拮抗筋の神経筋活動が引き起こされていると考えられてきた (Sherrington 1909)．例えば，ヒトの十字靱帯に電気刺激を与えると，拮抗筋に神経筋活動が誘発される (Dyhre-Poulsen and Krogsgaard 2000, Fischer-Rasmussen et al. 2002)．これは，十字靱帯にある受容器が脊髄運動ニューロンを興奮させる反射であると考えられる．しかしながら，末梢神経系に加えて中枢神経系も拮抗筋の神経筋活動を制御している可能性 (Fenyes et al. 1960) が示された後，拮抗筋活動には小脳が重要な役割を担っている (Hallett et al. 1975) ことが示唆された．さらに，手首の屈曲・伸展動作中にサルの大脳一次運動野の活動と拮抗筋の神経筋活動が関与していることが観察された (Cheney et al. 1982)．De Luca と Mambrito (1987) は，長母指伸筋と長母指屈筋に電極を挿入し，等尺性筋収縮中に

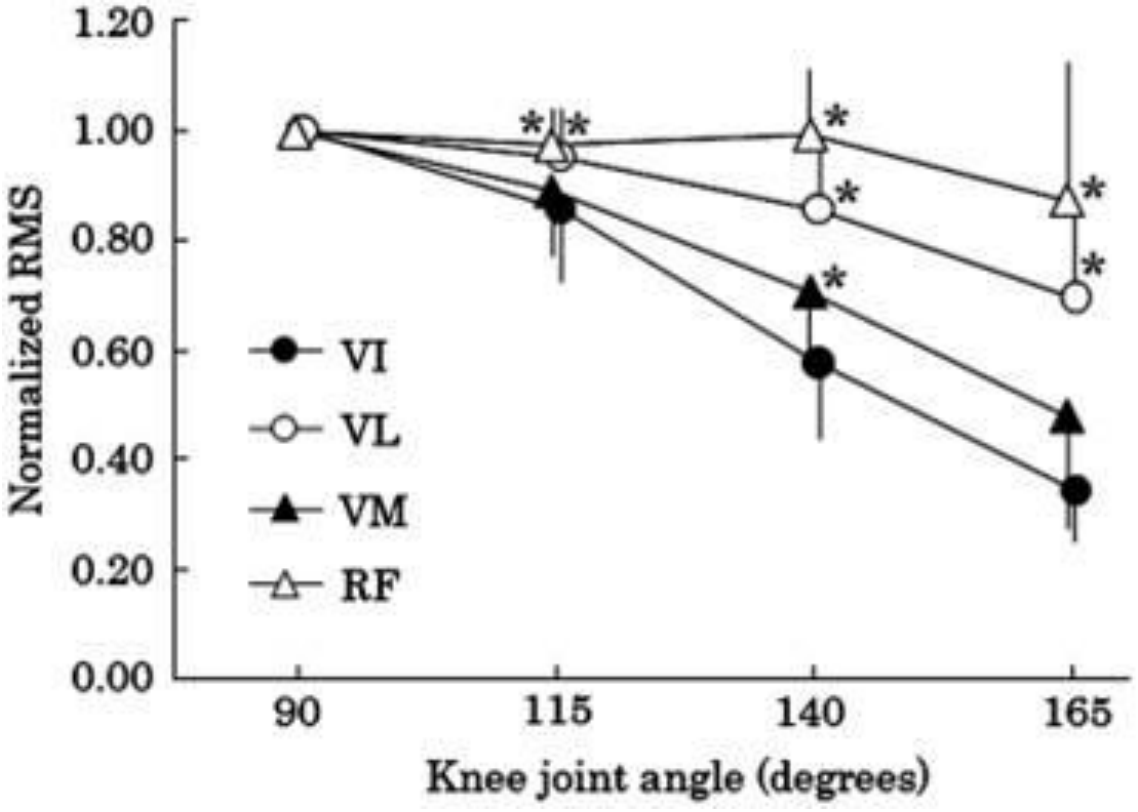


図 2. 膝関節角度が中間広筋を含む大腿四頭筋の筋電図振幅値に与える影響.
等尺性膝関節伸展時の大腿四頭筋の筋電図振幅値は，膝関節角度 90°の筋電図振幅値で標準化された.
VI：中間広筋，VL：外側広筋，VM：内側広筋，RF：大腿直筋
値は平均値と標準偏差で示された (N = 14).
*：P < 0.05 vs. 中間広筋
(Watanabe and Akima 2011a)

記録した筋電図を運動単位ごとに分解して解析した．その結果から，主働筋と拮抗筋を共通して命令を送る経路 (common drive) があり, それによって主働筋と拮抗筋の神経筋活動が制御されていると彼らは推測した．この拮抗筋の神経制御に関する理論は，多くの先行研究によって支持されてきた (Aagaard et al. 2000, Ebenbichler et al. 1998, Kellis 1999, Krishnan and Williams 2009, Patikas et al. 2002, Psek and Cafarelli 1993)．その一方で，Levenez ら (2005) は，ヒトの拮抗筋活動は，上位中枢よりもむしろ脊髄を経由する感覚受容器からの求心性信号が脊髄運動ニューロンを興奮させることで制御されていると考察している．以上のように，拮抗筋の運動制御機構に関しては，一致した見解が得られておらず，十分に明らかになっていない点が多い．

拮抗筋の機能は，身体運動中の関節の安定化や関節内にある組織の保護にとって重要である (Hirokawa et al. 1991, Kellis 1998, Solomonow and Krogsgaard 2001)．特に，膝関節は多くの腱や靭帯で構成されており，ヒト骨格系の中で最も複雑な構造をしている関節の 1 つである (Kellis 1998)．膝関節の障害は競技スポーツだけでなく，日常の身体活動においても多く報告されるため，運動生理学やバイオメカニクスの領域に限らず，リハビリテーション医学や整形外科学の領域においても頻繁に研究対象とされてきた (Asakawa et al. 2002, Beynnon and Fleming 1998, Fukubayashi et al. 1982, Hirokawa et al. 1991, Kellis 1998, Riewald and Delp 1997, Solomonow and Krogsgaard 2001)．例えば，大腿四頭筋の筋収縮により膝関節伸展トルクが発揮されると，大腿骨と脛骨を結ぶ前十字靭帯に負荷がかかる (Beynnon and Fleming 1998, Fukubayashi et al. 1982) が，この負荷は，膝関節屈曲筋であるハムストリングを収縮させることで軽減すること (Draganich and Vahey 1990, Hirokawa et al. 1991) が屍体を用いた実験によって明らかにされてきた．また，前十字靭帯にかかる負荷は膝関節角度に依存する (Beynnon and Fleming 1998, Draganich and Vahey 1990, Fukubayashi et al. 1982, Hirokawa et al. 1991) ことから，身体運動時の拮抗筋活動も膝関節角度に依存すると考えられる．

大腿四頭筋やハムストリングの拮抗筋活動は，表面筋電図法を用いて多くの先行研究で

調べられてきた (Aagaard et al. 2000, Bernardi et al. 1995, Grabiner et al. 1989, Kellis 1998, Krishnan and Williams 2009, Snow et al. 1993, 1995, White et al. 2003, Williams et al. 2004). Krishnan と Williams (2009) は，等尺性膝関節伸展および膝関節屈曲時に大腿四頭筋とハムストリングから表面筋電図を記録した．主働筋の発揮筋力の増加に伴い拮抗筋の神経筋活動が増加したことを根拠に，大腿四頭筋とハムストリングの神経筋活動は，相互に関連していると考察している．また，等速性膝関節屈曲時の大腿四頭筋の拮抗筋活動は，膝関節伸展時の 6%–9%の範囲であり，それは膝関節伸展時のハムストリングの拮抗筋活動 (15%–35%) と比べて低値である (図 3) (Aagaard et al. 2000, Snow et al. 1993, 1995). しかしながら，大腿四頭筋の拮抗筋活動を調べたすべての先行研究は，中間広筋を除いた大腿四頭筋の 3 つの構成筋に関して検討したものである．そのため，膝関節屈曲時に中間広筋がどの程度の活動をするのかに関しては，明らかになっていない．

4. 多関節運動時の大腿四頭筋の活動特性

1 つの動作に複数の関節運動が参画する多関節運動時の大腿四頭筋の神経筋活動は，単関節運動時のそれと比べて異なる運動制御がなされていると考えられる (Prilutsky 2000). この理由として，多関節運動時に中枢神経系が膨大な量の情報を処理する必要があることが挙げられる (Bernstein 1967). 動作が複雑になるにつれて，この系もさらに複雑になると考えられるため, 中枢神経系は各筋への神経入力をまとめ, それらを簡略化した指令を個々の筋に送っていると考えられてきた (Davis and Vaughan 1993, Hug et al. 2010, Ivanenko et al. 2004, Neptune et al. 2009, Raasch and Zajac 1999, Sabatini 2002, Ting and McKay 2007). 例えば, 自転車運動中の下肢 10 筋の活動パターンは，主に 3 つの成分によって説明され，1 つ目の成分に分類された筋は大腿四頭筋と大殿筋，2 つ目には下腿三頭筋とハムストリング，3 つ目には前脛骨筋と大腿直筋であった (図 4) (Hug et al. 2010). つまり，同じ成分に分類された筋は同じ機能を持つ筋とは限らず，1 つの筋群内の構成筋は必ずしも同じ成分に分類

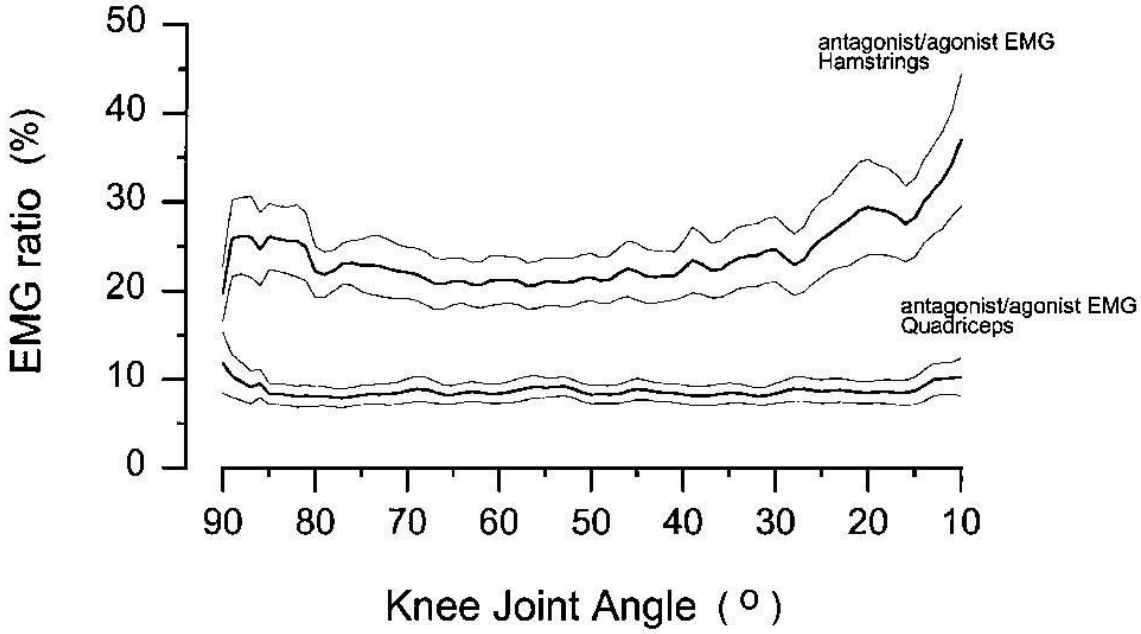


図 3. 等速性収縮時の大腿四頭筋とハムストリングの拮抗筋活動.

膝関節屈曲時の大腿四頭筋の筋電図振幅値は, 膝関節伸展時に得られた筋電図振幅値で標準化され, 膝関節伸展時のハムストリングの筋電図振幅値は, 膝関節屈曲時の筋電図振幅値で標準化された.

Quadriceps (大腿四頭筋) : 外側広筋, 内側広筋, 大腿直筋

Hamstrings (ハムストリング) : 大腿二頭筋・長頭, 半腱様筋

値は平均値 (太線) と標準誤差 (細線) で示された (N = 16).

(Aagaard et al. 2000)

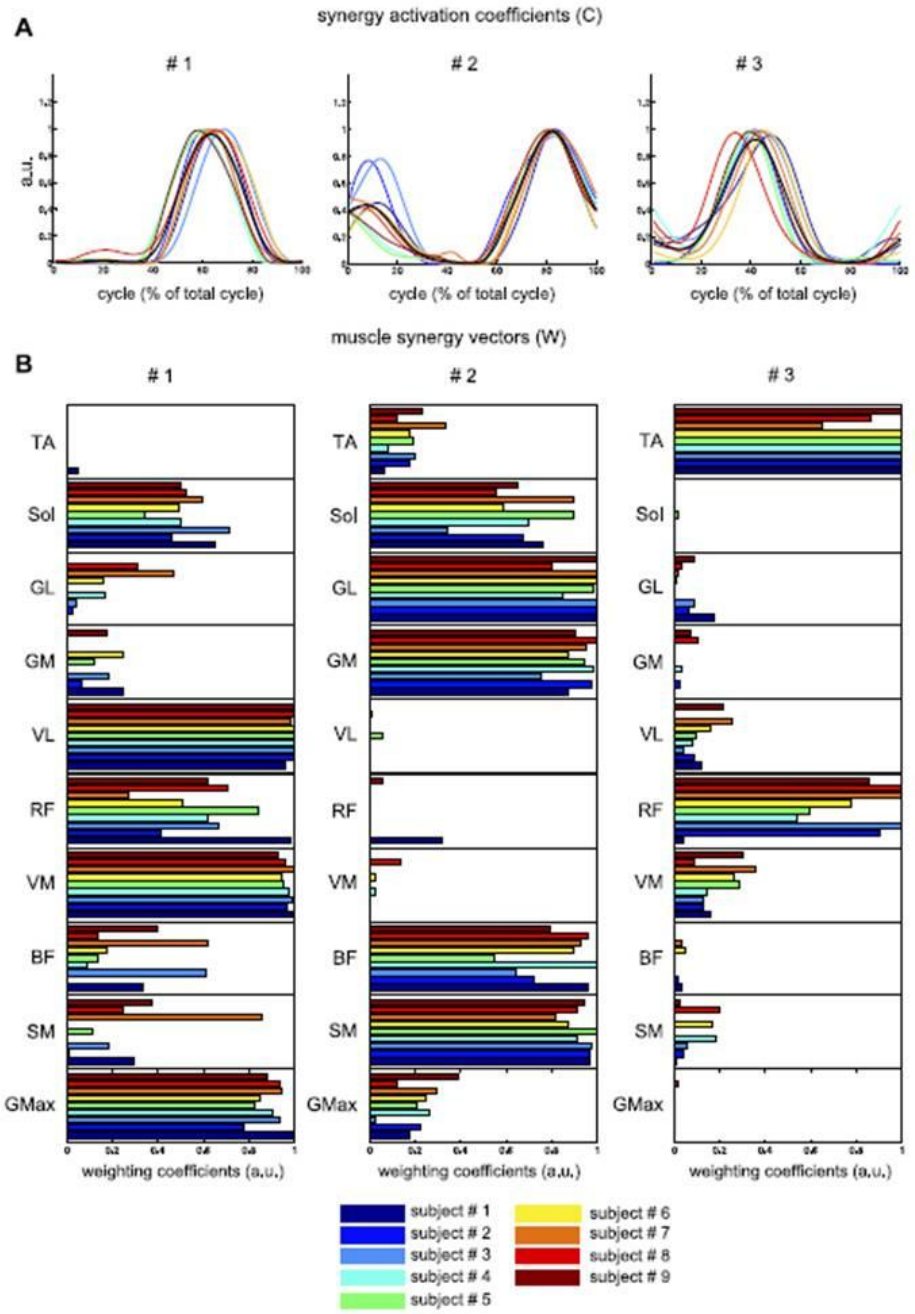


図 4. 自転車運動時の筋協働 (synergy).

非負値行列因子分解を用いて下肢 10 筋の活動パターンから 3 つの成分が抽出された. A：クランク角度とそれぞれの筋協調との関係．B：それぞれの筋協調と下肢 10 筋の活動パターンとの関係.

TA：前脛骨筋，Sol：ヒラメ筋，GL：外側腓腹筋，GM：内側腓腹筋，VL：外側広筋，RF：大腿直筋，VM：内側広筋，BF：大腿二頭筋，SM：半膜様筋，GMax：大殿筋 (Hug et al. 2010)

されない (Hug et al. 2010, Ivanenko et al. 2004, Wakeling and Horn 2009). 筋電図を用いた研究により，大腿直筋は外側広筋や内側広筋と異なる活動パターンを示すことが，歩行 (Neptune et al. 2009)，走行 (Montgomery et al. 1994) や自転車運動中 (Dorel et al. 2008, Mornieux et al. 2008, Wakeling and Horn 2009) に観察されてきた．これらのことから，多関節運動を遂行する際には，多くの筋が協調して働いていると考えられてきており，中枢神経系が各筋をどのように調整しているのか，という研究課題が議論されてきた (Hug 2011, Raasch and Zajac 1999, Sabatini 2002, Wakeling and Horn 2009).

筋協調は“様々な関節運動が組み合わされた運動を実行するための筋活動や張力の各筋への配分”と定義され (Prilutsky 2000)，表面筋電図による研究 (Enders et al. 2013, Hug et al. 2010, Hug 2011, Ivanenko et al. 2004, Wakeling and Horn 2009), 運動力学による研究 (Bini et al. 2010, Gregor et al. 1985, van Ingen Schenau et al. 1992) やシミュレーション研究 (Neptune et al. 2009, Raasch and Zajac 1999) によって検討されてきた．自転車ペダリング中の関節トルクの発揮パターンに注目した研究では，ペダルを踏み込む局面において，膝関節はクランクが最上点から水平までの範囲で伸展トルクを発揮し，クランクが水平位から最下点の範囲で屈曲トルクを発揮することを示した (Gregor et al. 1985, Martin and Brown 2009). Gregor ら (1985) は，ペダル踏み込み動作で膝関節が伸展および屈曲トルクを発揮した原因として，股関節伸展および膝関節屈曲に貢献するハムストリングが，膝関節伸展トルクに対して拮抗筋として作用する (Lombard 1903) ことが影響したと考察した．したがって，単関節動作と比べると，より多くの筋が身体運動に関与することで，多関節運動時に筋は複雑な神経制御を受けていると考えられる (Hug and Dorel 2009, Ivanenko et al. 2004, Pearson 1995, Prilutsky 2000).

身体動作中の筋協調を調べるため，表面筋電図が多くの研究で用いられており，様々な身体運動時の神経筋活動のパターンなどが検討されてきた (De Luca 1997, Dorel et al. 2008, Hug 2011). 近年では，表面筋電図により測定された複数の筋における筋活動パターンに対して，非負値行列因子分解 (De Marchis et al. 2013, Hug et al. 2010, Ivanenko et al. 2005)，因

子分析 (Davis and Vaughan 1993, Ivanenko et al. 2004, Merkle et al. 1998) や主成分分析 (Enders et al. 2013, Wakeling and Horn 2009) を行うことで，運動中の筋協調が検討されてきた．筋協調は未だ概念であり，様々な研究領域で議論されているが，この概念は複雑な動作中の運動制御機構を検討する上で有用な手法であると認識されている (Hug and Dorel 2009, Hug 2011, Ivanenko et al. 2005, Sabatini 2002)．しかしながら，表面筋電図を深層筋に適用することが困難であったことから，中間広筋の筋協調は明らかにされてこなかった．したがって, 深層筋は表層筋とは役割が異なるとする研究 (Montgomery et al. 1994, Zhang et al. 2003) もあることから，中間広筋の筋協調を明らかにすることで，新しいヒトの運動制御機構を解明できる可能性があると考えられる．

5. 大腿四頭筋の力調節機能

発揮筋力を目的に合うように精密に調節する能力 (力調節安定性) は，姿勢維持や細かい動作などの日常的な身体活動に影響を及ぼし (Kouzaki and Shinohara 2010, Mello et al. 2013, Shinohara et al. 2009)，加齢 (Enoka et al. 1999, Tracy and Enoka 2002, Vaillancourt et al. 2003) や身体活動量の減少 (Shinohara et al. 2003, Yoshitake et al. 2007) によって顕著に低下する．そのため，手指筋 (Burnett et al. 2000, Elble and Randall 1976, Moritz et al. 2005, Shinohara et al. 2005, Vaillancourt et al. 2003)，大腿四頭筋 (Durbaba et al. 2013, Kouzaki et al. 2004, Tracy and Enoka 2002)，下腿三頭筋 (Kouzaki and Shinohara 2010, Mello et al. 2013, Yoshitake et al. 2004) や前脛骨筋 (Dewhurst et al. 2007) を対象として，力調節中の発揮筋力と神経筋活動が調べられてきた．ターゲット筋力に発揮筋力を調節する課題中，手指筋における力の変動は，運動単位の発火頻度が力変動の主要な決定因子である (Moritz et al. 2005)．しかしながら，複数の筋で構成される大腿四頭筋には，協働筋間で神経筋活動の相互関係が観察される (Akima et al. 2012, Kouzaki et al. 2002, Kouzaki et al. 2004) ように, 大腿四頭筋の力調節機能の制御機構は，より複雑であると考えられる．

力調節中における発揮筋力の周波数特性は，主に 3 Hz 未満の低周波成分と 10 Hz 前後の高周波成分から成る (Elble and Randall 1976, Kouzaki et al. 2004, Taylor et al. 2003, Vaillancourt and Newell 2003). 低周波成分は, 脊髄運動ニューロンの興奮 (De Luca et al. 1982, Marchetti et al. 2001) を反映し，高周波成分は，生理学的振戦 (Elble and Randall 1976, Lippold et al. 1957, Wessberg and Vallbo 1996) を反映すると理解されている．特に 8–12 Hz の生理学的振戦は，筋紡錘の Ia 線維活動由来の律動的な神経筋活動であると考えられており (Elble and Randall 1976, Freund 1983, Lakie et al. 1994, Sturman et al. 2005)，低強度の筋力発揮では，この Ia 線維からの求心性入力が力調節安定性に重要な役割を果たしている (Shinohara 2005, Yoshitake et al. 2004).

本来は，生理的に制御されている Ia 線維活動であるが，腱や筋に対する振動刺激によって Ia 線維活動が変化することが多くの先行研究で示されてきた (Bongiovanni et al. 1990, Fry and Folland 2014, Kouzaki et al. 2000, Roll et al. 1989, Ushiyama et al. 2005, Yoshitake et al. 2004). Bongiovanni ら (1990) は，最大努力での足関節背屈力を繰り返し発揮中に，前脛骨筋の運動単位の発火頻度と発揮筋力を記録した．筋力発揮中に前脛骨筋の運動単位の発火頻度は，約 30 Hz であったが，筋収縮中に前脛骨筋の腱に 150 Hz の持続的な振動刺激を与えると，運動単位の発火頻度が低下したことを示している (図 5)．80 Hz から 100 Hz の振動刺激頻度が Ia 線維の活動を最も増大させたが, 筋紡錘由来の II 線維やゴルジ腱器官由来の Ib 線維の活動には影響しなかった (Roll et al. 1989)．これらのことから，腱や筋への持続的な振動刺激は，Ia 線維からの求心性入力を選択的に低下させ，それは運動単位の発火頻度を減少させる (Bongiovanni et al. 1990, Hagbarth et al. 1986, Roll et al. 1989)．振動刺激が随意筋力発揮中の神経筋活動を変化させるメカニズムとして，Ia 線維の興奮閾値の上昇，Ia 線維の前シナプス抑制，Ia シナプスにおける伝達物質の枯渇という 3 つの可能性が考えられている (Shinohara 2005)．また，振動刺激法は，腱に対してのみに限らず，筋にも適用されてきた (Jackson and Turner 2003, Kossev et al. 1999, Kouzaki et al. 2000, Shinohara et al. 2005)．Kouzaki ら (2000) は，皮膚上から大腿直筋に対して 30 Hz の振動刺激を 30 分間与

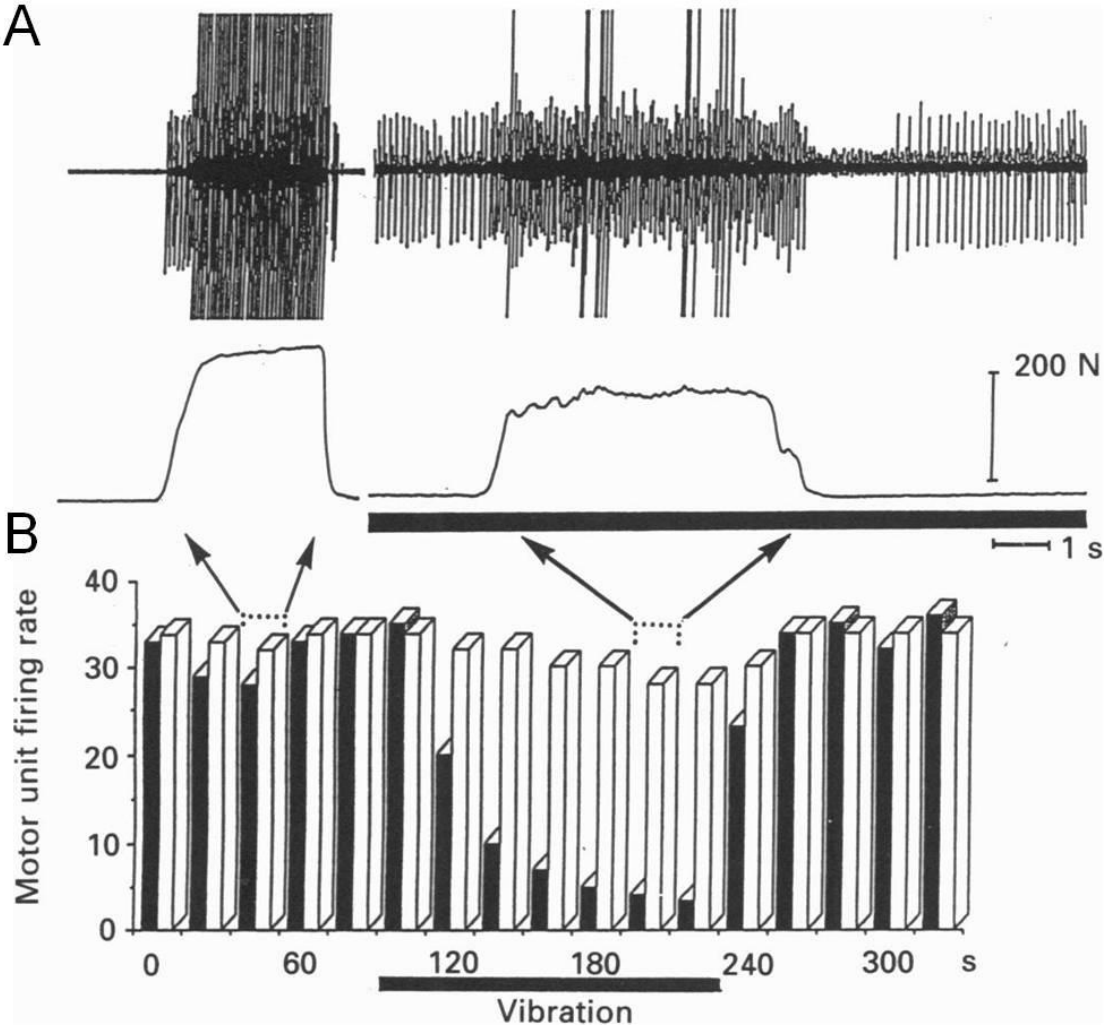


図 5. 前脛骨筋腱に与えた振動刺激が前脛骨筋の高閾値 (■) および低閾値 (□) の運動単位の発火頻度に及ぼす影響.

A : 随意最大収縮中の発揮筋力と運動単位の発火頻度. 右図は振動刺激中に行われた随意最大収縮の 1 試行. B : 間欠的な随意最大収縮時に記録された運動単位の発火頻度の推移. 腱に振動刺激が与えられた時間は, 時間軸の下に示された.

(Bongiovanni et al. 1990)

え, 振動刺激前後の大腿四頭筋の MVC および表面筋電図を記録した. 振動刺激後に, MVC と大腿直筋の筋電図振幅値は減少したが，外側広筋と内側広筋の筋電図振幅値は維持されていた. このことは, 振動刺激が筋の Ia 線維活動を選択的に変化させることを示している.

随意筋力発揮中の Ia 線維活動の役割を明らかにするため, アキレス腱の振動刺激に対する下腿三頭筋の神経筋活動の応答が検討されてきた (Yoshitake et al. 2004) が，大腿四頭筋に関しては明らかではない. 中間広筋は低強度での膝関節伸展トルクへの貢献度が大腿四頭筋の中で最も高い (Zhang et al. 2003) ことから，大腿四頭筋の Ia 線維活動の変化に対する中間広筋の神経筋活動の応答を明らかにすることは，大腿四頭筋の力調節機能を理解する上で重要な知見となると考えられる.

第 3 章　検討すべき問題点と本研究の目的

文献研究により，次の問題点が挙げられた．

(1) 大腿四頭筋の 1 つである中間広筋は，膝関節屈曲や股関節屈曲時に他の協働筋と異なる神経筋活動を示す可能性があるが，それらの動作中における中間広筋の神経筋活動は明らかではない．

(2) 中間広筋の神経筋活動は膝関節角度に依存することが示されているが，異なる膝関節角度における中間広筋の力－筋電図関係は調べられていない．

(3) 多関節運動時の神経筋活動は単関節運動時の神経筋活動と異なることが予想されるが，中間広筋の筋協調については明らかにされていない．

(4) 力調節機能に末梢神経活動が重要であるが，Ia 線維活動を変化させる腱や筋の持続的な振動刺激に対する中間広筋の神経筋活動の応答は明らかにされていない．

本論文では，身体運動時の中間広筋の表面筋電図を記録することで，上述した問題点を解決することを目的とした．これらの目的を達成するために，以下の 6 つの研究課題を設定し，実験を行った．

1. 異なる膝関節角度における発揮筋力と中間広筋の神経筋活動との関係 (実験 1)

膝関節角度の違いが中間広筋の神経筋活動に与える影響を明らかにすることを目的とする．異なる膝関節角度での等尺性膝関節伸展中から得られた大腿四頭筋の表面筋電図を関節角度間で比較する．

2. 膝関節屈曲時の中間広筋の拮抗筋活動 (実験 2)

膝関節屈曲時の中間広筋の拮抗筋活動を明らかにすることを目的とする．等尺性膝関節屈曲中に中間広筋を含む大腿四頭筋から表面筋電図を記録する．膝関節屈曲中に得られた

大腿四頭筋の表面筋電図を協働筋間で比較する．

3. 股関節屈曲時の中間広筋の神経筋活動 (実験 3)

股関節屈曲時の中間広筋の神経筋活動を明らかにすることを目的とする．等尺性股関節屈曲中の中間広筋を含む大腿四頭筋から表面筋電図を記録する．股関節屈曲中に得られた大腿四頭筋の表面筋電図を協働筋間で比較する．

4. 自転車運動時の中間広筋の筋協調 (実験 4)

自転車運動時に中間広筋と協調して活動する筋を明らかにすることを目的とする．自転車運動中に大腿部の 7 筋から表面筋電図を記録する．それぞれの神経筋活動パターンに因子分析を施すことで, 中間広筋がどの大腿部の筋と協調して活動するのかについて調べる．

5. 膝蓋腱の振動刺激が大腿四頭筋の力調節安定性に与える影響 (実験 5)

膝蓋腱に与えた長時間の振動刺激が中間広筋を含む大腿四頭筋の力調節安定性に及ぼす影響を明らかにすることを目的とする．膝蓋腱に長時間の振動刺激を与え，それが低強度の膝関節伸展力の変動に及ぼす影響を調べる．

6. 振動刺激が中間広筋の神経筋活動に与える影響 (実験 6)

中間広筋に与えた長時間の振動刺激がその神経筋活動に及ぼす影響を明らかにすることを目的とする．中間広筋に長時間の振動刺激を与え，その前後において力調節課題中の膝関節伸展力の変動や中間広筋の神経筋活動を比較する．

第 4 章　異なる膝関節角度における発揮筋力と中間広筋の神経筋活動との関係 (実験 1)

1. 目的

筋が発揮する張力の大きさは，主に筋収縮中に動員されている運動単位の数とその発火頻度によって調節される (Conwit et al. 1999, Fuglevand et al. 1993, Kukulka and Clamann 1981). 力－筋電図関係は，個々の協働筋における運動単位の動員や発火頻度のパターンなどの神経筋活動の特性を反映する (De Luca 1997, Lawrence and De Luca 1983). そのため，身体運動に大きく貢献する大腿四頭筋の力－筋電図関係は頻繁に調べられてきており，それは個々の構成筋で異なることが示されてきた (Alkner et al. 2000, Pincivero and Coelho 2000, Pincivero et al. 2003, Watanabe and Akima 2009b). Watanabe と Akima (2009b) は，膝関節角度 90°において 10%–100%MVC の範囲の等尺性膝関節伸展中に大腿四頭筋の 4 つの協働筋から表面筋電図を記録し，中間広筋の筋電図振幅値が 20%–40%MVC で外側広筋の筋電図振幅値より有意に低く, 60%MVC 以上の筋力レベルでは大腿直筋の標準化筋電図より有意に高いことを示した．中間広筋の力－筋電図関係は，他の協働筋の力－筋電図関係と一致しないことから，中間広筋は 3 つの協働筋と異なる神経筋活動の特性であることが示唆された.

膝関節伸展時の関節角度は，大腿四頭筋の筋電図振幅値に影響を与えることが報告されてきた (de Ruiter et al. 2008, Kooistra et al. 2006, Krishnan et al. 2011, Pincivero 2004, Watanabe and Akima 2011b). 膝関節角度 150°における中間広筋を除く大腿四頭筋の筋電図振幅値は，90°での筋電図振幅値より有意に低値を示す (de Ruiter et al. 2008, Krishnan et al. 2011). このことから，膝伸展位における大腿四頭筋の筋電図振幅値は，膝屈曲位での筋電図振幅値と比べて低いと考えられる．Watanabe と Akima (2011b) は，膝関節角度 90°から 165°の範囲で膝関節伸展 MVC 時の中間広筋から表面筋電図を記録した．膝関節角度 165°での外側広

筋の筋電図振幅値は 90°での筋電図振幅値の約 80%であったが，165°での中間広筋の筋電図振幅値は 90°の約 40%であった．つまり，中間広筋の筋電図振幅値は，大腿四頭筋の他の筋頭より膝伸展位で顕著に低値を示し，中間広筋の神経筋活動は，他の筋頭と比べて膝関節角度の影響を強く受けると考えられる．しかしながら，膝関節角度の違いが中間広筋の力－筋電図関係にどのような影響を与えるのかについては明らかではない．異なる膝関節角度における中間広筋の力－筋電図関係に関する知見は，筋や筋線維の長さ変化に対する中間広筋の神経筋活動の応答を検討することができると考えられる．

実験 1 では，膝関節角度の違いが中間広筋の神経筋活動に与える影響を明らかにすることを目的とする．中間広筋の筋電図振幅値は，膝が伸展位になるにつれて小さくなる (Watanabe and Akima 2011b) ことから，中間広筋の力－筋電図関係は，大腿四頭筋の 4 つの筋の中で最も膝関節角度変化の影響を受けると仮説を立てた．

2. 方法

A. 被検者

被検者は, 11 名の健康な成人男性であり, 幅広い活動レベルの被検者が含まれていた (年齢 21.0 ± 1.1 歳，身長 174.1 ± 5.3 cm，体重 66.8 ± 11.7 kg)．実験に先立って，本実験の概要，目的，実験に伴う危険性，実験から得られる有用性について説明し，書面において同意を得た．本実験は，名古屋大学総合保健体育科学センターの倫理委員会の承認を得て行われた．

B. プロトコール

すべての被検者は，本実験の 1 週間前までに MVC とその最大下筋力発揮の練習を行った．練習後，被検者は再び実験室を訪れ，本実験を行った．被検者は，ウォーミングアップの後，膝関節角度 90°，120°，150°のそれぞれにおいて等尺性膝関節伸展・屈曲 MVC の測定を行った．各膝関節角度において，4 つの強度の最大下筋力発揮で等尺性膝関節伸展

を行った．その際，膝関節伸展力および大腿四頭筋と大腿二頭筋・長頭の表面筋電図を記録した．なお，1 名の被検者は，過去にハムストリングの肉離れの経験があったため，膝関節屈曲 MVC の測定を避けた．

C. 膝関節伸展

等尺性膝関節伸展における MVC は，張力センサ (LTZ-100KA，共和電業社製) が搭載された特製の膝関節伸展筋力測定器 (竹井機器社製) を用いて行われた．運動中，腰部をベルトによって椅子に固定し，足首を張力計に固定した．被検者は椅子の側面にあるバーを握り, 筋力発揮中に上半身を保持するようにした. MVC は, 1–2 秒をかけて力を上昇させ, 最大努力での筋力を 3 秒間維持させた．検者は，被検者の発揮筋力が最大となるように声をかけて力強く励ました．各試行において，発揮筋力の最大値が発現した時点の前後 0.5 秒間，計 1 秒間の平均値を MVC の値とした．

最大下筋力発揮の強度は，MVC の 20%，40%，60%，80%とし，それらの順序はランダムとした．試行間には，1 分間以上の休息を設けた．最大下筋力発揮は，安静状態，ターゲット筋力まで発揮筋力を上昇させる局面 (1–2 秒間) およびターゲット筋力で発揮筋力を維持する局面 (3 秒間) から構成された．運動中，被検者にパーソナルコンピュータのモニタに発揮筋力とターゲット筋力を示した．発揮筋力を維持する局面で力が安定した 1 秒間の力データを平均した．

D. 膝関節角度

運動中の膝関節角度は，ゴニオメータ (SG150，Biometrics 社製) を用いて記録した．大転子上縁，大腿骨外側上顆下縁，外果下縁の 3 点の骨格マーカが結んだ線分がなす角 (内角) を膝関節角度と定義し，各点を結んだ皮膚上の線分の上にゴニオメータのセンサを貼付した．得られた信号は，AD 変換器 (PowerLab，ADInstruments 社製) を介して 2000 Hz で専用のソフトウェア (Chart 5.5，ADInstruments 社製) を用いてパーソナルコンピュータ

に記録した.

E. 表面筋電図

中間広筋，外側広筋，内側広筋，大腿直筋，大腿二頭筋・長頭，半膜様筋から能動型電極を用いて等尺性膝関節伸展中の表面筋電図を記録した. 表面筋電図の記録装置の詳細は，以下の通りであった．増幅形式：差動増幅，電極間距離：1 cm，センサ部分：0.1 × 1 cm の銀製，電極内における増幅率：10 倍，入力インピーダンス：$10^{15}\Omega$ // 0.2pF 以上，同相信号除去比：92 dB．増幅器における増幅率は 100 倍であり，記録周波数帯域は，20 ± 5 Hz から 450 ± 50 Hz であった (電極：DE-2.1，増幅器：Bagnoli-8，ともに Delsys 社製)．得られた筋電図信号は，AD 変換器 (PowerLab，ADInstruments 社製) を介して 2000 Hz で専用のソフトウェア (Chart 5.5，ADInstruments 社製) を用いてパーソナルコンピュータに力および膝関節角度のデータと同期して記録した.

電極を貼付する前に皮膚処理として剃毛および軽度の研磨を行い，最後にアルコール綿で十分に拭いた．外側広筋の電極貼付位置は，大転子と膝蓋骨上縁を結ぶ皮膚上の線分の中点とした．内側広筋の電極貼付位置は，膝蓋骨から大腿骨の 4 分の 1 近位かつ内側とした．大腿直筋の電極貼付位置は，上前腸骨棘と膝蓋骨上縁を結ぶ皮膚上の中点とした．大腿二頭筋･長頭の電極貼付位置は, 大腿骨外側上顆と坐骨結節を結ぶ皮膚上の中点とした．なお，大腿二頭筋･長頭の電極貼付位置は，超音波装置（Logiq e，General Electric Healthcare 社製) を用いて確認した．これらの電極は，推定される筋線維の走行方向と平行にセンサが並ぶように正確に貼付した．中間広筋については，Watanabe と Akima の方法 (Watanabe and Akima 2009a) を用いて，以下の手順で電極貼付位置を同定した (図 6)．膝関節角度を 90°とした座位姿勢において，大腿部の遠位外側部から横断画像を得た．皮下脂肪，中間広筋, 外側広筋および大腿骨を画像から同定し, 遠位および近位方向にプローブを移動させ，中間広筋の表出部位の周囲を耐水性のマーカで印をつけた．中間広筋の表出部位は，横断画像において外側広筋の外側端から皮下 1 cm 以上の深さに位置している中間広筋の外側

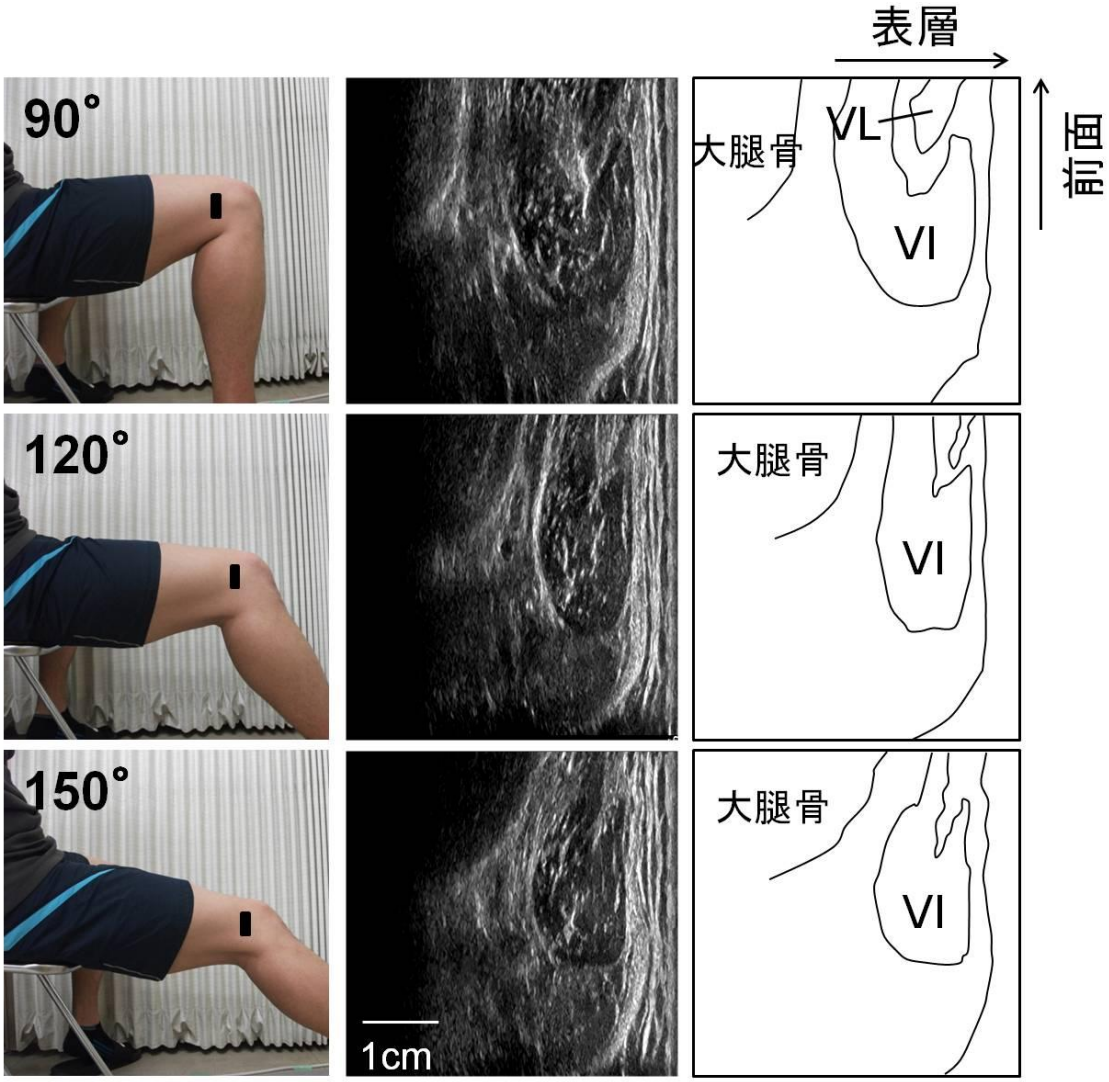


図 6. 膝関節角度 90°，120°，150°のそれぞれの肢位で中間広筋の表出部位の皮膚上においたプローブ位置 (左) と表出部位の皮膚上から得られた超音波画像 (中) とその模式図 (右).

VI：中間広筋，VL：外側広筋

端までと定義した．膝関節角度 150°とした座位姿勢においても同様に中間広筋の表出部位の周囲をマーカで印をつけ，膝関節角度 90°と 150°での表出部位が共通する部分を中間広筋の電極貼付位置とした．基準電極は，腸骨稜に貼付した．

力のデータが抽出された 1 秒間から各筋の筋電図信号を抽出し，自乗平均平方根 (root mean square, RMS) を算出した. 大腿四頭筋の RMS は, 膝関節角度 90°での膝関節伸展 MVC 時の RMS を 100%として標準化した．大腿二頭筋・長頭の RMS は，膝関節角度 90°での膝関節屈曲 MVC 時の RMS を 100%として標準化し，これらを標準化筋電図とした.

相対的な発揮筋力と標準化筋電図の値の差を以下の式により各筋において合計し，力－筋電図関係の形の指標として用いた (sum of difference, SOD) (Akima and Saito 2013a, Alkner et al. 2000, Watanabe and Akima 2009b).

$$\text{Sum of difference} = \sum_{i=20,40,60,80} \left| A_i - B_i \right|$$

A_i および B_i は，i%MVC における発揮筋力の相対値および標準化筋電図を示す．この式によって得られた値は，相対的な発揮筋力と標準化筋電図との比例関係を示しており，すべての被検者の力－筋電図関係が Y = X の直線と完璧に一致した場合, SOD の値は 0 になる.

F. 統計処理

得られた結果は，すべて平均値と標準偏差で示した．各関節角度における MVC を繰り返しのある一元配置分散分析を用いて分析し，有意差が認められた場合には，post-hoc テストとして Tukey の方法を用いた．筋ごとの標準化筋電図を繰り返しのある二元配置分散分析 (関節角度 × 発揮筋力レベル) を用いて分析し, 交互作用が認められた場合, post-hoc テストとして Tukey の方法を用いた．膝関節角度ごとの標準化筋電図は，繰り返しのある二元配置分散分析 (筋 × 発揮筋力レベル) を用いて分析し，交互作用が認められた場合，post-hoc テストとして Dunnett の方法を用いて, 中間広筋と 3 つの筋との標準化筋電図を比較した. 各関節角度における SOD を繰り返しのある二元配置分散分析 (筋 × 関節角度) を

用いて分析し，交互作用または主効果が認められた場合，post-hoc テストとして Tukey の方法を用いた. 有意水準は5%未満とした. 統計処理には, SPSS ソフトウェア (version 17.0J, SPSS 社製) を使用した.

3. 結果

膝関節角度 90°，120°，150°での等尺性膝関節伸展 MVC は，それぞれ 465.4 ± 123.1 N, 586.2 ± 157.8 N，432.3 ± 97.9 N であり，膝関節角度 120°での MVC は，150°での MVC に比べて有意に高値を示した ($P < 0.05$).

図 7 に，膝関節伸展力と大腿四頭筋の整流化筋電図の一例を示した．膝関節が伸展位になるのに伴い，中間広筋の筋電図信号が小さくなることが視覚的に観察された.

等尺性膝関節伸展時における大腿四頭筋の発揮筋力と筋電図振幅値との関係を筋ごとに比較した (図 8). 20%，40%，60%，80%MVC の発揮筋力レベルにおいて，膝関節角度 150°での中間広筋の標準化筋電図は，90°と 120°の標準化筋電図より有意に低値を示した ($P < 0.05$). さらに，40%，60%，80%MVC の発揮筋力レベルにおいて，膝関節角度 90°での中間広筋の標準化筋電図は，120°の標準化筋電図より有意に高値を示した ($P < 0.05$). 膝関節角度 150°での外側広筋の標準化筋電図は，20%，40%，60%MVC の発揮筋力レベルにおいて，90°の標準化筋電図より有意に低値を示し，20%，40%MVC の発揮筋力レベルにおいて，120°の標準化筋電図より有意に低値を示した ($P < 0.05$). 20%，40%，60%MVC の発揮筋力レベルにおいて，膝関節角度 150°での内側広筋の標準化筋電図は，90°と 120°の標準化筋電図より有意に低値を示した ($P < 0.05$). 60%MVC の発揮筋力レベルにおいて，膝関節角度 150°での大腿直筋の標準化筋電図は，90°の標準化筋電図より有意に低値を示した ($P < 0.05$).

等尺性膝関節伸展時における大腿四頭筋の発揮筋力と筋電図振幅値との関係を関節角度ごとに比較した (図 9). 膝関節角度 120°において，中間広筋の標準化筋電図は，20%，40%MVC で外側広筋の標準化筋電図より有意に低値を示し，60%，80%，100%MVC で大

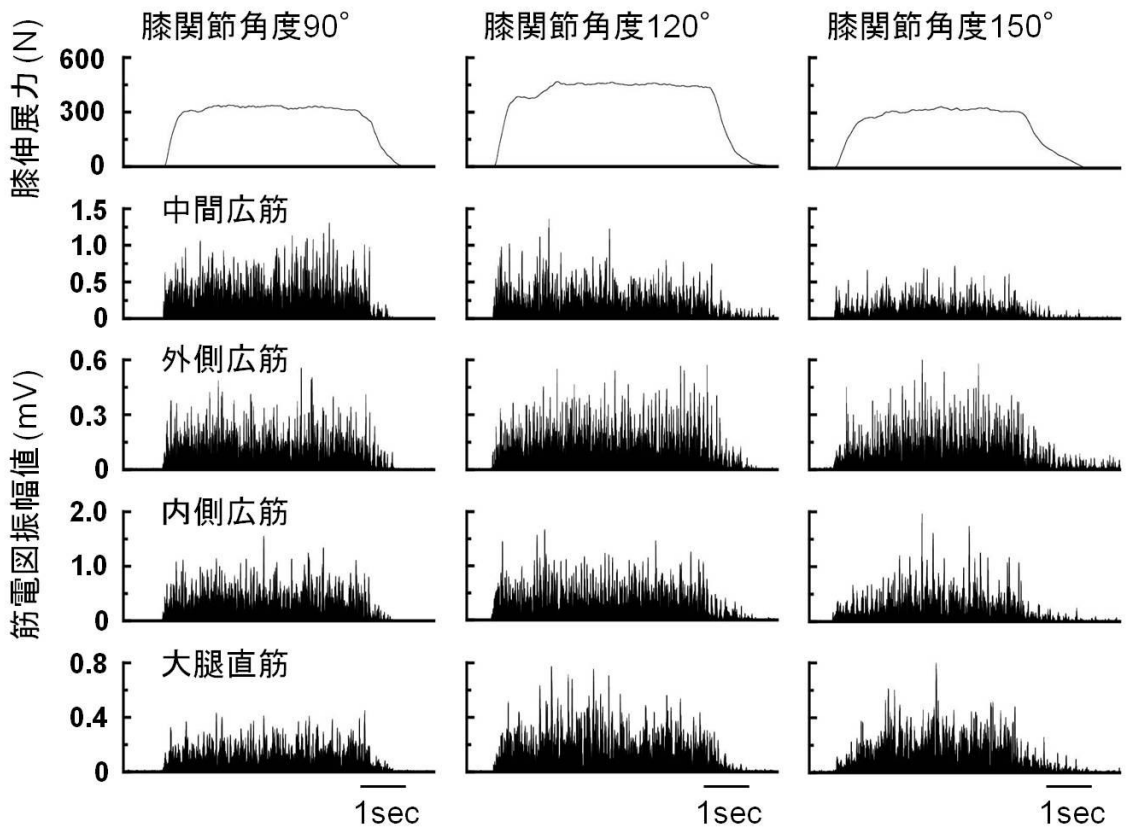


図 7. 膝関節角度 90°，120°，150°における随意最大収縮での膝関節伸展力と大腿四頭筋の整流化筋電図の一例.

各筋の筋電図振幅は，膝関節角度 90°での筋電図振幅と同じスケールで表示した．膝関節が伸展位になるにつれて，他の 3 つの筋とは異なり，中間広筋の筋電図振幅値だけが減少することが視覚的に観察された.

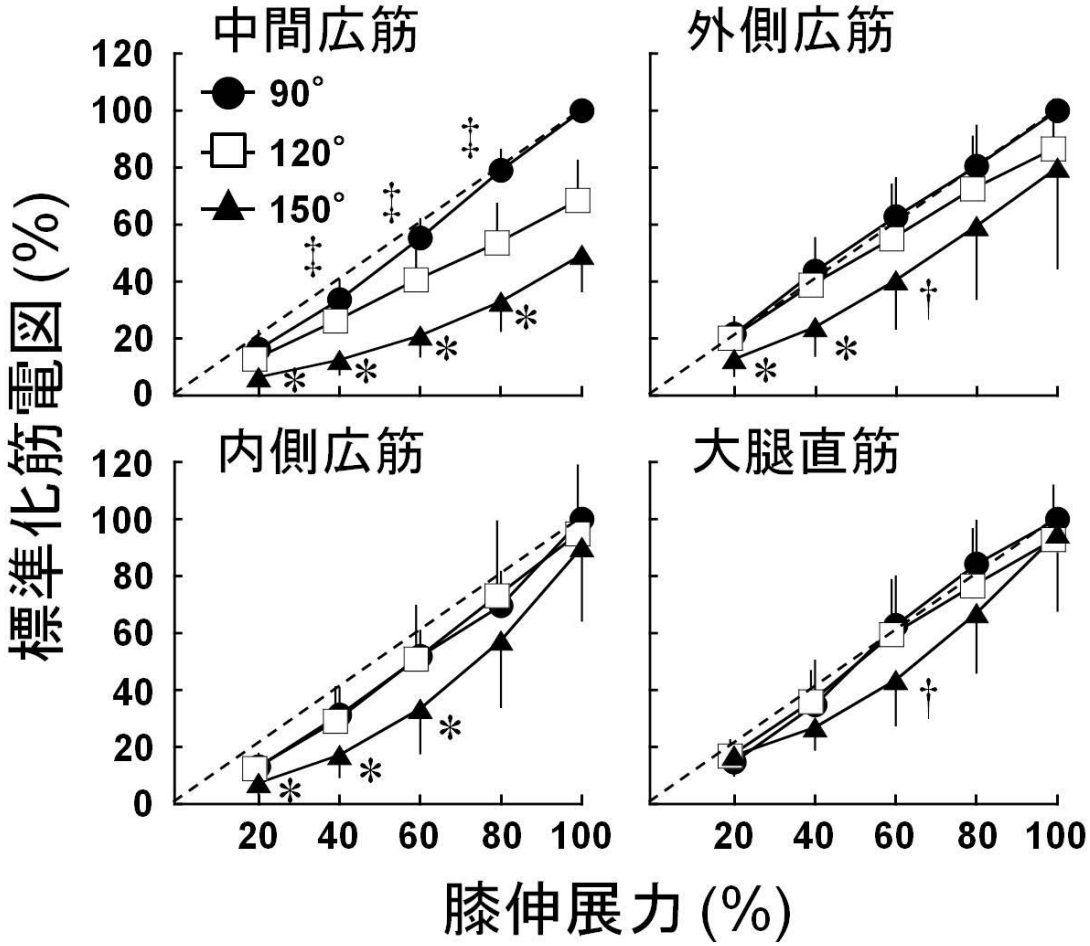


図 8.　3 つの関節角度での力－筋電図関係の筋ごとの比較.

大腿四頭筋の各構成筋から得られた筋電図振幅値は, 膝関節角度 90°での随意最大収縮時の筋電図振幅値で標準化した．相対的な発揮筋力と標準化筋電図が直線的な関係にあることを示す直線 Y = X を点線で示した.

値は平均値と標準偏差を示す (N = 11).

*：P < 0.05 vs. 90°, 120°

†：P < 0.05 vs. 90°

‡：P < 0.05 vs. 120°

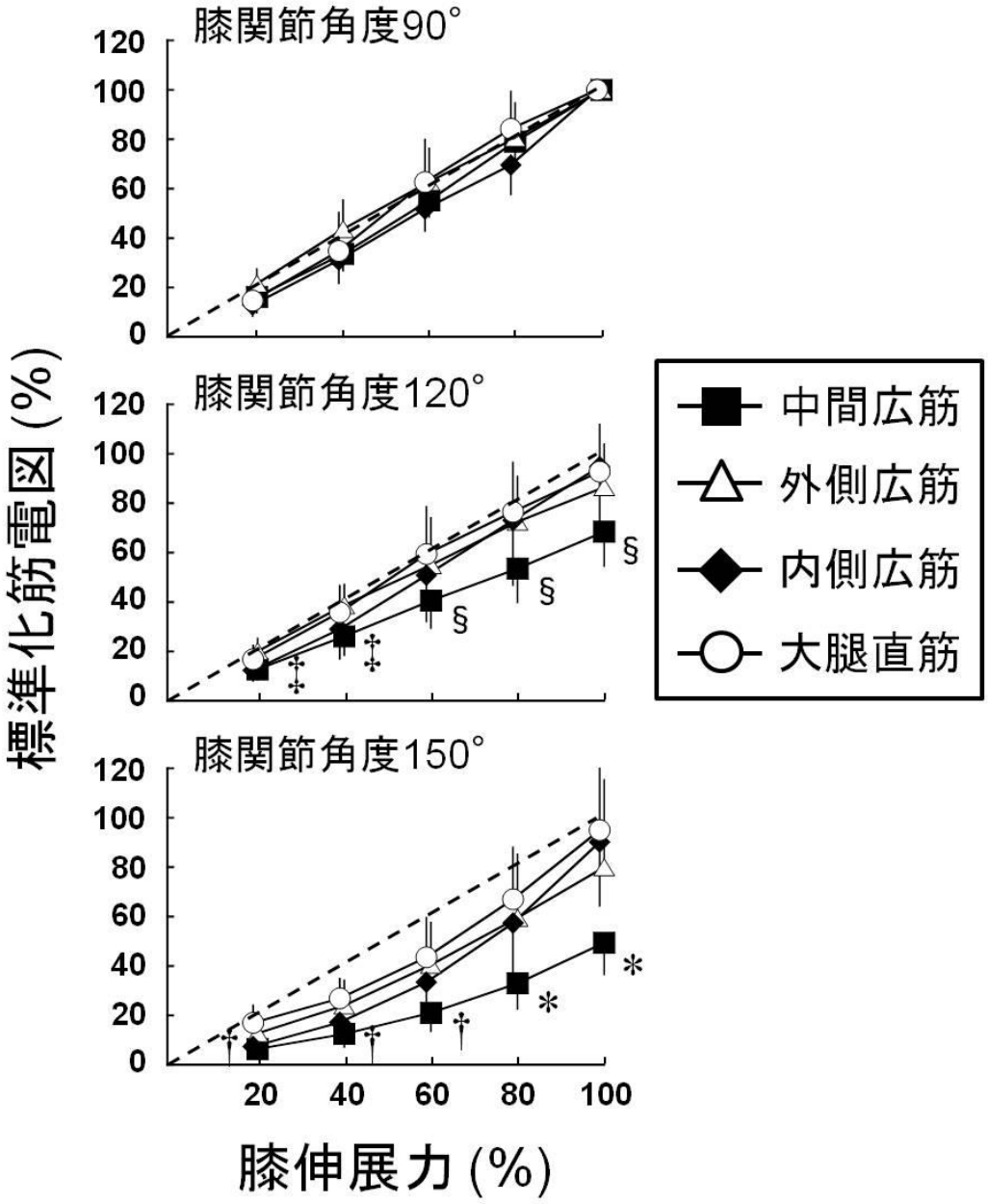


図 9. 大腿四頭筋の力－筋電図関係の関節角度ごとの比較.

大腿四頭筋の各構成筋から得られた筋電図振幅値は，膝関節角度 90°での随意最大収縮時の筋電図振幅値で標準化した. 相対的な発揮筋力と標準化筋電図が直線的な関係にあることを示す直線 Y = X を点線で示した.

値は平均値と標準偏差を示す (N = 11).

*：P < 0.05 vs. 外側広筋，内側広筋，大腿直筋

†：P < 0.05 vs. 外側広筋，大腿直筋

‡：P < 0.05 vs. 外側広筋

§：P < 0.05 vs. 大腿直筋

腿直筋の標準化筋電図より有意に低値を示した (P < 0.05). 膝関節角度 150°において，中間広筋の標準化筋電図は，20%，40%，60%MVC で外側広筋と大腿直筋の標準化筋電図より有意に低値を示し，80%，100%MVC で外側広筋，内側広筋，大腿直筋の標準化筋電図より有意に低値を示した (P < 0.05).

膝関節角度 150°における中間広筋と内側広筋の SOD は，90°と 120°の SOD より有意に高値を示した (P < 0.05) (図 10). 膝関節角度 150°における外側広筋と大腿直筋の SOD は，90°の SOD より有意に高値を示した (P < 0.05). さらに，膝関節角度 150°における中間広筋の SOD は, 150°における他の大腿四頭筋の SOD と比べて有意に高値であった (P < 0.05).

等尺性膝関節伸展時，大腿二頭筋・長頭の標準化筋電図は，膝関節角度 90°，120°，150°において，それぞれ 25.8 ± 14.9%，19.9 ± 11.8%，16.2 ± 7.4%であり (N =10)，関節角度間に有意な差は認められなかった.

4. 考察

実験 1 の目的は，膝関節角度の違いが中間広筋の神経筋活動に与える影響について明らかにすることであった．力ー筋電図関係を筋ごとに比較すると，膝関節角度 150°での標準化筋電図が 90°と 120°での標準化筋電図より有意に低値を示すことが中間広筋を含む大腿四頭筋のすべての筋で認められた．力ー筋電図関係を関節角度ごとに比較すると，膝関節角度 150°の中間広筋の標準化筋電図は，他の構成筋の標準化筋電図より有意に低値を示した．さらに，膝関節角度 150°における中間広筋の SOD は，他の構成筋の SOD より有意に高値を示した．これらの結果は，中間広筋の力ー筋電図関係が大腿四頭筋の 4 つの筋の中で最も膝関節角度変化の影響を受けるという仮説を支持した.

膝関節角度 150°におけるすべての大腿四頭筋の標準化筋電図は，90°と 120°の標準化筋電図より有意に低値を示し，膝関節角度 150°での大腿四頭筋の SOD は，90°と 120°の SOD より有意に高値を示した (図 8，10). 異なる関節角度における大腿四頭筋の力ー筋電図関係を調べた先行研究では，50%MVC 以下の等尺性筋力において膝関節角度 150°の標準化

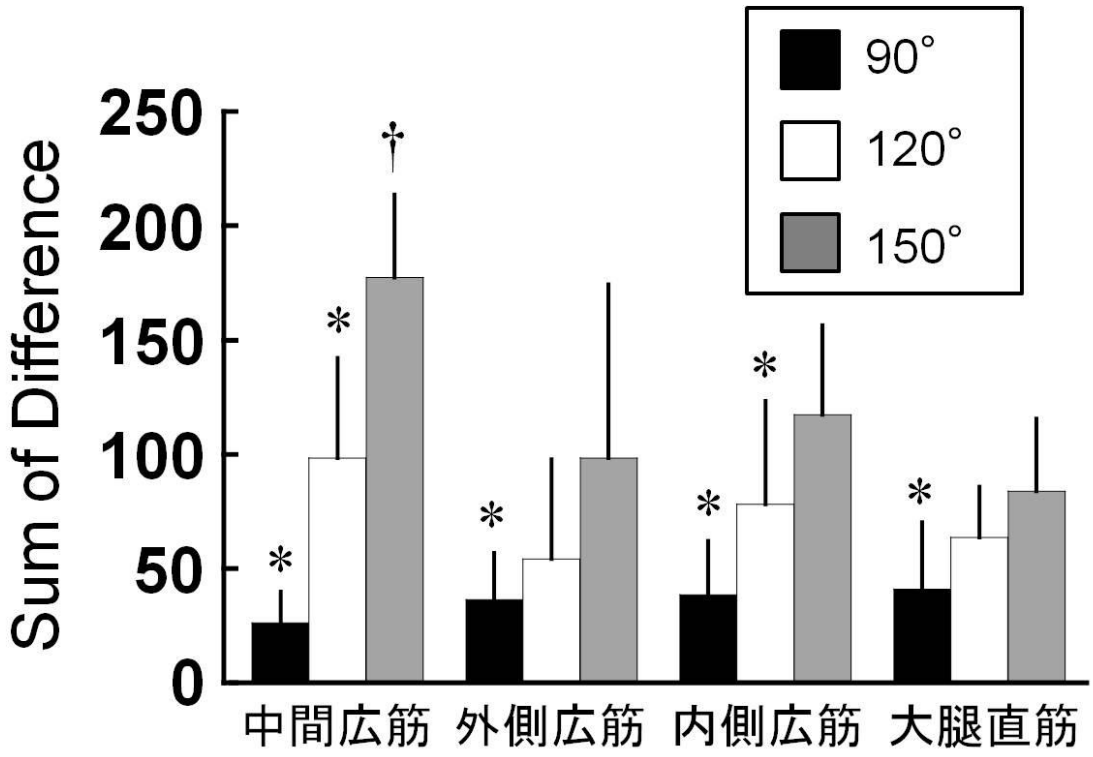


図 10.　3 つの関節角度における相対的な発揮筋力と標準化筋電図の差との和 (SOD).
SOD が小さくなるほど各被検者の力－筋電図関係が図 8, 9 の直線 Y = X に接近していることを示している.
値は平均値と標準偏差を示す (N = 11).
*：P < 0.05 vs. 150°
†：P < 0.05 vs. 外側広筋，内側広筋，大腿直筋

筋電図が膝関節角度 90°での標準化筋電図より有意に低値を示したことを報告している (de Ruiter et al. 2008, Krishnan et al. 2011). 力－筋電図関係は，主に運動単位の動員や発火頻度で説明することができる (De Luca 1997, Lawrence and De Luca 1983) ことから, 本研究や先行研究の結果は，各筋の運動単位の動員や発火頻度が膝関節屈曲位と伸展位の間で異なっていたことを示唆している．Altenburg ら(2009) は，異なる関節角度で外側広筋の 1 つの運動単位から筋電図を記録した．その結果，膝関節角度 87°から 147°までの範囲で外側広筋の発火頻度は類似していたが，この結果は，膝関節伸展筋力が平均で 7%MVC と非常に低強度での筋力レベルの結果であった (Altenburg et al. 2009). このような限定的な極めて低強度の筋力レベルでの先行研究しか報告されておらず，膝関節角度の違いが大腿四頭筋の運動単位の動員や発火頻度にどの程度影響を与えるのかについては十分に明らかになっていない.

近赤外線分光法を用いて大腿四頭筋内で消費された酸素量を調べた先行研究は，中間広筋を除く大腿四頭筋の脱酸素化ヘモグロビンおよびミオグロビンが，膝関節屈曲位より膝関節伸展位で有意に低いことを報告した (de Ruiter et al. 2005, Kooistra et al. 2006). de Ruiter ら (2005) は，膝関節角度変化に伴った筋線維の長さの違い (Ichinose et al. 1997) が，膝関節角度に依存した大腿四頭筋の酸素消費量に影響を与えたと考察した．等尺性筋収縮力が増加するに伴い，筋電図振幅値と酸素消費量も直線的に増大する (r = 0.74–0.89) (Praagman et al. 2003). そのため，膝関節伸展位で大腿四頭筋の神経筋活動が小さいという本研究の結果を用いて，膝関節角度の違いが大腿四頭筋の酸素消費量に影響することを示した先行研究 (de Ruiter et al. 2005, Kooistra et al. 2006) の結果を説明することができる可能性がある.

膝にある感覚受容器からの求心性入力は，膝関節角度に依存する (Solomonow and Krogsgaard 2001). それが大腿四頭筋の神経筋活動に影響している可能性がある．例えば，膝関節伸展中に前十字靱帯にかかる負荷は，内側広筋と大腿直筋の活動を抑制し (Dyhre-Poulsen and Krogsgaard 2000)，身体運動時に前十字靱帯にかかる負荷は，膝屈曲位

より膝伸展位の方が大きい (Beynnon and Fleming 1998). したがって，これらも膝関節伸展位で大腿四頭筋の神経筋活動が小さいことに関係する要因として挙げることができる.

中間広筋の標準化筋電図は，他の構成筋の標準化筋電図と比べて膝関節角度変化の影響を顕著に受けていた (図 9，10). Watanabe と Akima (2011b) は，本研究と類似した研究結果を報告している．90°から 165°までの範囲で膝関節角度を変えた際，中間広筋の筋電図振幅値は，外側広筋や大腿直筋の筋電図振幅値より大きく低下した．中間広筋の運動単位の動員特性が，その力－筋電図関係に影響している可能性がある．Zhang ら (2003) は，大腿四頭筋の各筋頭を個別に電気刺激して膝関節伸展トルクに対する貢献度を算出した．膝関節伸展トルクが増大するにつれて中間広筋の貢献度は低下したが，他の協働筋の貢献度は増大した．したがって，中間広筋は中枢神経系から他の協働筋とは異なる制御を受けており，それが膝関節を変えた時の力－筋電図関係に影響しているのかもしれない.

筋束長や羽状角など，大腿四頭筋の筋形状は，膝関節伸展トルクの発揮に影響する (Blazevich et al. 2006, Lieber 2009). Limb と Perry (1968) は，屍体を用いた実験によって大腿四頭筋の筋頭の中で中間広筋が最も小さい牽引力で屍体の膝関節を伸展させたことを示した．すなわち，中間広筋と他の構成筋との間における筋形状の違いも，力－筋電図関係に影響を及ぼす要因の 1 つであると考えられる．Blazevich ら (2006) は，中間広筋の筋束が大腿直筋より長いことを理由に，筋収縮時に中間広筋と大腿直筋の腱膜の伸張量に差異が生じると推測している．等尺性収縮中における外側広筋の筋束長の短縮量は，膝関節屈曲位と比べて伸展位で大きくなる (Ichinose et al. 1997). これらのことから，膝屈曲位より膝伸展位で中間広筋と大腿直筋との筋束長が大きく短縮する場合，中間広筋は大腿直筋よりも相対的に小さい神経筋活動で膝関節伸展力を発揮することができると考えられる.

5. 要約

実験の目的は，膝関節角度の違いが中間広筋の神経筋活動に与える影響を明らかにすることであった．結果の要約を以下に示す.

1) 大腿四頭筋の力－筋電図関係を筋ごとに比較すると, 膝関節角度 150°の中間広筋の標準化筋電図は，90°や 120°の標準化筋電図と比較して有意に低値を示した.

2) 大腿四頭筋の力－筋電図関係を関節角度ごとに比較すると, 膝関節角度 150°の中間広筋の標準化筋電図は，他の協働筋の標準化筋電図と比較して有意に低値を示した.

3) 膝関節角度 150°の中間広筋の SOD は, 他の協働筋の SOD と比較して有意に高値を示した.

以上の結果から，膝関節角度の違いは中間広筋の神経筋活動に影響していた．なお，膝伸展位における大腿四頭筋のすべての筋の力－筋電図関係は，膝屈曲位での力－筋電図関係より下方にシフトすることが示された.

第 5 章　膝関節屈曲時の中間広筋の拮抗筋活動 (実験 2)

1. 目的

ある関節で主働筋が張力を発揮する際，拮抗筋は主働筋と相反する張力を発揮する．この拮抗筋の活動は，関節の安定性や関節内にある組織の保護にとって重要であると考えられている (De Luca and Mambrito 1987, Kellis 1998)．特に膝関節は多くの腱や靭帯で構成されており，ヒト骨格系の中で最も複雑な構造をしている関節の 1 つである (Kellis 1998)．膝関節の障害は，競技スポーツで頻繁に報告され (White et al. 2003)，健常者における大腿部の拮抗筋活動は，歩行時のエネルギーコストと有意な正の相関関係がある (Mian et al. 2006)．これらのような理由から，大腿四頭筋やハムストリングの拮抗筋活動に関する研究は，運動生理学やバイオメカニクスの領域の他に，リハビリテーション医学や整形外科学の領域で行われてきた (Aagaard et al. 2000, Beynnon and Fleming 1998, Fukubayashi et al. 1982, Kellis 1998).

大腿四頭筋とハムストリングは，互いに主働筋と拮抗筋の関係にあり，ハムストリングが主働筋として活動する膝関節屈曲時に，大腿四頭筋は拮抗筋として活動する (Aagaard et al. 2000, Krishnan and Williams 2009, Snow et al. 1995)．Aagaard ら (2000) は，最大努力による等速性膝関節屈曲時の大腿四頭筋の拮抗筋活動が，等速性膝関節伸展時の約 8%–9%であり，これはハムストリングの拮抗筋活動 (約 20%–35%) と比べて低値であることを示した (図 3)．しかしながら，膝関節屈曲時の中間広筋の拮抗筋活動は，これまでの先行研究で調べられていない．Montgomery ら (1994) は，ランニング時の大腿部筋群からワイヤー電極を用いて筋電図を記録し，膝関節が屈曲する遊脚局面において中間広筋の神経筋活動が外側広筋や内側広筋より顕著に高いことを示した．この研究結果は，膝関節屈曲動作中に中間広筋が拮抗筋として主要な役割があることを推測させる．

表面電極から記録された筋電図信号には，対象とする信号以外に隣接する筋からの筋電図信号も含まれている可能性がある (Koh and Grabiner 1992, Solomonow et al. 1994) ことが中間広筋の拮抗筋活動を記録することの方法論的な問題として挙げられる．つまり，膝関節屈曲中に記録された中間広筋の筋電図信号には，中間広筋の表出部位に近い膝関節屈曲筋である大腿二頭筋からの信号が混入すること (cross-talk) が危惧される．この解決策として，皮膚の冷却によって選択的に表面筋電図の信号を変化させる方法 (Watanabe and Akima 2009a) がある．皮膚冷却は，その皮下にある筋の温度を低下させる．そして，筋温の低下は，筋電図信号の中央周波数 (median frequency, MF) を低下させる (Hagg 1992, Petrofsky and Laymon 2005)．すなわち，もし膝関節屈曲中の中間広筋の筋電図信号に大腿二頭筋からの cross-talk が影響する可能性があれば, 大腿二頭筋の冷却によって中間広筋の筋電図の MF も低下すると研究結果を予想することができる．しかしながら，中間広筋の表出部位に最も近い外側広筋の皮膚温の低下は，外側広筋の MF を有意に低下させるが，中間広筋の MF を有意に低下させない (Watanabe and Akima 2009a)．このことから，中間広筋の表出部位からの距離が外側広筋より遠い位置にある大腿二頭筋の神経筋活動は，中間広筋の筋電図信号を変化させるほどの影響を及ぼさないと考えられる．

実験 2-A は，膝関節屈曲時の中間広筋の拮抗筋活動を明らかにすることを目的とする．ランニング中において膝関節が屈曲する遊脚局面で中間広筋の神経筋活動は外側広筋や内側広筋と比べて高い (Montgomery et al. 1994) ことから，中間広筋の拮抗筋活動は大腿四頭筋の 4 筋の中で最も高いと仮説を立てた．実験 2-B は，大腿二頭筋の皮膚冷却が中間広筋の筋電図信号に与える影響を明らかにすることを目的とする．膝関節伸展中の中間広筋の表出部位から記録した筋電図信号には, 隣接する外側広筋からの cross-talk の影響は無視できるほど小さい (Watanabe and Akima 2009a)．そのため，大腿二頭筋・長頭および短頭の皮膚冷却は，膝関節屈曲中における中間広筋の筋電図信号の MF を低下させないと仮説を立てた．

2. 方法

A. 実験 2-A

A-1). 被検者

被検者は, 13 名の健康な成人男性であり , 幅広い活動レベルの被検者が含まれていた (年齢 23.5 ± 7.1 歳，身長 174.4 ± 5.5 cm，体重 66.3 ± 11.1 kg). 実験に先立って，本実験の概要，目的，実験に伴う危険性，実験から得られる有用性について説明し，書面において同意を得た．本実験は，名古屋大学総合保健体育科学センターの倫理委員会の承認を得て行われた.

A-2). プロトコール

すべての被検者は，本実験の 1 週間前までに MVC とその最大下筋力発揮の練習を行った．練習後，被検者は再び実験室を訪れ，本実験を行った．被検者は，ウォーミングアップの後，膝関節角度 90°，120°，150°のそれぞれにおいて等尺性膝関節伸展・屈曲 MVC の測定を行った．各膝関節角度において，3 つの強度の最大下筋力発揮で等尺性膝関節屈曲を行った．その際，膝関節屈曲力および大腿四頭筋とハムストリングの表面筋電図を記録した. 運動中の膝関節角度は, ゴニオメータ (SG150, Biometrics 社製) を用いて記録した. 膝関節角度の測定方法は，実験 1 と同様であった.

A-3). 膝関節屈曲

被検者は, 実験 1 で使用した実験用椅子に座り , MVC および最大下筋力発揮を行った. 運動中，腰部をベルトによって椅子に固定し，足首を張力計に固定した．被検者は，椅子の横にあるバーを握り，筋力発揮中に上半身を保持するようにした．最大下筋力発揮の強度は，MVC の 25%，50%，75%とし，それらの順序はランダムとした．MVC の測定方法とその算出方法は，実験 1 と同様であった.

A-4). 表面筋電図

中間広筋，外側広筋，内側広筋，大腿直筋，大腿二頭筋・長頭，半膜様筋から能動型電極を用いて等尺性膝関節屈曲中の表面筋電図を記録した．表面筋電図の記録装置は，実験 1 と同様であった．得られた筋電図信号は，AD 変換器 (PowerLab，ADInstruments 社製) を介して 2000 Hz で専用のソフトウェア (Chart 5.5，ADInstruments 社製) を用いてパーソナルコンピュータに力および膝関節角度のデータと同期して記録した．

電極を貼付する前に皮膚処理として剃毛および軽度の研磨を行い，最後にアルコール綿で十分に拭いた．中間広筋，外側広筋，内側広筋，大腿直筋，大腿二頭筋・長頭の電極貼付位置は，実験 1 と同様の方法で決められた．半膜様筋の電極貼付位置は，大腿骨内側上縁と坐骨結節を結ぶ皮膚上の線分の 3 分の 2 遠位とした．これらの電極は，推定される筋線維の走行方向と平行にセンサが並ぶように正確に貼付した．基準電極は，腸骨稜に貼付した．

各筋の筋電図信号を力のデータと同じ 1 秒間から抽出し，RMS を算出した．大腿四頭筋の RMS は，膝関節角度 90°での膝関節伸展 MVC 時の RMS を 100%として標準化した．ハムストリングの RMS は，膝関節角度 90°での膝関節屈曲 MVC 時の RMS を 100%として標準化し，これらを標準化筋電図とした．さらに，膝関節屈曲時の大腿四頭筋の RMS を関節角度間で比較するため，大腿四頭筋の RMS を各関節角度における膝関節伸展 MVC 時の RMS を 100%として標準化した．例えば，膝関節角度 150°の大腿四頭筋の RMS は，150°での膝関節伸展 MVC 時の RMS で標準化した．

A-5). 統計処理

得られた結果は，すべて平均値と標準偏差で示した．各関節角度における MVC を繰り返しのある一元配置分散分析を用いて分析した．膝関節屈曲時の大腿四頭筋の標準化筋電図を繰り返しのある二元配置分散分析 (筋 × 発揮筋力) を用いて分析した．それらに交互

作用が認められた場合，post-hoc テストとして Tukey の方法を用いた．各関節角度の膝関節伸展 MVC 時の RMS で標準化された大腿四頭筋の標準化筋電図を二元配置分散分析 (関節角度 × 発揮筋力) を用いて分析した．それらに交互作用が認められた場合，各発揮筋力において 3 つの膝関節角度間の標準化筋電図を比較した．膝関節屈曲時の大腿四頭筋の RMS とハムストリングの RMS との相関関係を Pearson の方法を用いて算出した．有意水準は 5%とした．統計処理には，SPSS ソフトウェア (version 17.0J，SPSS 社製) を使用した．

B. 実験 2-B

B-1). 被検者

被検者は，6 名の健康な成人男性であり，幅広い活動レベルの被検者が含まれていた (年齢 21.1 ± 1.1 歳，身長 176.1 ± 4.1 cm，体重 68.3 ± 9.3 kg)．実験に先立って，本実験の概要，目的，実験に伴う危険性，実験から得られる有用性について説明し，書面において同意を得た．本実験は，名古屋大学総合保健体育科学センターの倫理委員会の承認を得て行われた．

B-2). プロトコール

すべての被検者は，本実験の 1 週間前までに MVC の練習を行った．MVC の練習後，被検者は再び実験室を訪れ，本実験を行った．被検者は，ウォーミングアップの後，等尺性膝関節屈曲 MVC の測定を 3 回，1 分以上の休息を設けて行った．そして，中間広筋の表出部位に隣接する大腿二頭筋の神経筋活動が中間広筋の表出部位から得られた筋電図信号に与える影響を調べるため，大腿二頭筋・長頭および短頭の皮膚表面を 20 分間冷却し，大腿二頭筋の神経筋活動を選択的に変化させた．冷却の直後，等尺性膝関節屈曲 MVC の測定を 1 回行った．運動中，膝関節屈曲力および大腿四頭筋とハムストリングの表面筋電図を記録した．MVC 中の膝関節角度は，90°，120°，150°であった．それぞれの膝関節角度

での実験は別の日に行い，各実験は 3 日以上の間隔を空けて行われた．

B-3). 膝関節屈曲

被検者は，実験 1 で使用した実験用椅子に座り，MVC を行った．運動中，腰部をベルトによって椅子に固定し，足首を張力計に固定した．被検者は，椅子の横にあるバーを握り，筋力発揮中に上半身を保持するようにした．MVC の測定方法とその算出方法は，実験 1 と同様であった．

B-4). 表面筋電図

中間広筋，外側広筋，大腿二頭筋・長頭，大腿二頭筋・短頭，半膜様筋から能動型電極を用いて等尺性膝関節屈曲中の表面筋電図を記録した．表面筋電図の記録装置は，実験 1 と同様であった．得られた筋電図信号は，AD 変換器 (PowerLab，ADInstruments 社製) を介して 2000 Hz で専用のソフトウェア (Chart 5.5，ADInstruments 社製) を用いてパーソナルコンピュータに力のデータと同期して記録した．

電極を貼付する前に皮膚処理として剃毛および軽度の研磨を行い，最後にアルコール綿で十分に拭いた．中間広筋，外側広筋，大腿二頭筋・長頭，半膜様筋の電極貼付位置は，実験 2-A と同様の方法で決められた．大腿二頭筋・短頭の電極貼付位置は，大転子と大腿骨外側上顆とを結ぶ皮膚上の線分の 3 分の 2 遠位とした．これらの電極は，推定される筋線維の走行方向と平行にセンサが並ぶように正確に貼付した．基準電極は，腸骨稜に貼付した．

膝関節屈曲 MVC 中における筋電図信号の MF を算出するため，力の算出を行った時間帯における 1 秒間の筋電図信号を抽出した. MF の算出には, 専用のソフトウェア (Chart 5.5, ADInstruments 社製) を用いた 2048 点における高速フーリエ変換を行った. MF は各試行において算出し，冷却前においては 3 試行の筋電図信号から算出した MF の平均値を分析に用いた．

B-5). 冷却

大腿二頭筋の神経筋活動を変化させるため，氷で満たしたゴム製の氷嚢 (5 cm × 42 cm) を用いて大腿二頭筋・長頭および短頭の皮膚表面を 20 分間冷却した. 実験中, 室温を 22 ℃に維持した．冷却の前に，超音波画像を用いて皮膚上の大腿二頭筋の位置を同定し，その周囲をマーカで印をつけた．冷却前と冷却後の皮膚表面温を中間広筋および大腿二頭筋・短頭の表出部位から記録した (CTM303 thermometer，テルモ社製)．皮膚表面温のセンサをそれぞれの皮膚上に置いた電極に近接させた．冷却中，インピーダンスなどの電極の電気的特性が変化することを避けるため，大腿二頭筋・長頭および短頭の表面電極を一時的に取り外した．電極を取り外した部位には，マーカで目印をつけた後，防水シートを貼付した．冷却終了後，それぞれの電極を目印に従って冷却前と同一位置に貼り直した．電極の貼り直しが筋電図信号に与える影響は，先行研究で行われた確認実験により高い再現性 (級内相関係数 = 0.97–0.99) が示されている (Watanabe and Akima 2009a)．本研究は，その先行研究と同様の方法で電極の貼り直しを行ったため，先行研究と同程度の再現性が得られると判断した.

B-6). 統計処理

得られた結果は，すべて平均値と標準偏差で示した．冷却の前後での MVC，MF および皮膚表面温は，Wilcoxon の符号順位検定を用いて分析した．有意水準は 5%とした．統計処理には，SPSS ソフトウェア (version 17.0J，SPSS 社製) を使用した.

3. 結果

A. 実験 2-A

膝関節角度 90°, 120°, 150°での膝関節屈曲 MVC は, それぞれ 197.9 ± 59.8 N, 228.6 ± 81.7 N，242.9 ± 68.8 N であり，MVC に関節角度間で有意な差は認められなかった.

膝関節角度 90°での中間広筋の標準化筋電図は，25%MVC において外側広筋と内側広筋の標準化筋電図より有意に高値であり，50%，75%，100%MVC では，他の構成筋の標準化筋電図と比べて有意に高値を示した (P < 0.05) (図 11)．膝関節角度 120°での中間広筋の標準化筋電図は, 50%MVC において内側広筋と大腿直筋の標準化筋電図より有意に高値であり，75%と 100%MVC で他の構成筋の標準化筋電図と比べて有意に高値を示した (P < 0.05)．膝関節角度 150°の中間広筋の標準化筋電図は，50%MVC で内側広筋，75%MVC で内側広筋と大腿直筋，100%MVC で他の構成筋の標準化筋電図と比べて有意に高値を示した (P < 0.05).

関節角度ごとに標準化した大腿四頭筋の標準化筋電図の比較では，膝関節角度 150°の中間広筋の標準化筋電図は，すべての筋力レベルで 90°の標準化筋電図より有意に高値を示した (P < 0.05) (図 12)．外側広筋，内側広筋，大腿直筋の標準化筋電図には，膝関節角度間で有意な差は認められなかった.

大腿四頭筋の RMS とハムストリングの RMS との間には, すべての関節角度で有意な正の相関関係 (r = 0.29–0.85, P < 0.05–0.001) が認められた (表 1)．膝関節角度 120°での大腿直筋と半膜様筋，150°での外側広筋および大腿直筋と半膜様筋の RMS との間には，有意な相関関係は認められなかった．中間広筋とハムストリングの RMS の間には，すべての膝関節角度において有意な正の相関関係が認められた (r = 0.55–0.85, P < 0.001).

B. 実験 2-B

膝関節角度 90°, 120°, 150°での膝関節屈曲 MVC は, それぞれ 253.4 ± 53.4 N, 277.9 ± 50.5 N，301.5 ± 78.6 N であった．大腿二頭筋の 20 分間の冷却後，それらの MVC は，それぞれ 247.9 ± 45.5 N，261.9 ± 48.6 N，292.4 ± 55.7 N であった．冷却前後で膝関節屈曲 MVC に有意な変化は認められなかった.

膝関節角度 90°，120°，150°における大腿二頭筋・短頭の皮膚表面温は，それぞれ 31.2 ± 0.8 ℃，30.2 ± 1.4 ℃，30.8 ± 0.7 ℃ であった．それらの皮膚表面温は，大腿二頭筋の 20 分

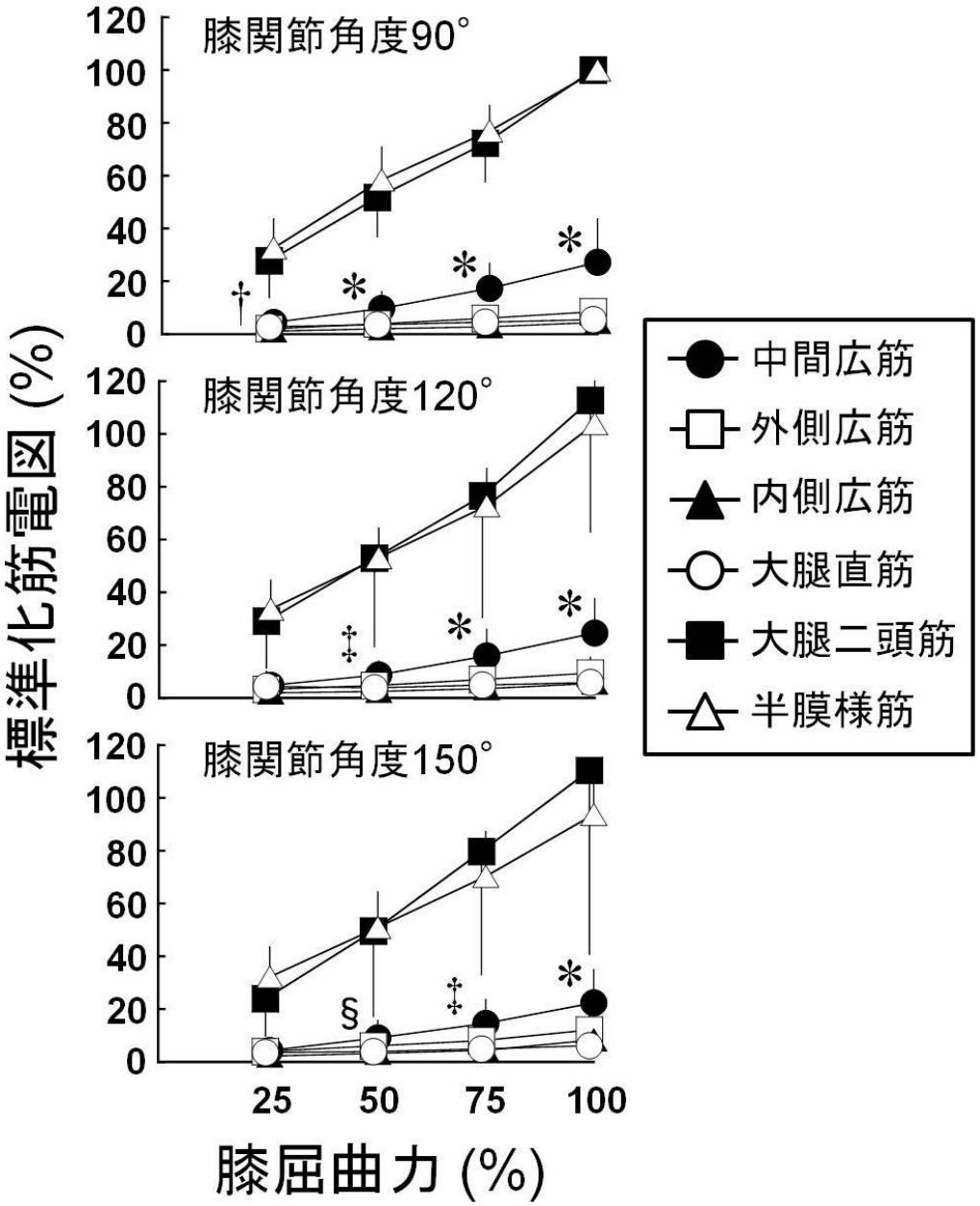


図 11. 膝関節屈曲時の大腿四頭筋とハムストリングの発揮筋力と標準化筋電図との関係.
膝関節屈曲時の大腿四頭筋の筋電図振幅値は，膝関節角度 90°での膝関節伸展 MVC 時の筋電図振幅値で標準化した.
値は平均値と標準偏差を示す (N = 13).
*：P < 0.05 vs. 外側広筋，内側広筋，大腿直筋
†：P < 0.05 vs. 外側広筋，内側広筋
‡：P < 0.05 vs. 内側広筋，大腿直筋
§：P < 0.05 vs. 内側広筋

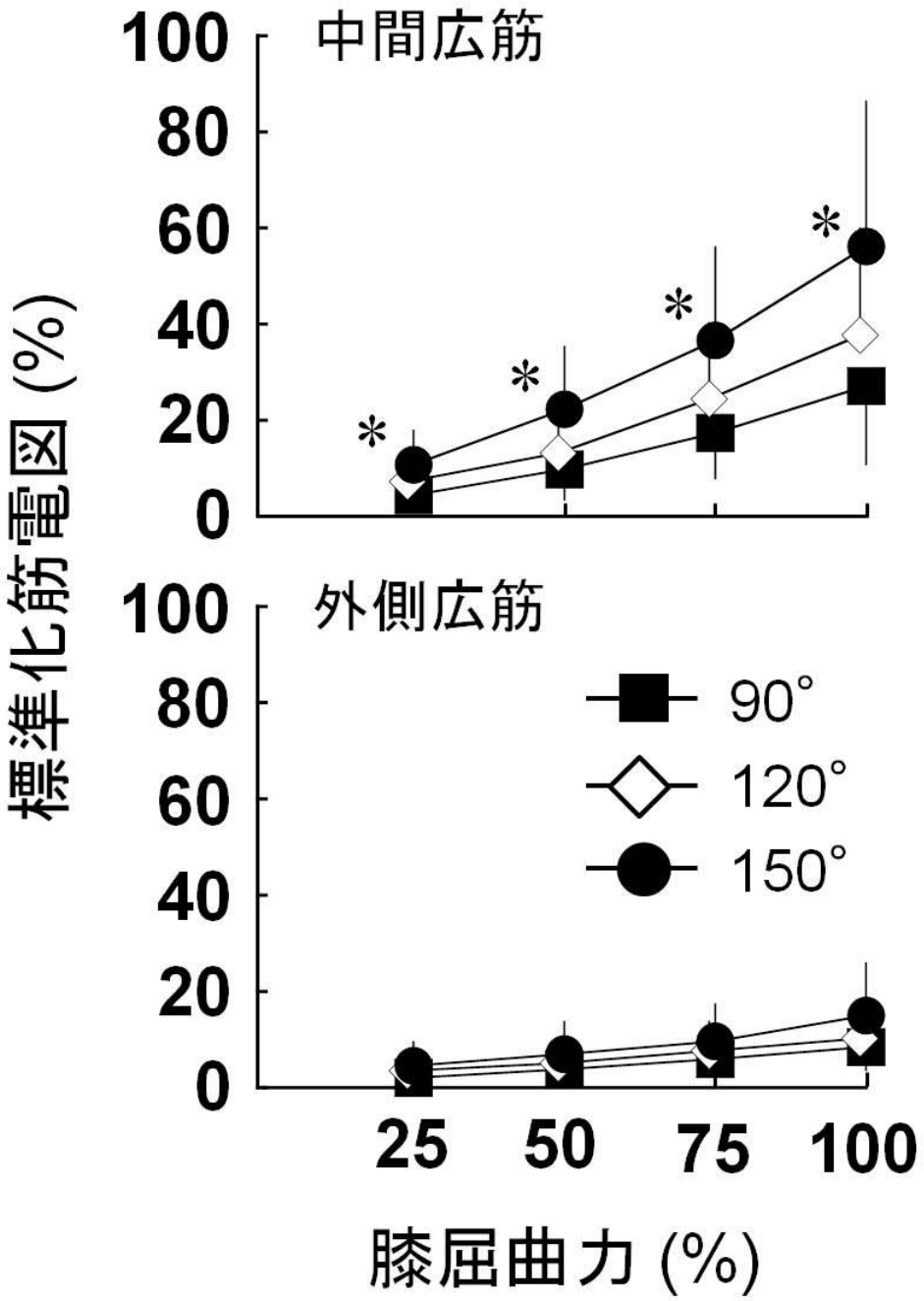


図 12.　3 つの関節角度における中間広筋と外側広筋の拮抗筋活動.

それぞれの関節角度で得られた膝関節屈曲時の大腿四頭筋の筋電図振幅値は, 各関節角度での膝関節伸展 MVC 時の筋電図振幅値で標準化した．図には，中間広筋と外側広筋の結果のみ示した.

値は平均値と標準偏差を示す (N = 13).

*：P < 0.05 vs. 90°

表1. 膝関節屈曲時の大腿四頭筋とハムストリングの筋電図振幅値の相関係数.

	中間広筋	外側広筋	内側広筋	大腿直筋
膝関節角度90°				
大腿二頭筋	0.85***	0.71***	0.77***	0.48***
半膜様筋	0.69***	0.54***	0.58***	0.37**
膝関節角度120°				
大腿二頭筋	0.77***	0.56***	0.61***	0.34*
半膜様筋	0.55***	0.29*	0.35**	0.21
膝関節角度150°				
大腿二頭筋	0.77***	0.42**	0.38**	0.43**
半膜様筋	0.63***	0.26	0.32*	0.26

*: $P < 0.05$.
**: $P < 0.01$.
***: $P < 0.001$.

間の冷却後にそれぞれ 17.5 ± 2.3 ℃，17.2 ± 1.6 ℃，17.5 ± 1.4 ℃ となり，それらは冷却前と比較して有意に低値を示した (P < 0.05). 中間広筋の皮膚表面温は, それぞれ 30.4 ± 0.2 ℃, 29.3 ± 1.1 ℃，29.9 ± 0.7 ℃ であった．それらの皮膚表面温は，大腿二頭筋の 20 分間の冷却後に，それぞれ 28.5 ± 2.3 ℃，28.4 ± 1.8 ℃，28.3 ± 1.9 ℃ となり，それらは冷却前と比較して有意な差を示さなかった.

大腿二頭筋・長頭および短頭の MF は，膝関節角度 120°における大腿二頭筋・長頭を除くすべての関節角度で有意に低下した (P < 0.05) (図 13)．中間広筋の MF は，すべての膝関節角度において維持された.

4. 考察

実験 2 の目的は，膝関節屈曲時の中間広筋の拮抗筋活動を明らかにすることであった．膝関節屈曲時の中間広筋の標準化筋電図が，膝関節角度 90°ではすべての筋力レベル，120°と 150°では 50%MVC 以上の筋力レベルで，他の構成筋の標準化筋電図より有意に高値を示した．中間広筋とハムストリングの RMS との間に有意な相関関係がすべての膝関節角度で認められた．これらの結果は，中間広筋の拮抗筋活動が大腿四頭筋の 4 つの筋の中で最も高いという仮説を支持した．さらに，大腿二頭筋の冷却後に大腿二頭筋・長頭と短頭の MF は有意に低下したが，冷却前後で中間広筋の MF に有意な差は認められなかった．この結果は，大腿二頭筋の皮膚冷却が，膝関節屈曲中における中間広筋の筋電図信号の MF を低下させないという仮説を支持した.

先行研究において等尺性膝関節屈曲時の中間広筋を除く大腿四頭筋の拮抗筋活動は，膝関節伸展時における筋電図振幅値の 4%–16%であり (Krishnan and Williams 2009)，等速性膝関節屈曲時の大腿四頭筋の拮抗筋活動は, 膝関節伸展時における筋電図振幅値の 5%–9%であると報告されている (Aagaard et al. 2000, Snow et al. 1995)．これらの先行研究の研究結果から，大腿四頭筋の 3 筋の拮抗筋活動は，膝関節伸展時の 4%–16%の範囲内であると予想できる．本研究で得られた膝関節屈曲中の外側広筋，内側広筋，大腿直筋の標準化筋電

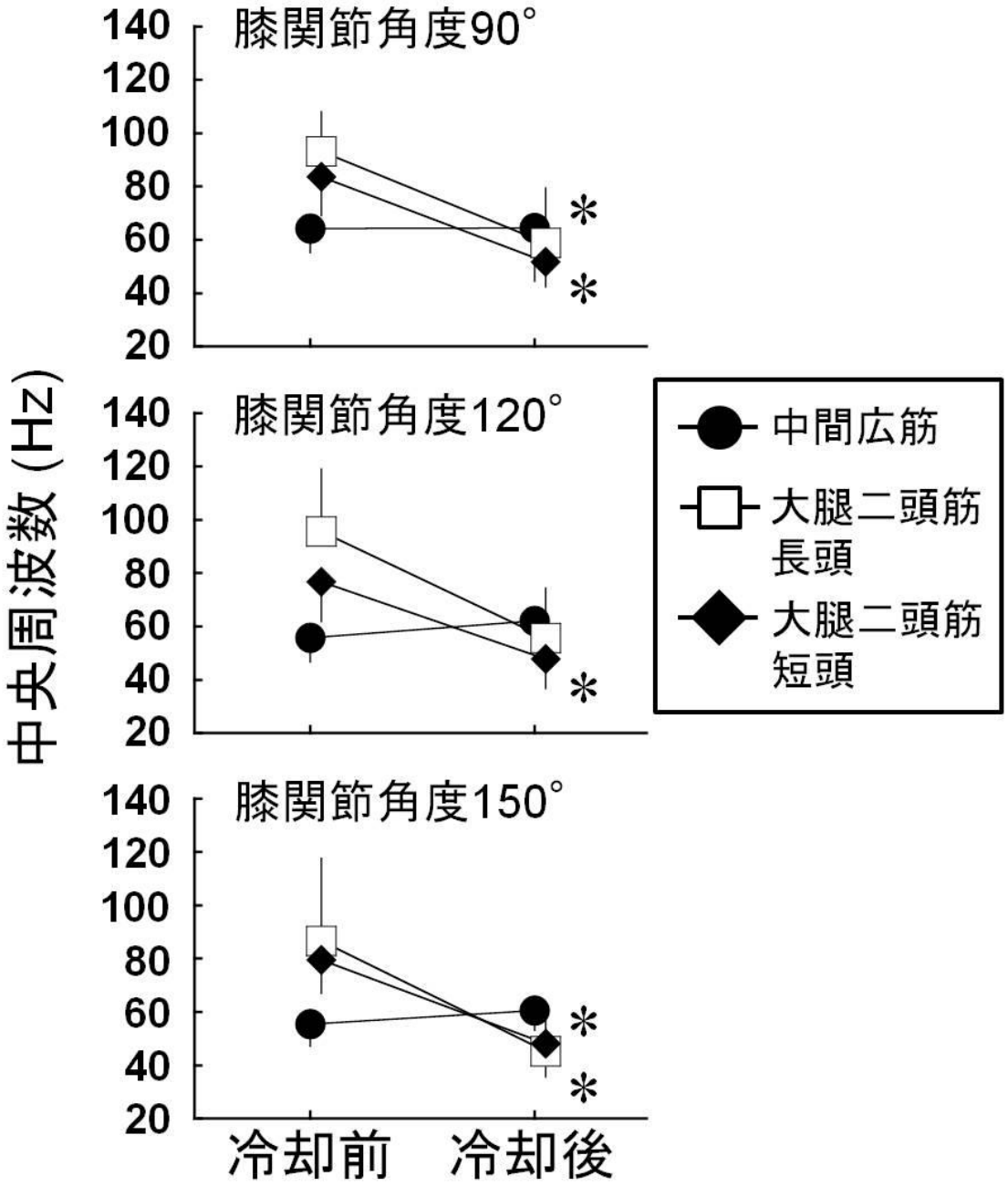


図 13. 大腿二頭筋の皮膚冷却が中間広筋と大腿二頭筋・長頭および短頭の中央周波数 (MF) に与える影響.

値は平均値と標準偏差を示す (N = 6).

*：P < 0.05 vs. 冷却前

図は，膝関節伸展時の 4%–15%であり (図 11)，これらは先行研究と類似した値であった (Aagaard et al. 2000, Krishnan and Williams 2009, Snow et al. 1995)．しかしながら，本研究における中間広筋の標準化筋電図は，他の構成筋の標準化筋電図より有意に高値であり，それは最大で膝関節伸展時に得られた筋電図振幅値の 27%に達した．

膝関節屈曲時に中間広筋の拮抗筋活動が，他の構成筋の拮抗筋活動より高値を示したことと類似した研究結果を先行研究も報告している．Montgomery ら (1994) は，ワイヤー電極を用いてランニング中の大腿部の 11 筋から筋電図を記録した. ランニング動作中に膝が屈曲する遊脚局面で外側広筋と内側広筋に最大筋力発揮時の約 5%の神経筋活動が認められ，中間広筋にはその約 17%の神経筋活動が認められた．この研究結果から，中間広筋は膝関節屈曲動作に関係していることが考察されている (Montgomery et al. 1994)．しかしながら，先行研究は，多関節運動であるランニング中の中間広筋の神経筋活動を測定したため，中間広筋が拮抗筋としてどの程度活動するのかに関しては，評価することができなかった．そこで，本研究は等尺性膝関節屈曲時の中間広筋の神経筋活動を記録した．その結果，中間広筋の拮抗筋活動は，大腿四頭筋の中で最も高いことを明らかにした (図 11).

拮抗筋は主働筋と相反する張力を発揮することで，関節の安定性を維持する役割があると考えられている (De Luca and Mambrito 1987, Kellis 1998)．そのため，膝関節屈曲時の大腿四頭筋の拮抗筋活動は，膝関節屈曲動作の主働筋であるハムストリングの神経筋活動とほぼ比例して増加する (Krishnan and Williams 2009)．このことは，大腿四頭筋とハムストリングの神経筋の関連があることを示唆している．本研究において，大腿四頭筋の個々の拮抗筋活動とハムストリングの神経筋活動との間に有意な相関関係が認められた (r = 0.29–0.85)．これらの結果の中でも，中間広筋とハムストリングの相関係数は，顕著に高値を示した (r = 0.55–0.85) (表 1)．これは，中間広筋が大腿四頭筋の中で主要な拮抗筋として活動する役割があることを示唆している．

膝関節屈曲時に中間広筋が主要な拮抗筋として働く要因の 1 つとして，膝関節の腱や靱帯にある感覚受容器からの求心性入力が，中間広筋の拮抗筋活動に関係している可能性が

挙げられる．例えば，膝関節にある後十字靱帯は，大腿骨と脛骨を結ぶ構造をしており，脛骨が大腿骨から後方に移動することを防ぐ役割がある (Fukubayashi et al. 1982, Karnezis et al. 2001)．ハムストリングの筋収縮によって脛骨が後方に牽引され，その際に後十字靱帯にある感覚受容器が張力を感知し，最終的に脊髄を介した反射が拮抗筋の筋収縮を誘発することが報告されてきた (Solomonow and Krogsgaard 2001)．実際に，ヒトの前十字靱帯や後十字靱帯を電気刺激すると，脊髄を介した反射が誘発されることが観察されている (Dyhre-Poulsen and Krogsgaard 2000, Fischer-Rasmussen et al. 2002)．これらのことから，膝の腱や靱帯にある感覚受容器からの反射は, 中間広筋の神経筋活動を誘発する可能性がある．

図 11 では，大腿四頭筋の筋電図振幅値を膝関節角度 90°での膝関節伸展 MVC 時の値で標準化した．大腿四頭筋の拮抗筋活動を調べた先行研究は，拮抗筋活動を定量化するために，膝関節屈曲時の筋電図振幅値を同じ関節角度における膝関節伸展時の筋電図振幅値で標準化した (Aagaard et al. 2000, Snow et al. 1995)．そこで，先行研究と同様の拮抗筋活動の定量化方法を用いると，膝関節角度 150°の中間広筋の拮抗筋活動は，90°での拮抗筋活動より有意に高値を示したが，外側広筋の拮抗筋活動は，関節角度間で有意な差を示さなかった (図 12)．この結果は，中間広筋が拮抗筋として膝関節伸展位で膝関節の安定化に貢献していると解釈することができる．

筋の皮膚上に置いた表面電極から記録された筋電図信号には，隣接する筋からの筋電図信号が含まれていることが危惧される (Koh and Grabiner 1992, Solomonow et al. 1994)．したがって，膝関節屈曲中に中間広筋の皮膚上に置いた表面電極が隣接する大腿二頭筋・長頭や短頭の筋電図信号の一部を検出しており，それが中間広筋の神経筋活動に影響を与えた可能性が考えられる．その影響を検討するため，先行研究 (Watanabe and Akima 2009a) と同様の方法を用いて大腿二頭筋・長頭と短頭の皮膚表面を冷却した．皮膚の冷却は，大腿二頭筋・長頭と短頭の MF を有意に減少させたが，中間広筋の MF は，各関節角度で維持された (図 13)．皮膚の冷却は，皮下にある筋の温度を低下させ，筋温の低下は，筋電図信号の MF を低下させる (Hagg 1992, Petrofsky and Laymon 2005)．このことから，膝関節屈曲

中の中間広筋の筋電図信号に及ぼす大腿二頭筋・長頭と短頭からの筋電図信号の影響は，無視できるほど小さいと考えられる．

4. 要約

実験の目的は，膝関節屈曲時の中間広筋の拮抗筋活動を明らかにすることであった．結果の要約を以下に示す．

1) 膝関節屈曲時の中間広筋の標準化筋電図は，他の構成筋の標準化筋電図より有意に高値を示した．

2) 膝関節屈曲時の中間広筋とハムストリングの RMS との間に有意な正の相関関係がすべての膝関節角度で認められた．

3) 大腿二頭筋の皮膚冷却後に大腿二頭筋・長頭と短頭の MF が有意に低下したが，中間広筋の MF に有意な低下は認められなかった．

以上の結果から，膝関節屈曲時の中間広筋の拮抗筋活動は大腿四頭筋の中で最も高いことが示され，これにより身体運動時に中間広筋は主要な拮抗筋として膝関節の安定化に貢献する役割があることが示唆された．

第 6 章　股関節屈曲時の中間広筋の神経筋活動 (実験 3)

1. 目的

膝関節伸展に加えて股関節屈曲動作に作用する大腿直筋は，歩行 (Larsen et al. 2006, Neptune et al. 2009), ランニング (Montgomery et al. 1994), 自転車運動 (Dorel et al. 2008, Hug et al. 2008)，膝関節伸展 (Akima et al. 2004, Akima et al. 2012, Ebenbichler et al. 1998, Kouzaki et al. 2002) や股関節屈曲 (Miyamoto et al. 2012) 時に膝関節伸展動作のみに作用する中間広筋，外側広筋，内側広筋と異なる神経筋活動を示すことが報告されてきた．Montgomery ら (1994) は，大腿直筋がランニング時の身体を支える接地局面と脚を前に運ぶ遊脚局面で活動する二峰性の活動パターンを示すが，中間広筋の神経筋活動も遊脚局面で大腿直筋と類似したパターンを示すことを報告している．さらに，膝関節屈曲と股関節屈曲動作が同時に起こる遊脚局面において, 中間広筋の神経筋活動は最大筋力発揮時の約 17%であり, これは外側広筋や内側広筋の神経筋活動 (約 5%) と比べて高値である．この研究結果は，ランニング中の股関節屈曲動作によって中間広筋の神経筋活動が発現したことを推測させる．Zhang ら (2003) は，大腿四頭筋の各筋頭を電気刺激することで，最大下の膝関節伸展動作を誘発させた際の膝関節伸展トルクと筋電図を記録した．大腿四頭筋全体で発揮される関節トルクに対する中間広筋の貢献度は，最大で約 50%であり，関節トルクが増加するにつれてその貢献度が低下したことから，彼らは，中間広筋が最も中枢神経系の神経支配の影響を受けていると考察している．しかしながら，股関節屈曲時の中間広筋の神経筋活動を調べた研究は，調べた限り見当たらない.

また，動物の大腿四頭筋を用いて協働筋間の神経筋活動の関連性が報告されてきた (Eccles et al. 1957, Nichols et al. 1999)．Eccles (1957) は，ネコの大腿四頭筋の運動ニューロンを個別に刺激して単シナプス反射を誘発させ，その際に各筋頭から筋電図を記録した．大腿直筋を支配する神経を刺激したところ，中間広筋の神経を刺激した時の 27%の神経筋

活動が認められ，外側広筋と内側広筋には 17%の神経筋活動が見られた．この実験結果から，二関節筋である大腿直筋と中間広筋との間には，強い神経性の関連があると考えられる．もしヒトにおいても同様な神経性の関連があるとしたら，身体運動時にネコで見られた現象と類似した結果が得られると予想できる．

実験 3 は，股関節屈曲時の中間広筋の神経筋活動を明らかにすることを目的とする．ランニング中の中間広筋の活動パターンは，二関節筋である大腿直筋の活動パターンと類似している (Montgomery et al. 1994) ことから，中間広筋は股関節屈曲時に同じ単関節筋である外側広筋や内側広筋と比べて高い神経筋活動を示すという仮説を立てた．

2. 方法

A. 被検者

被検者は，10 名の健康な成人男性であり，幅広い活動レベルの被検者が含まれていた (年齢 25.3 ± 6.9 歳，身長 174.6 ± 6.3 cm，体重 67.2 ± 10.3 kg)．実験に先立って，本実験の概要，目的，実験に伴う危険性，実験から得られる有用性について説明し，書面において同意を得た．本実験は，名古屋大学総合保健体育科学センターの倫理委員会の承認を得て行われた．

B. プロトコール

すべての被検者は，本実験の 1 週間前までに MVC とその最大下筋力発揮の練習を行った．練習後，被検者は再び実験室を訪れ，本実験を行った．被検者は，ウォーミングアップの後，股関節角度 90°，110°，130°のそれぞれにおいて等尺性膝関節伸展 MVC，股関節角度 90°で等尺性膝関節屈曲 MVC の測定を行った．そして，股関節角度 90°，110°，130°のそれぞれにおいて，等尺性股関節屈曲 MVC の測定を行い，各関節角度において，3 つの強度の最大下筋力発揮で等尺性股関節屈曲を行った．運動中，股関節屈曲力および大腿四頭筋とハムストリングの表面筋電図を記録した．運動中の膝関節角度は，ゴニオメータ

(SG150，Biometrics 社製) を用いて記録した．膝関節角度の測定方法は，実験 1 と同様であった．

C. 膝関節伸展・屈曲

等尺性膝関節伸展・屈曲における MVC は，張力センサ (LTZ-100KA，共和電業社製) が搭載された特製の膝関節伸展筋力測定器 (竹井機器社製) を用いて行われた．運動中，腰部をベルトによって椅子に固定し，足首を張力計に固定した．被検者は椅子の側面にあるバーを握り，筋力発揮中に上半身を保持するようにした．MVC の測定方法とその算出方法は，実験 1 と同様であった．

D. 股関節屈曲

等尺性股関節屈曲における MVC は，張力センサ (LTZ-100KA，共和電業社製) が搭載された特製の股関節屈曲筋力測定器 (竹井機器社製) を用いて行われた．運動中，身体をベルトによって椅子に固定し，大腿部の遠位を張力計に固定した．被検者は椅子の側面にあるバーを握り, 筋力発揮中に上半身を保持するようにした. 最大下筋力発揮の強度は, MVC の 25%，50%，75%とし，それらの順序はランダムとした．MVC の測定方法とその算出方法は，実験 1 と同様であった．

E. 表面筋電図

中間広筋，外側広筋，内側広筋，大腿直筋，大腿二頭筋・長頭から能動型電極を用いて等尺性股関節屈曲中の表面筋電図を記録した．表面筋電図の記録装置は，実験 1 と同様であった. 得られた筋電図信号は, AD 変換器 (PowerLab, ADInstruments 社製) を介して 2000 Hz で専用のソフトウェア (Chart 5.5，ADInstruments 社製) を用いてパーソナルコンピュータに力および膝関節角度のデータと同期して記録した．

電極を貼付する前に皮膚処理として剃毛および軽度の研磨を行い，最後にアルコール綿

で十分に拭いた．中間広筋，外側広筋，内側広筋，大腿直筋，大腿二頭筋・長頭の電極貼付位置は，実験 1 と同様の方法で決められた．これらの電極は，推定される筋線維の走行方向と平行にセンサが並ぶように正確に貼付した．基準電極は，腸骨稜に貼付した．

力のデータが抽出された 1 秒間から各筋の筋電図信号を抽出し，RMS を算出した．股関節屈曲時における大腿四頭筋の RMS は，膝関節角度 90°での膝関節伸展 MVC 時の RMS を 100%として標準化した．股関節屈曲時における大腿二頭筋・長頭の RMS は，膝関節角度 90°での膝関節屈曲 MVC 時の RMS を 100%として標準化し，これらを標準化筋電図とした．

大腿直筋と中間広筋の神経筋活動が股関節屈曲 MVC 時に発現した時点の時間差を各股関節角度で算出した. 股関節屈曲 MVC 中の筋電図信号を 10 ミリ秒ごとに連続して抽出し，RMS を算出した (Linford et al. 2006)．大腿直筋と中間広筋の神経筋活動の発現は，膝関節伸展 MVC 時の 5%RMS を超えた時点と定義した (図 14).

F. 統計処理

得られた結果は，すべて平均値と標準偏差で示した．各股関節角度における等尺性膝関節伸展および股関節屈曲 MVC を繰り返しのある二元配置分散分析 (股関節角度 × 動作) を用いて分析した．それらに主効果が認められた場合，post-hoc テストとして Tukey の方法を用いた．股関節屈曲時の大腿四頭筋の標準化筋電図を繰り返しのある二元配置分散分析 (筋 × 発揮筋力または股関節角度) を用いて分析した．交互作用が認められた場合，各発揮筋力において，Tukey の方法を用いて大腿四頭筋の標準化筋電図を比較した．大腿直筋と中間広筋の神経筋活動が発現した時点の時間差を繰り返しのある二元配置分散分析 (股関節角度 × 動作) を用いて分析した．交互作用が認められた場合，Mann-Whitney の方法を用いて動作間の比較をした．有意水準は 5%とした．統計処理には，SPSS ソフトウェア (version 20.0，IBM 社製) を使用した．

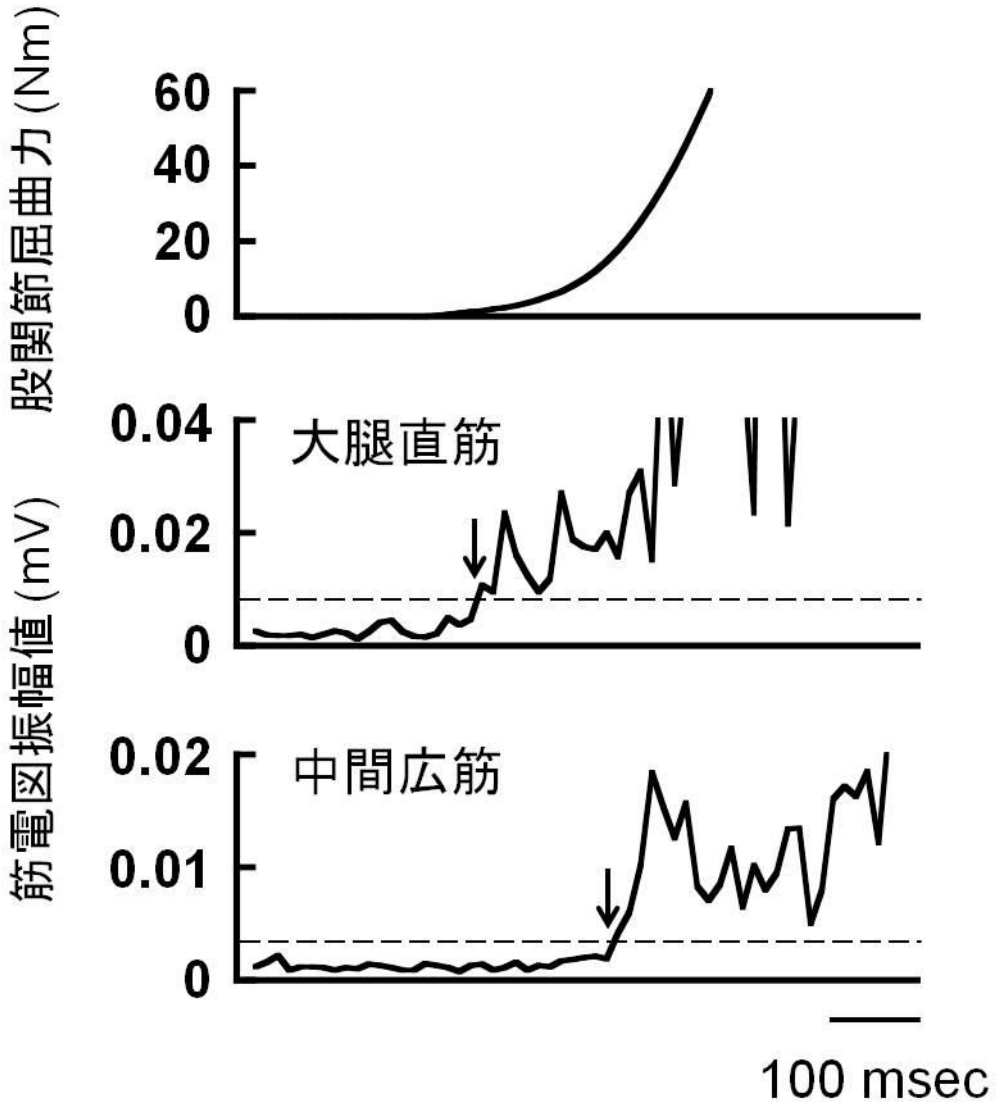


図 14. 股関節屈曲 MVC 時に大腿直筋と中間広筋の神経筋活動が発現する時点の決定方法. 点線は神経筋活動の発現時点の閾値を示しており，その閾値によって決定された神経筋活動の活動時点を矢印で表した.

3. 結果

等尺性股関節屈曲と膝関節伸展 MVC には，動作間に有意な差が認められた ($P < 0.05$). 股関節角度 90°, 110°, 130°での股関節屈曲 MVC は, それぞれ 134.8 ± 18.4 Nm, 161.0 ± 23.6 Nm，171.7 ± 23.8 Nm であった．股関節角度 110°と 130°での MVC は，90°での MVC に比べて有意に高値を示した ($P < 0.05$). 股関節角度 90°，110°，130°での膝関節伸展 MVC は，それぞれ 197.3 ± 39.5 Nm，212.9 ± 45.8 Nm，213.2 ± 53.9 Nm であった．関節角度間に有意な差は認められなかった.

図 15 に, 膝関節伸展および股関節屈曲 MVC における発揮筋力と大腿四頭筋の整流化筋電図の一例を示した．股関節屈曲 MVC 中の中間広筋の筋電図振幅値は，外側広筋や内側広筋の筋電図振幅値より視覚的には大きいことが観察された.

大腿直筋の標準化筋電図は，すべての股関節角度および筋力レベルで中間広筋，外側広筋，内側広筋の標準化筋電図と比べて有意に高値を示した ($P < 0.05$) (図 16)．股関節角度 110°と 130°での中間広筋の標準化筋電図は，100%MVC において内側広筋の標準化筋電図と比べて有意に高値を示した ($P < 0.05$).

大腿四頭筋の 4 つの標準化筋電図には，股関節角度間で有意な差は認められなかった (図 17).

等尺性股関節屈曲時，大腿二頭筋・長頭の標準化筋電図は，股関節角度 90°，110°，130°において，それぞれ 15.6 ± 12.9%，15.4 ± 8.2%，20.8 ± 12.5%であった．関節角度間に有意な差は認められなかった.

膝関節伸展 MVC 時，股関節角度 90°，110°，130°における中間広筋の神経筋活動は，それぞれ大腿直筋の神経筋活動より 6.1 ± 34.7，-5.0 ± 24.6，-19.4 ± 30.2 ミリ秒遅延して発現した (図 18)．股関節屈曲 MVC 時，股関節角度 90°，110°，130°における中間広筋の神経筋活動は，それぞれ大腿直筋の神経筋活動より 232.2 ± 273.4，240.5 ± 312.3，230.5 ± 267.5 ミリ秒遅延して発現した．中間広筋の神経筋活動の遅延時間は，すべての股関節角度で動

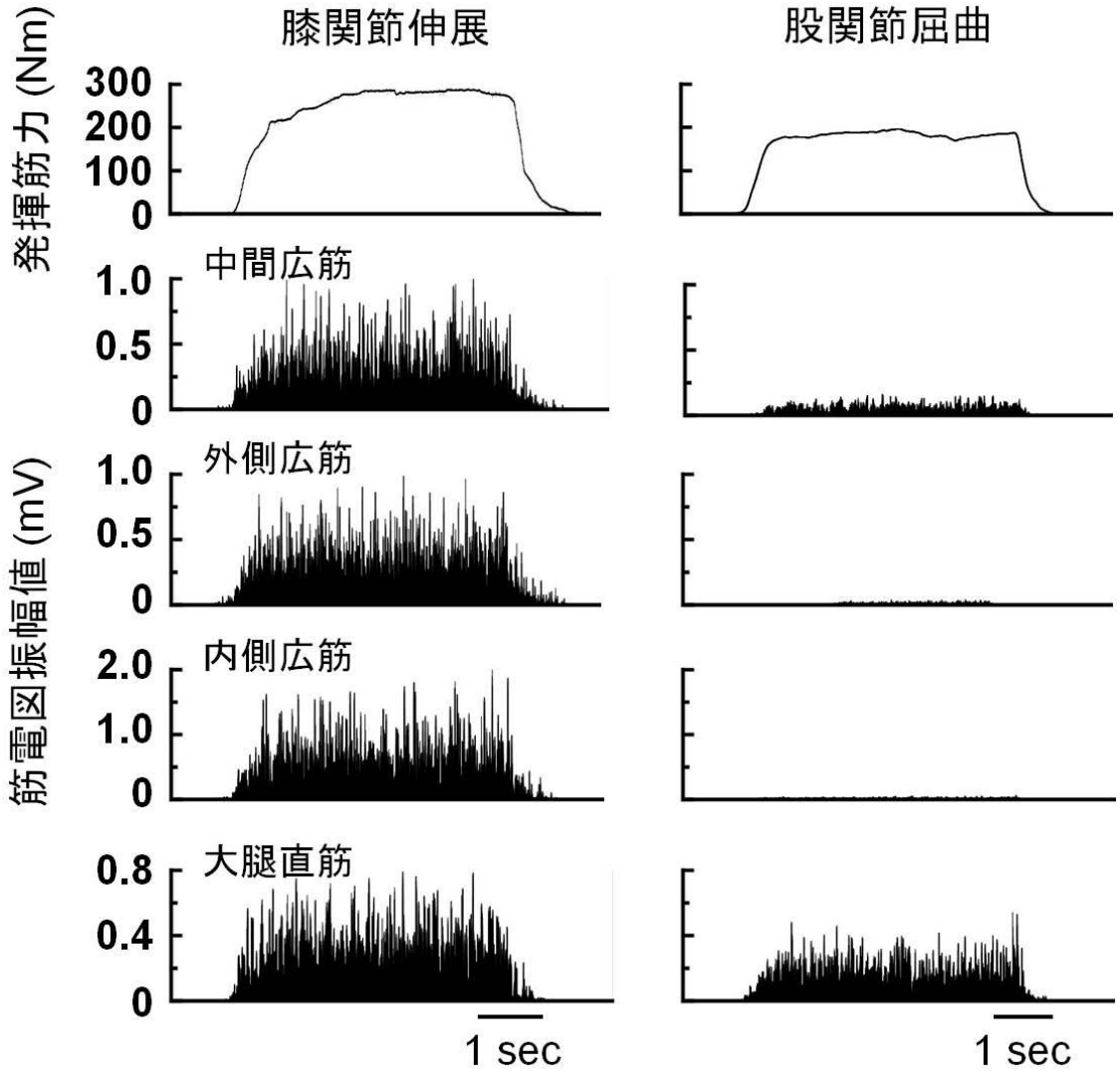


図 15. 股関節角度 130°での膝関節伸展および股関節屈曲中における発揮筋力と大腿四頭筋の整流化筋電図の一例.

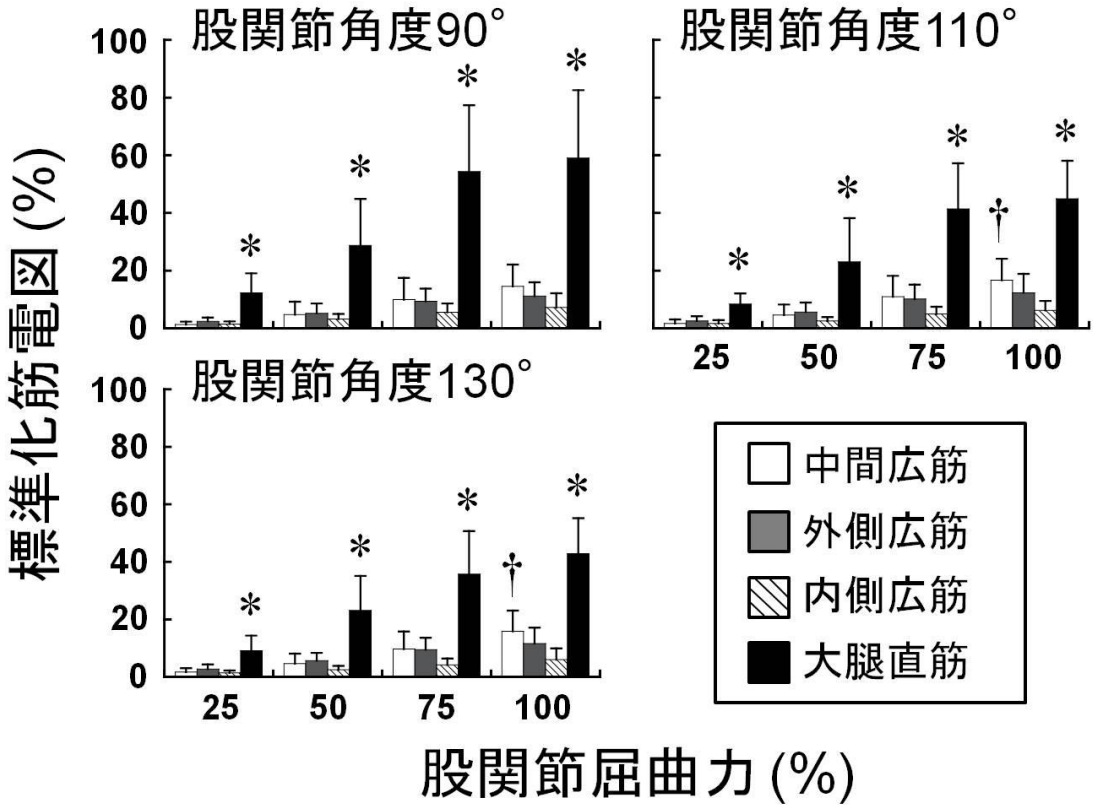


図 16. 股関節屈曲時の大腿四頭筋の神経筋活動.

股関節屈曲時の大腿四頭筋の筋電図振幅値は，股関節角度 90°での膝関節伸展 MVC 時に得られた筋電図振幅値で標準化した.

値は平均値と標準偏差を示す (N = 10).

*：P < 0.05 vs. 中間広筋，外側広筋，内側広筋

†：P < 0.05 vs. 内側広筋

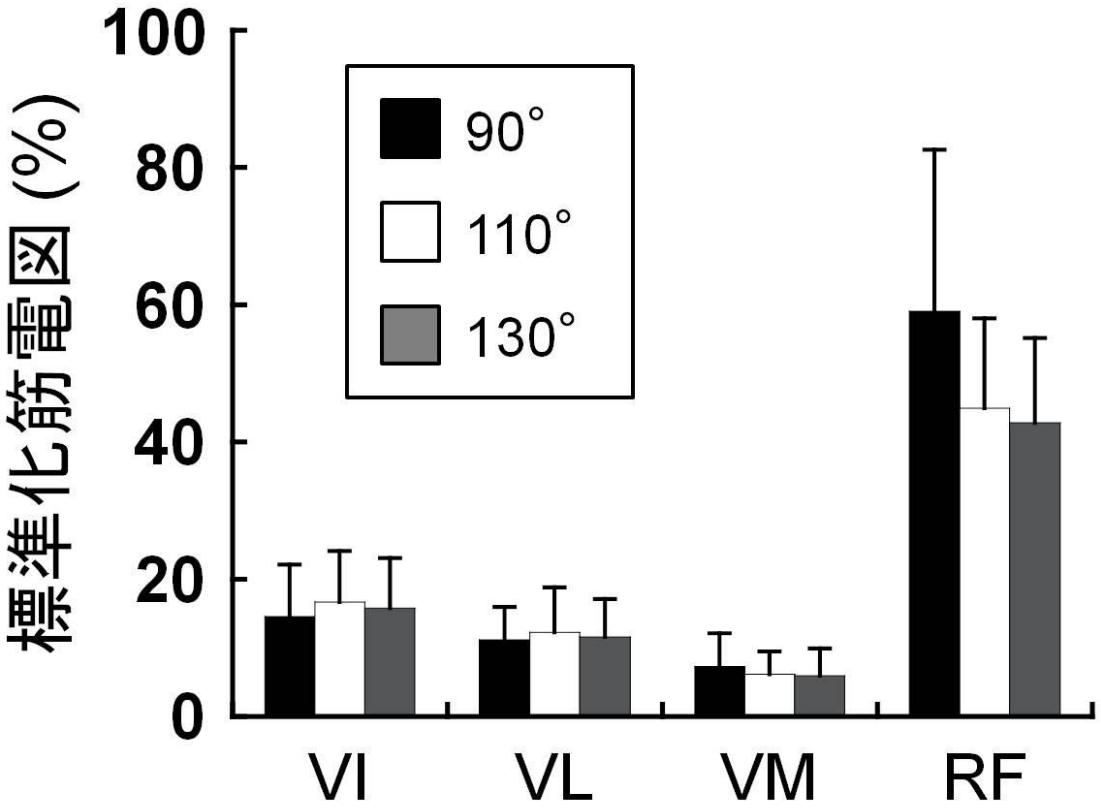


図 17.　3 つの股関節角度における股関節屈曲 MVC 時の大腿四頭筋の神経筋活動.
股関節屈曲時の大腿四頭筋の筋電図振幅値は, 股関節角度 90°での膝関節伸展 MVC 時に得られた筋電図振幅値で標準化した.
値は平均値と標準偏差を示す (N = 10).
VI：中間広筋，VL：外側広筋，VM：内側広筋，RF：大腿直筋

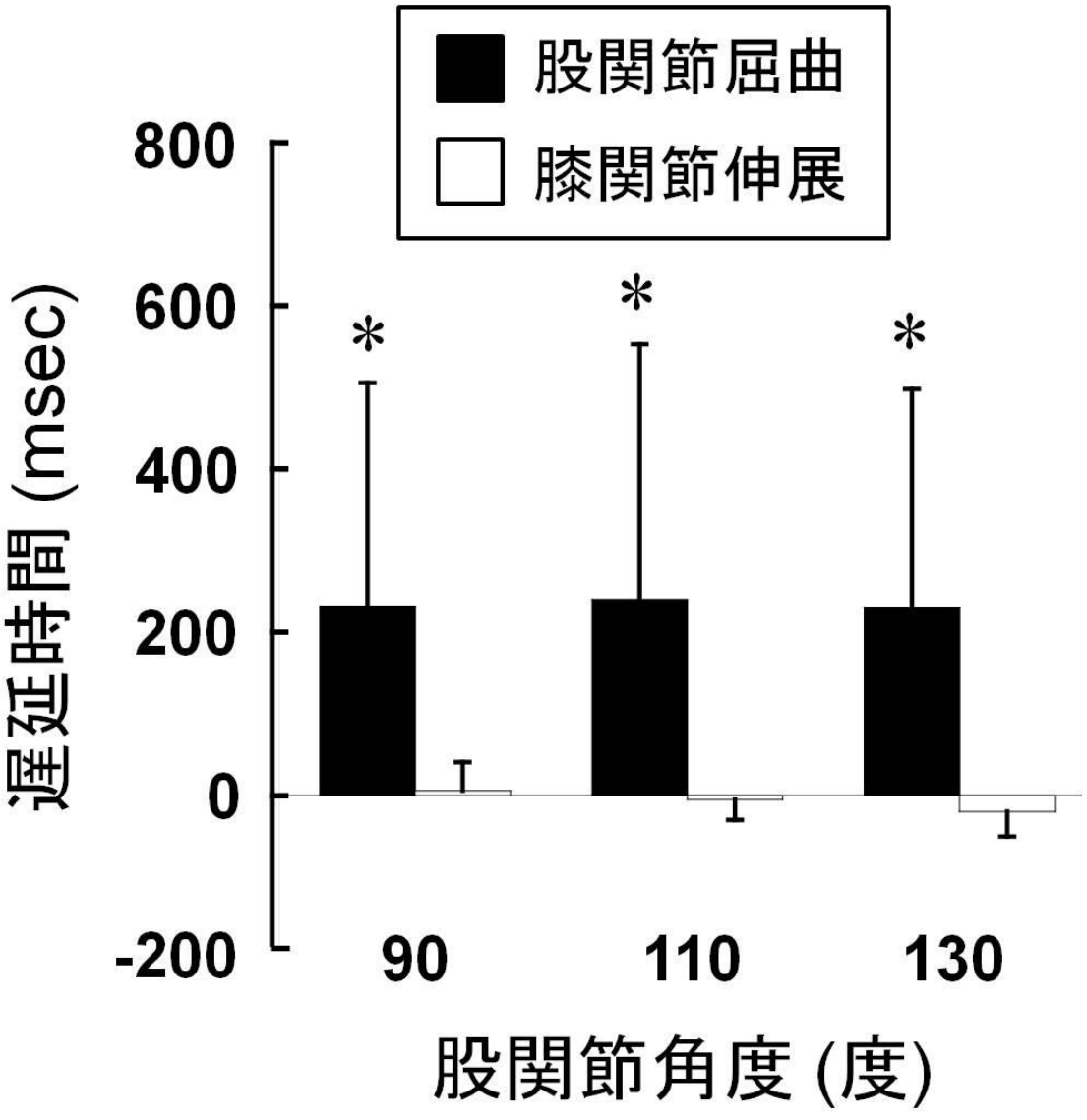


図 18. 股関節屈曲および膝関節伸展 MVC 時に大腿直筋の神経筋活動が発現してから中間広筋の神経筋活動が発現するまでの遅延時間.
大腿直筋と中間広筋の神経筋活動が発現した時点は, 図 14 の方法を用いて決定した.
値は平均値と標準偏差を示す (N = 9).
*：P < 0.05 vs. 膝関節伸展

作間に有意な差が認められた ($P < 0.05$). なお，1 名の被検者において，股関節屈曲時の中間広筋の筋電図振幅値が神経筋活動の発現閾値に達しなかった.

4. 考察

実験 3 の目的は，股関節屈曲時の中間広筋の神経筋活動を明らかにすることであった. 股関節角度 110°と 130°での中間広筋の標準化筋電図は，内側広筋の標準化筋電図と比べて有意に高値を示した. この結果は，中間広筋が股関節屈曲時に外側広筋や内側広筋と比べて高い神経筋活動を示すという仮説を支持した. また，股関節屈曲 MVC 時における大腿直筋の神経筋活動の発現時点から中間広筋の神経筋活動が発現するまでの遅延時間は，膝関節伸展 MVC 時における遅延時間より有意に長かった.

股関節屈曲時の大腿直筋の標準化筋電図は，中間広筋，外側広筋や内側広筋の標準化筋電図と比べて有意に高かった (図 16). この差異は，大腿四頭筋の構成筋の中で大腿直筋が股関節屈曲動作に関与することが影響しており，股関節屈曲 MVC 時における大腿直筋の筋電図振幅値は，膝関節伸展 MVC 時の筋電図振幅値の 43%–59%であった. 等尺性股関節屈曲中の大腿四頭筋の表面筋電図を記録した先行研究では，股関節屈曲中の大腿直筋の筋電図振幅値が膝関節伸展中の筋電図振幅値より小さい (Miyamoto et al. 2012, Watanabe et al. 2012) ことを報告しており，本研究の結果を支持していた.

股関節屈曲 MVC 時に中間広筋の標準化筋電図は，股関節角度 110°と 130°で内側広筋の標準化筋電図より有意に高値を示した (図 16). ワイヤー電極を用いた先行研究も中間広筋の神経筋活動に関する研究結果を報告している (Montgomery et al. 1994, Zhang et al. 2003). 中間広筋は，大腿四頭筋の構成筋の中で膝関節伸展力に対する貢献度が最も高く，著者らは，中間広筋が 3 つの表層筋とは異なる中枢神経系の制御を受けていることを示唆している (Zhang et al. 2003). さらに，ランニング時に膝と股関節が同時に屈曲する遊脚局面で中間広筋に最大筋力発揮時の約 17%の神経筋活動が認められ，中間広筋の活動パターンは，大腿直筋の活動パターンと類似していた (Montgomery et al. 1994). この研究結果は，膝あ

るいは股関節の屈曲動作が，中間広筋の神経筋活動を誘発させたと考えられる．しかしながら，先行研究では，ランニング時の各動作局面から中間広筋の神経筋活動を評価したため，股関節屈曲動作が中間広筋の神経筋活動を発現させたことを示したわけではない．そこで，本研究では，股関節屈曲時の中間広筋から表面筋電図を記録した結果，中間広筋の筋電図振幅値は，内側広筋の筋電図振幅値より有意に高値であった．

中間広筋の神経筋活動は，大腿直筋より 230–240 ミリ秒遅延して発現し，その遅延時間は，膝関節伸展 MVC において見られた遅延時間と比較して有意に長かった (図 18)．これらの結果は，股関節屈曲時の中間広筋が膝関節伸展時とは異なる機序によるものであることを示唆している．その原因の 1 つとして，神経性因子が挙げられる．ヒトの膝関節には様々な感覚受容器があり (Solomonow and Krogsgaard 2001)，そこからの求心性入力は，股関節屈曲 MVC 時に中間広筋に神経筋活動が観察された原因の 1 つであるかもしれない．例えば，皮膚にある感覚受容器由来の求心性入力が，大腿四頭筋の運動ニューロンを興奮させた可能性がある．Gassel (1970) は，下腿の皮膚に刺激を与えた直後に足関節の反射を誘発することで, 皮膚刺激から 40–300 ミリ秒遅延して下腿三頭筋の筋電図振幅値が増大したことを示した．この実験結果は，皮膚の感覚受容器からの求心性入力が，下腿三頭筋の脊髄運動ニューロンに興奮性の入力を与えたことを示唆している．本研究では，大腿部の遠位に張力計を固定したため，股関節屈曲 MVC 中に受けた大腿遠位部への圧迫が，大腿部筋群の皮膚の感覚受容器を刺激していたのかもしれない．また，筋紡錘由来の求心性入力も脊髄運動ニューロンの興奮に関与する．ネコの後肢を用いて，大腿直筋の単シナプス性反射を誘発した際の中間広筋の筋電図振幅値は，外側広筋や内側広筋の筋電図振幅値より 10%高値を示す (Eccles et al. 1957, Nichols et al. 1999)．これらのことから，膝関節や大腿直筋にある感覚受容器からの求心性入力が，股関節屈曲時に内側広筋より高い神経筋活動を中間広筋に発現させた可能性が考えられる．

股関節屈曲時に力学的な張力が中間広筋にかかったことが原因となり，中間広筋の神経筋活動が誘発されたのかもしれない．例えば，脳性麻痺患者の膝関節運動を改善するため

に，大腿直筋の遠位腱をハムストリング側に移植する外科手術において，2 つの先行研究は，大腿直筋と中間広筋の間で力が伝達する現象を報告した (Asakawa et al. 2002, Riewald and Delp 1997). Riewald と Delp (1997) は，移植手術が施された患者の大腿直筋に電気刺激を与えて膝関節屈曲トルクを誘発しようとしたが，彼らの予想に反して，すべての患者に膝関節伸展トルクが発揮された．Huijing (1999) は，Riewald と Delp (1997) の研究結果を筋張力が隣接する筋に伝達される現象 (myofascial force transmission) を用いて説明した．これは，筋内膜，筋周膜と筋上膜から構成される結合組織を介して，筋の張力が隣接する筋に伝達される現象であり，ヒトの下腿三頭筋で確認されている (Bojsen-Møller et al. 2010, Tian et al. 2012).

また，中間広筋から筋電図信号を記録した部位の表層には，股関節屈曲筋である大腿筋膜腸筋が停止する腸脛靱帯があり (Merican and Amis 2008)，股関節屈曲による大腿筋膜腸筋の筋収縮が機械的な刺激を中間広筋に与えた可能性が考えられる．Gadikota ら (2013) は，屍体の腸脛靱帯を牽引して，膝関節にかかる負荷を計測した．その結果，腸脛靱帯の負荷は，膝関節外側部の負荷を増加させ，内側部にかかる負荷を減少させた．したがって，股関節屈曲動作によって膝関節にかかる負荷の配分が変化したことが膝関節の靱帯 (Solomonow and Krogsgaard 2001) や関節包 (Grigg and Greenspan 1977) の感覚受容器に影響を及ぼし，それが中間広筋に高い神経筋活動を引き起こした要因となった可能性がある．

5. 要約

実験の目的は，股関節屈曲時の中間広筋の神経筋活動を明らかにすることであった．結果の要約を以下に示す．

1) 股関節屈曲時の中間広筋の標準化筋電図は，他の構成筋の標準化筋電図より有意に高値を示した．

2) 中間広筋の標準化筋電図には，股関節角度間で有意な差を示さなかった．

3) 股関節屈曲時の中間広筋の神経筋活動は，大腿直筋の神経筋活動より遅延して発現し

た.

以上の結果から，股関節屈曲時の中間広筋の神経筋活動は，内側広筋の神経筋活動より高いことが示された．大腿直筋の神経筋活動から遅延して発現した中間広筋の神経筋活動は，股関節屈曲から膝関節伸展に移行する動作局面で下肢の関節運動を円滑にする役割がある可能性が考えられた.

第 7 章　自転車運動時の中間広筋の筋協調 (実験 4)

1. 目的

多関節運動時の大腿四頭筋の神経筋活動は，単関節運動時の神経筋活動と比べて複雑な運動制御がなされている．この理由として，中枢神経系が個々の筋への神経入力をいくつかにまとめ，それらを個々の活動筋に送っている (Bernstein 1967, Ting and McKay 2007) ことが挙げられる．第 4 章から第 6 章までの研究では，いずれも中間広筋が大腿四頭筋の他の協働筋と異なる神経筋活動を示す結果を得た．しかしながら，ヒトが日常的に行う身体運動の多くは，複数の関節運動が組み合わされた運動であるため，多関節運動時の中間広筋の神経筋活動を明らかにする必要があると考えられる．

自転車運動は，主に股関節，膝関節および足関節の伸展・屈曲が組み合わされた動作であり (Bini et al. 2010, Gregor et al. 1985, Martin and Brown 2009)，我々の日常生活，身体トレーニングやリハビリテーションを目的として頻繁に用いられる運動の 1 つである．自転車運動中に発揮される膝関節伸展トルクは，クランクが頂点から水平までの範囲内でピークに達するパターンであり (Gregor et al. 1985, Martin and Brown 2009)，大腿四頭筋は，自転車運動時のペダルを踏み込む局面で貢献すると考えられる．シミュレーション研究では，自転車運動中にペダルを踏み込み始める局面で，大腿四頭筋の 3 つの単関節筋と大殿筋が協調して活動すると考察している (Raasch and Zajac 1999) が，自転車運動中に中間広筋から神経筋活動を記録した先行研究は，調べた限り見当たらない．

自転車運動時の神経筋活動を理解するため，表面筋電図を用いて下肢の活動パターンが調べられてきた (Dorel et al. 2008, Hug et al. 2008, Hug and Dorel 2009, Rouffet and Hautier 2008, Sarre et al. 2003)．近年では，自転車運動時から得られた下肢の活動パターンに多変量解析を用いることで，身体運動時の協働筋活動を明らかにする試みが行われている (De Marchis et al. 2013, Enders et al. 2013, Hug et al. 2010, Hug et al. 2011, Wakeling and Horn 2009).

Hug ら (2010) は，下肢 10 筋から算出した活動パターンに非負値行列因子分解を用いた結果，中間広筋を除く大腿四頭筋と大殿筋を 1 つのグループに分類できることを示した．しかしながら，上述したように，自転車運動時の中間広筋の神経筋活動は調べられていないため，中間広筋がどの大腿筋と協調して活動するのかについては明らかにされていない．動的な膝関節伸展時に中間広筋の活動パターンは，他の 3 つの筋と異なる活動パターンである (Akima and Saito 2013a, 2013b) ことから，自転車運動時に中間広筋は他の協働筋と異なる活動パターンを示す可能性がある．

実験 4 は，自転車運動時に中間広筋と協調して活動する筋を明らかにすることを目的とする．動的な膝関節伸展時に中間広筋は，大腿四頭筋の他の協働筋と異なるパターンを示す (Akima and Saito 2013a) ことから，中間広筋は他の協働筋と協調して活動しないと仮説を立てた．

2. 方法

A. 被検者

被検者は，8 名の健康な成人男性であり，幅広い活動レベルの被検者が含まれていた (年齢 23.6 ± 1.4 歳，身長 174.3 ± 7.0 cm，体重 71.5 ± 11.6 kg)．実験に先立って，本実験の概要，目的，実験に伴う危険性，実験から得られる有用性について説明し，書面において同意を得た．本実験は，名古屋大学総合保健体育科学センターの倫理委員会の承認を得て行われた．

B. プロトコール

すべての被検者は，本実験の 1 週間前までに自転車エルゴメータを用いた漸増負荷試験を行った．試験後，被検者は再び実験室を訪れ，本実験を行った．被検者は，ウォーミングアップとして 100 W で 5 分間の自転車運動後，最大および 4 つの最大下強度で自転車運動を行った．その際，自転車クランク角度および大腿四頭筋，ハムストリングと大内転筋

の表面筋電図を記録した．運動中の膝関節角度は，ゴニオメータ (SG150，Biometrics 社製) を用いて記録した．膝関節角度の測定方法は，実験 1 と同様であった．

C. 自転車運動

被検者は，自転車エルゴメータ (Monark 818E，モナーク社製) において自転車運動を行った．足部は，ペダルストラップを用いてペダルに固定した．サドルの高さは，クランクが最下点にある時に膝関節角度が 170°になる位置に調節した．被検者は，体幹部が直立した姿勢で毎分 60 回転のクランク回転頻度を維持するように運動を行った．

自転車エルゴメータによる漸増負荷試験は，100 W から運動を始め，毎分 25 W ずつ負荷を上昇させ，被検者が毎分 60 回転のクランク回転頻度を維持できなくなるまで行った．漸増負荷試験で最後に達成された仕事率を最大運動負荷として定義した．

自転車運動の強度は，最大運動負荷の 20%，40%，60%，80%，100%であった．各試行は 1 分間であり，それらの順序はランダムとした．自転車運動による漸増負荷試験では，運動強度が増加するにつれて下肢の筋電図振幅値に筋疲労の影響が含まれる (Hug and Dorel 2009) ため，本実験では，試行間に 3 分間以上の休息を設けた間欠的な自転車運動を実施した．

D. クランク角度

自転車運動中のクランク角度 (クランク 1 回転中のペダル位置) は，自転車エルゴメータに搭載されたポテンシオメータ (JT22-E，日本電産コパル電子社製) を用いて記録した．クランクが地面と垂直にあり，クランクが最上点にある位置を 0°，クランクが最下点にある位置を 180°とクランク角度を定義した．得られた信号を AD 変換器 (PowerLab，ADInstruments 社製) を介して 2000 Hz で専用のソフトウェア (Chart 5.5，AD Instruments 社製) を用いてパーソナルコンピュータに記録した．

E. 表面筋電図

中間広筋，外側広筋，内側広筋，大腿直筋，大腿二頭筋・長頭，半膜様筋，大内転筋から能動電極を用いて自転車運動中の表面筋電図を記録した．表面筋電図の記録装置は，実験 1 と同様であった．得られた筋電図信号は，AD 変換器 (PowerLab，ADInstruments 社製) を介して 2000 Hz で専用のソフトウェア (Chart 5.5，ADInstruments 社製) を用いてパーソナルコンピュータにクランク角度および膝関節角度のデータと同期して記録した．

電極を貼付する前に皮膚処理として剃毛および軽度の研磨を行い，最後にアルコール綿で十分に拭いた．外側広筋，内側広筋，大腿直筋，大腿二頭筋・長頭，半膜様筋の電極貼付位置は，実験 2 と同様の方法で決められた．中間広筋については，実験 1 と同様の方法を用いて膝関節角度 80°と 170°で表出部位を同定し，それらの部位に共通する部分を中間広筋の電極貼付位置とした. 大内転筋については, Watanabe らの方法 (Watanabe et al. 2009) と同様に超音波装置 (Logiq e，General Electric Healthcare 社製) を用いて以下の手順で電極貼付位置を同定した．膝関節角度 90°とした座位姿勢において，大腿部の内側近位部から横断画像を得た．皮下脂肪，大内転筋，薄筋および半膜様筋を画像から同定し，遠位および近位方向にプローブを移動させ，大内転筋の表出部位に耐水性のマーカで印をつけた．これらの電極は，推定される筋線維の走行方向と平行にセンサが並ぶように正確に貼付した．基準電極は，腸骨稜に貼付した．

各運動負荷における 1 分間の運動時間の中から最後のクランク 10 回転分の各筋の筋電図信号を抽出した．各筋の筋電図信号を全波整流した後，遮断周波数 9 Hz の低域通過フィルタを用いて平滑化した (Shiavi et al. 1998)．これらの処理を経た筋電図信号からクランク角度 2°ごとに RMS を算出し，各運動負荷で得られた RMS のピーク値で標準化した．

F. 因子分析

各運動負荷のクランク回転に対する筋電図パターンに因子分析を施した．筋電図パター

ンは，m × t の行列に配列された．m は，筋電図を記録した筋の数 (7)，t は，クランク位置の数 (180) であった．この行列を m × n (因子負荷量) と n × t (因子得点) の 2 つの行列に分解した．因子負荷量は因子と各変数との相関係数，因子得点は抽出された因子の各クランク位置に対する貢献度であり，n は抽出された因子の数を示す．因子分析は，以下のような手順で行われた．まず，筋電図パターンに因子分析を施すことの適切さを調べるため，Kaiser-Meyer-Olkin のサンプリング適切性基準の測定を用いた (Kaiser 1974)．これは，観測された相関係数と偏相関係数の比であり，0.5 以上が適切となる (Merkle et al. 1998)．次に，1 以上の固有ベクトルを持つ因子を因子分析により抽出した (Davis and Vaughan 1993)．そして，抽出された因子の解釈をしやすくするため，varimax 回転を用いた (Kaiser 1958)．有意水準は，各因子の変数において因子負荷量が 0.4 とした (Ivanenko et al. 2005)．

G. 被検者間変動性

因子負荷量の分散比 (variance ratio, VR) を以下の式によって求め，被検者間変動性の指標として用いた (De Marchis et al. 2013, Hug et al. 2008, Rouffet and Hautier 2008)．

$$\mathrm{VR} = \frac{\sum_{i=1}^{k}\sum_{j=1}^{s}(X_{ij}-\bar{X}_i)^2 / k(s-1)}{\sum_{i=1}^{k}\sum_{j=1}^{s}(X_{ij}-\bar{X})^2 / (ks-1)}$$

$$\bar{X} = \frac{1}{k}\sum_{i=1}^{k}\bar{X}_i$$

k は筋の数，s は被検者の数，X_{ij} は各被検者における因子負荷量，$\bar{X}$ は因子負荷量の平均値を示す．VR 値が低値を示すほど被検者間の変動性も小さくなる．

H. 統計処理

各運動負荷においてクランク回転に対する標準化筋電図に因子分析を用いて分析した．また，因子分析により抽出された各因子の VR と相対的運動強度との相関関係を Pearson

の方法を用いて算出した．有意水準は 5%とした．統計処理には，SPSS ソフトウェア (version 20.0，IBM 社製) を使用した．

3. 結果

漸増負荷試験により決定された最大運動負荷は，265.6 ± 22.9 W であり，それに達するまでの運動時間は，7.7 ± 0.9 分であった．

大腿部 7 筋から記録された筋電図振幅値は，運動強度が増加するにつれて増大した (図 19)．中間広筋の筋電図振幅値は，クランクが最上点に達する約 90°前から増加し始め，クランクが最上点付近でピーク値を示した後，クランク角度が 90°を過ぎてから低下するというパターンを示した．

大腿部の 7 筋の標準化筋電図に因子分析を施す前に，すべての運動強度でサンプリング適切性基準の測定値が 0.53–0.67 の範囲内であり，因子分析が各運動強度で適切に実行できることを確認した. 因子分析により 2 つの因子が抽出された. それら 2 つの因子により，大腿部 7 筋における筋電図パターンの分散の 88.0%–92.2%を説明することができた．すべての運動負荷で中間広筋，外側広筋，内側広筋，大腿直筋，大内転筋に有意な因子負荷量 (0.52–0.99) が認められ，これらは，1 つ目の因子を構成した (表 2，図 20)．すべての運動負荷で大腿二頭筋・長頭，半膜様筋，大内転筋に有意な因子負荷量 (0.48–0.97) が認められ，これらは，2 つ目の因子を構成した (> 0.4).

1 つ目および 2 つ目の因子の VR は，それぞれ 0.34 ± 0.13，0.39 ± 0.20 であった (図 21). 相対的な運動負荷と 1 つ目の因子の VR ($r = -0.95$, $P < 0.05$), 2 つ目の因子の VR ($r = -0.89$, $P < 0.05$) との間に有意な負の相関関係が認められた．

4. 考察

実験 4 の目的は，自転車運動時に中間広筋と協調して活動する筋を明らかにすることであった．因子分析により大腿部の 7 筋の活動パターンから 2 つの因子が抽出された．1 つ

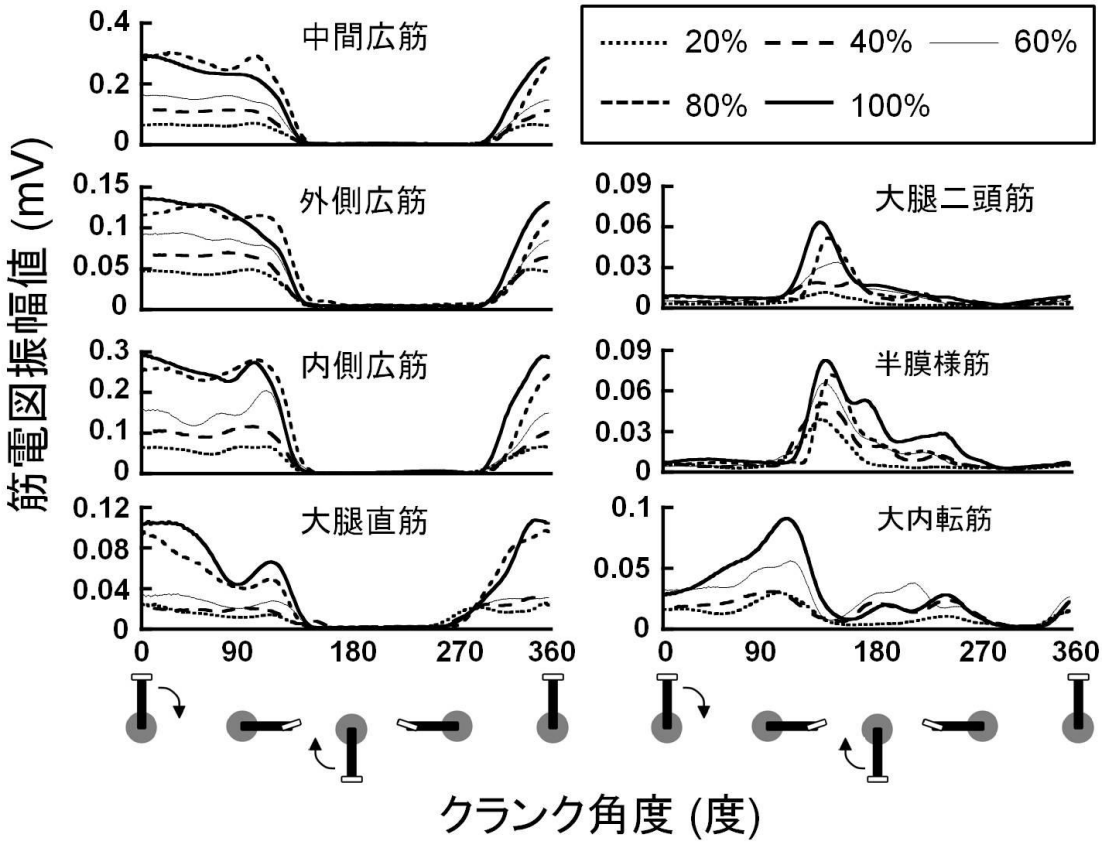


図 19.　5 つの運動強度での自転車運動時に得られた大腿部 7 筋の活動パターンの一例. 90°ごとのクランク位置の模式図を横軸の下に示した.

表2. 因子負荷量行列

筋	20%負荷		40%負荷		60%負荷		80%負荷		100%負荷	
	因子1	因子2	因子1	因子2	因子1	因子2	因子1	因子2	因子1	因子2
中間広筋	**0.970**	0.188	**0.982**	0.121	**0.990**	0.024	**0.973**	0.017	**0.995**	0.029
外側広筋	**0.977**	0.202	**0.983**	0.172	**0.996**	0.071	**0.995**	0.073	**0.992**	0.107
内側広筋	**0.981**	0.173	**0.990**	0.115	**0.996**	0.026	**0.995**	0.004	**0.996**	0.023
大腿直筋	**0.782**	-0.374	**0.842**	-0.315	**0.870**	-0.338	**0.873**	-0.377	**0.899**	-0.334
大腿二頭筋	0.038	**0.935**	0.256	**0.924**	0.163	**0.918**	0.109	**0.912**	0.156	**0.889**
半膜様筋	0.023	**0.963**	-0.140	**0.975**	-0.211	**0.959**	-0.209	**0.923**	-0.191	**0.947**
大内転筋	**0.521**	**0.610**	**0.684**	**0.497**	**0.702**	**0.482**	**0.703**	**0.558**	**0.738**	**0.518**

有意な因子負荷0.40以上を太字とした.

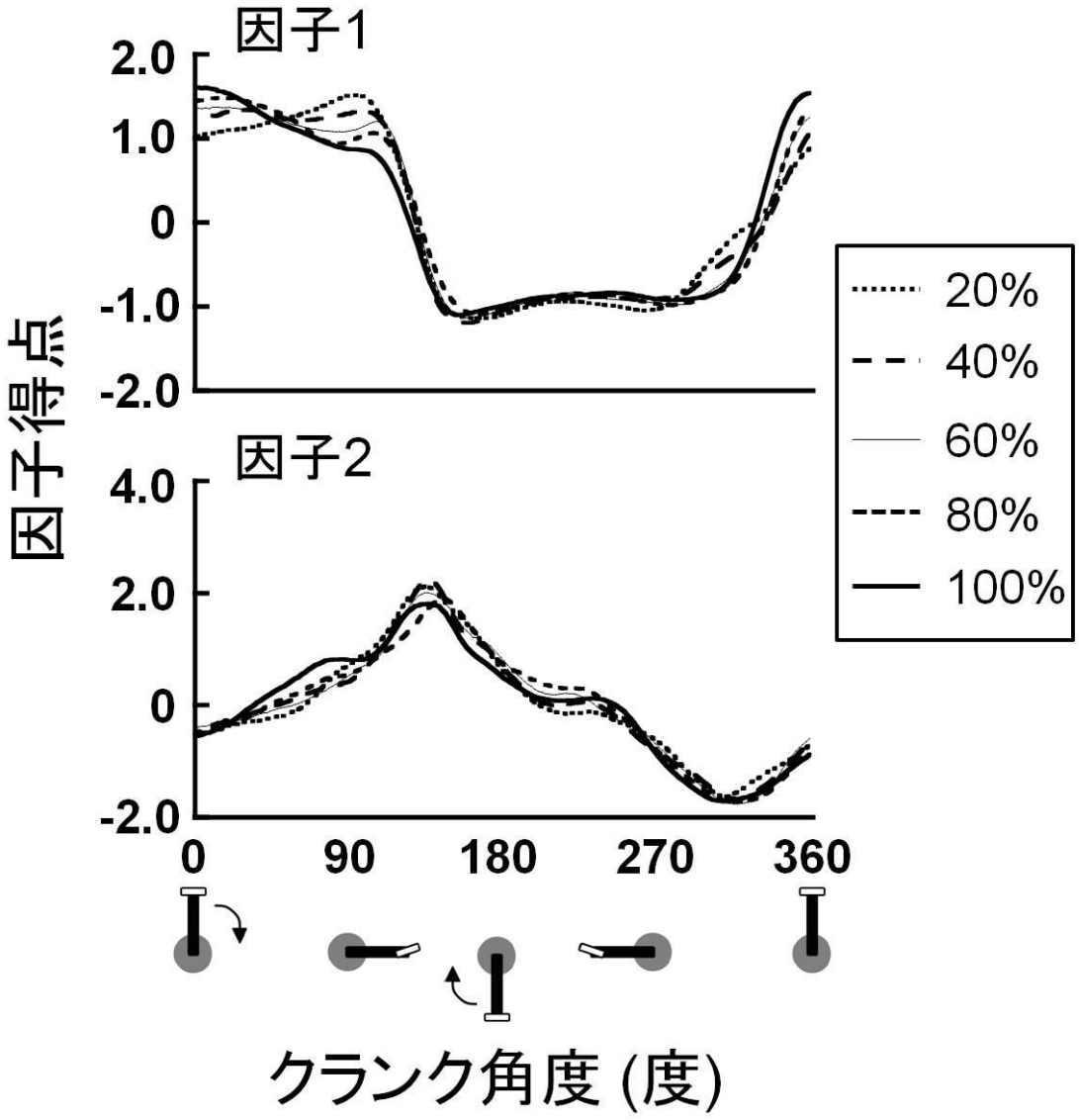


図 20.　5 つの運動強度での因子得点パターン.
因子得点は時間変化する成分であり, 抽出された因子が大腿部の活動パターンに対する相対的な貢献度を示す. 90°ごとのクランク位置の模式図を横軸の下に示した.

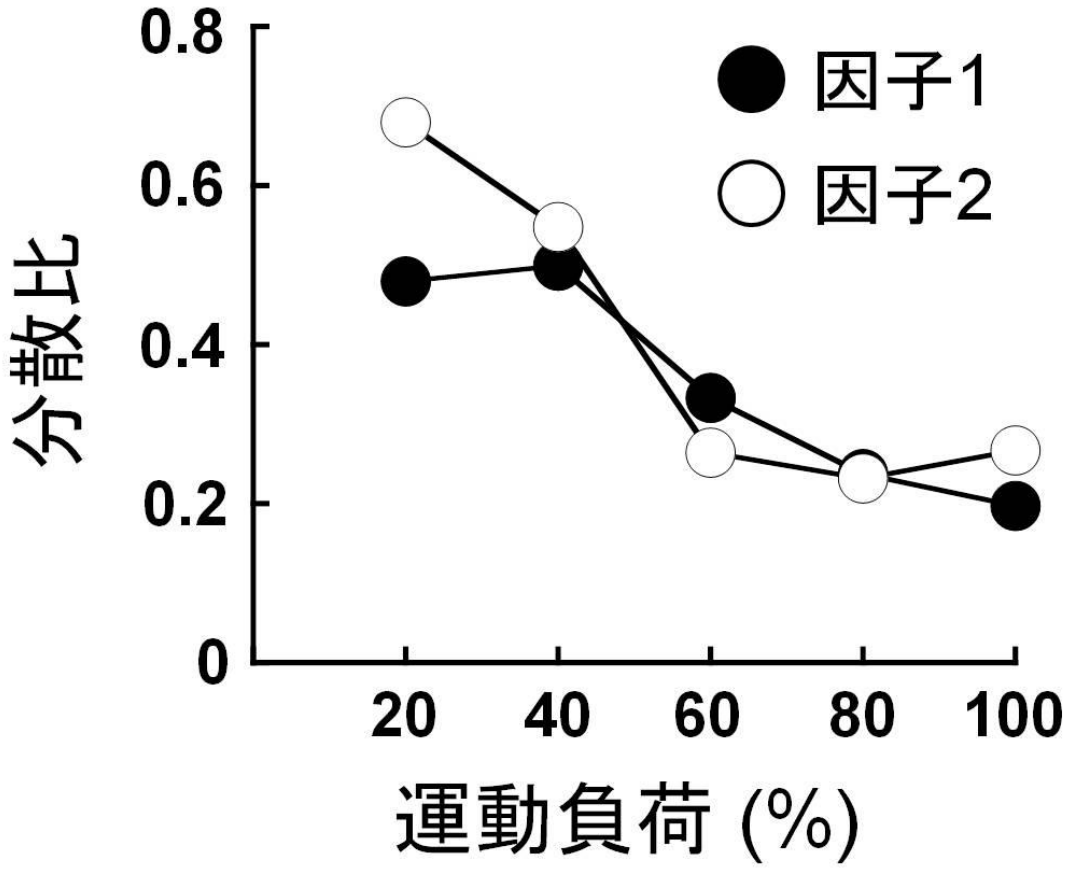


図 21.　5 つの運動強度における因子負荷量の分散比 (VR).
VR が低値になるほど被検者間変動性が低いことを示す.

目の因子は，すべての運動強度において大腿四頭筋の 4 筋と大内転筋で構成され，2 つ目の因子は，ハムストリングの 2 筋と大内転筋で構成された．この結果は，中間広筋が他の協働筋と協調して活動しないという仮説を支持しなかった．また，因子負荷量の被検者間変動性は，運動負荷が増加するにつれて低下した．

自転車運動時の活動パターンに関する知見は，多関節動作を理解する上で重要である．図 19 に示したように，本研究は，先行研究と類似した活動パターンを大腿部から得た (Dorel et al. 2008, Watanabe et al. 2009)．中間広筋を除く大腿四頭筋は，クランクが最上点に達する前に活動し始め，クランク角度が約 90°に達するまで活動する．ハムストリングは，クランクが最上点を過ぎてから活動し始め，クランク角度が約 270°に達するまで活動する．本研究で中間広筋の活動パターンは，各運動負荷において外側広筋や内側広筋の活動パターンと類似していた．

ヒトの神経筋機構に関する研究は，中枢神経系が各筋への神経入力をまとめ，それらを簡略化した運動指令をそれぞれの筋に送っていることを示唆している (Davis and Vaughan 1993, Hug et al. 2010, Ivanenko et al. 2004, Neptune et al. 2009, Raasch and Zajac 1999, Sabatini 2002, Ting and McKay 2007)．Hug ら (2010) は，表面筋電図を用いて自転車運動中の下肢 10 筋の神経筋活動が主に 3 つの成分の組み合わせにより制御されていることを示した．しかしながら，下肢の深層部にある筋の神経筋活動に関しては研究対象とされていなかった．すなわち，自転車運動中に中間広筋が大腿部のどの筋と協調するのかに関しては明らかではなかった．Akima ら (2005) は，大腿部筋群の活動特性を調べるため，自転車運動後の大腿部から MRI を撮影した．この方法は，表面筋電図とは異なり空間分解能に優れ，横緩和時間 (T2 値) をもとに表層と深層部に位置する筋から，その筋活動を調べることができるという特徴がある．自転車運動の総出力と相対的な T2 値の変化との間には，大腿四頭筋のすべての協働筋で有意な相関関係が認められた (r = 0.71–0.83)．T2 値と表面筋電図の振幅値には，非常に高い相関関係が認められる (Adams et al. 1992) ことから，自転車運動中における中間広筋の神経筋活動を調べることは，表層部の筋から神経筋活動を調べるの

と同様に重要であると考えられる．

自転車運動時の筋活動パターンに多変量解析を施すことで，多くの先行研究は，下肢の筋協調について報告してきた (De Marchis et al. 2013, Enders et al. 2013, Hug et al. 2010, Wakeling and Horn 2009)．Hug ら (2010) は，非負値行列因子分解を用いて自転車運動中の外側広筋，内側広筋，大腿直筋，大殿筋を 1 つのグループに分類した．先行研究と本研究では，方法論的な違いがあるため，直接比較することは難しいが，Ivanenko ら (2005) は，歩行運動中の身体 31 筋の活動パターンに因子分析と非負値行列因子分解を施し，それらによって抽出された成分には，非常に高い相関関係 (r = 0.75–0.97) があることを示した．これをもとに，本研究で外側広筋，内側広筋，大腿直筋が同じグループに属していたことは，Hug ら (2010) の研究結果を支持していたと考えられる．

動的な膝関節伸展時の中間広筋の筋電図振幅値は，膝関節屈曲位では他の構成筋の筋電図振幅値より有意に高く，膝関節伸展位では有意に低い．すなわち，膝関節伸展時の中間広筋の活動パターンは，他の協働筋の活動パターンと逆位相である (Akima and Saito 2013a)．さらに，ランニング時の遊脚局面で外側広筋や内側広筋に最大筋力発揮時の約 5% の神経筋活動が見られたのに対し，中間広筋には約 17%の神経筋活動が示された (Montgomery et al. 1994)．これらの先行研究から，本実験は，自転車運動時に中間広筋が大腿四頭筋の他の協働筋と協調しないと仮説を立てた．しかしながら，因子分析により抽出された 1 つ目の因子において，中間広筋，外側広筋，内側広筋と大腿直筋の因子負荷量は，有意に高値を示した (表 2，図 20)．したがって，自転車運動中に中間広筋は，他の協働筋と協調することが示された．

すべての運動負荷で大内転筋は，1 つ目と 2 つ目の因子を構成していた (表 2，図 20)．大内転筋は，股関節の内転と伸展動作に貢献する筋であるが，ランニング中の遊脚局面や自転車運動中の脚引き上げ局面で活動する．Raasch と Zajac (1999) は，大腿四頭筋がペダルを踏み込む動作時に推進させるための力をクランクに発揮していると考察した．本研究の結果から，中間広筋を含む大腿四頭筋は，股関節伸展筋である大内転筋と協調して活動

することでペダルを踏み込む動作中にクランクに大きな力を加えていると考えられる．

活動パターンの被検者間変動性は，ペダリング動作の効率性を理解する上で重要な知見を提供する (De Marchis et al. 2013, Hug et al. 2008, Hug et al. 2010, Rouffet and Hautier 2008)．自転車運動中の被検者間変動性は，二関節筋 (Hug et al. 2008, Hug et al. 2010, van Ingen Schenau et al. 1992) や大内転筋 (Watanabe et al. 2009) に高いことが示されてきた．自転車競技者の下肢 10 筋の活動パターンから抽出された 3 つの成分の VR は，0.06–0.15 の範囲であった (Hug et al. 2010)．本研究では，VR が 0.19–0.67 の範囲であったが，興味深いことに，自転車エルゴメータの運動負荷が増加するにつれて VR は低下した (図 21)．Enders ら (2013) は，300 W での自転車運動時に下肢の筋活動における試行間変動性は，150 W での試行間変動性より有意に低いことを示した．彼らは，下肢筋群が高い関節トルクを発揮する際に，下肢の筋活動パターンが，より正確に調節されることを示唆している．以上のことから，高負荷で自転車運動を行う際，運動負荷の増加は，筋協調の変動性を減少させるかもしれない．

5. 要約

実験の目的は，自転車運動時に中間広筋と協調して活動する筋を明らかにすることであった．結果の要約を以下に示す．

1) 有意に高い因子負荷量が中間広筋，外側広筋，内側広筋，大腿直筋，大内転筋に認められ，これらは 1 つ目の因子を構成した．

2) 相対的な運動負荷と 1 つ目の因子の VR との間に有意な負の相関関係が認められた．

以上の結果から，自転車運動時の中間広筋の神経筋活動は，大腿四頭筋の他の協働筋や大内転筋と協調することが示された．

第 8 章　膝蓋腱の振動刺激が大腿四頭筋の力調節安定性に与える影響 (実験 5)

1. 目的

最大筋力や一定の筋力を維持する能力だけでなく，発揮筋力を精確に調節する能力である力調節安定性は，ヒトが健康的な日常生活を送るために重要であり，立位姿勢や細かな動作などの日常的な身体運動に影響を及ぼすことが示唆されている (Kouzaki and Shinohara 2010, Shinohara et al. 2009)．力調節安定性は，加齢 (Enoka et al. 1999, Tracy and Enoka 2002) や身体活動レベルの低下 (Shinohara et al. 2003, Yoshitake et al. 2007) により顕著に低下する．大腿四頭筋の力調節安定性の低下は，立位姿勢のバランス調節能力に悪影響を及ぼすこと (Orr 2010)，高齢者の日常生活における転倒リスクを高めることが示唆されている (Carville et al. 2007)．これらのことから，多くの研究領域で大腿四頭筋の力調節安定性が評価されてきた (Carville et al. 2007, Durbaba et al. 2013, Kouzaki et al. 2004, Krishnan et al. 2011, Tracy and Enoka 2002).

Enoka ら (1999) は，ターゲット筋力に力を調節する課題中に，発揮筋力の標準偏差とその平均値から算出された変動係数を力調節安定性の指標とした．力調節安定性は，より小さな力を調節しようとする際に低くなる (Burnett et al. 2000, Krishnan et al. 2011, Taylor et al. 2003, Tracy and Enoka 2002)．手指にある第一背側骨間筋の発揮筋力の変動は，主に運動単位の発火頻度がその決定因子となる (Moritz et al. 2005)．一方で，複数の協働筋で構成される筋群の関節トルクの変動係数は，各構成筋における運動単位の発火頻度が発揮筋力の変動に影響するため，力を調節するための制御機構は，手指筋と比べて複雑であると考えられる (Shinohara et al. 2009).

低強度の筋力発揮では，筋紡錘の Ia 線維からの求心性入力が力調節に重要な役割を果たしている (Freund 1983, Shinohara 2005)．Ia 線維からの求心性入力が筋収縮中の発揮筋力に与える影響を検討するための手法として，持続的な振動刺激が多くの研究で用いられてき

た (Bongiovanni et al. 1990, Fry and Folland 2014, Jackson and Turner 2003, Kouzaki et al. 2000, Ushiyama et al. 2005, Yoshitake et al. 2004). Yoshitake ら (2004) は，アキレス腱に 30 分間の振動刺激を与え，その前後で低強度の足関節底屈力を測定した．振動刺激後に足関節底屈力の変動が減少したため，Ia 線維活動は力調節安定性に重要であることが示唆された．膝蓋腱に 30 分間の振動刺激を与えると，内側広筋の H 反射の振幅値が 60%減少する (Fry and Folland 2014) ことから，膝蓋腱に与えた長時間の振動刺激は，大腿四頭筋の Ia 線維活動を大きく低下させると考えられる．しかしながら，膝蓋腱の持続的な振動刺激が大腿四頭筋の力調節安定性に及ぼす影響については明らかではない．

実験 5 は，膝蓋腱に与えた長時間の振動刺激が中間広筋を含む大腿四頭筋の力調節安定性に及ぼす影響を明らかにすることを目的とする．アキレス腱の長時間の振動刺激は，発揮筋力の力変動を低下させる (Yoshitake et al. 2004) ため，膝蓋腱の振動刺激は，膝関節伸展力の変動を減少させると仮説を立てた．

2. 方法

A. 被検者

被検者は，8 名の健康な成人男性であり，幅広い活動レベルの被検者が含まれていた (年齢 24.0 ± 2.9 歳，身長 173.8 ± 5.6 cm，体重 74.4 ± 8.0 kg)．実験に先立って，本実験の概要，目的，実験に伴う危険性，実験から得られる有用性について説明し，書面において同意を得た．本実験は，名古屋大学総合保健体育科学センターの倫理委員会の承認を得て行われた．

B. プロトコール

すべての被検者は，本実験の 1 週間前までに MVC とその最大下筋力発揮の練習を行った．練習後，被検者は再び実験室を訪れ，本実験を行った．被検者の大腿神経に電気刺激を与え，大腿四頭筋の単収縮を誘発した．被検者は，ウォーミングアップの後，膝関節角

度 90°において等尺性膝関節伸展 MVC の測定と，3 つの強度の最大下筋力発揮で等尺性膝関節伸展を行った．膝蓋腱に振動刺激を 30 分間与え，再び大腿神経の電気刺激，等尺性膝関節伸展 MVC および最大下筋力発揮を行った．運動中，膝関節伸展力および大腿四頭筋と大腿二頭筋・長頭の表面筋電図を記録した．

被検者の膝蓋腱に振動刺激を与えるためには，長時間の身体拘束を伴う．実験椅子への身体拘束が膝関節伸展力や大腿四頭筋の神経筋活動に影響を与えている可能性がある．身体拘束の影響を調べるため，7 名の被検者は，膝蓋腱に振動刺激を与えない，コントロール実験を実施した．コントロール条件では，30 分間の安静の前後で本実験と同じプロトコールを行った．コントロール条件は，本実験と別の日に行われた．

C. 膝関節伸展

等尺性膝関節伸展における MVC は，張力センサ (LTZ-100KA，共和電業社製) が搭載された特製の膝関節伸展筋力測定器 (竹井機器社製) を用いて行われた．運動中，腰部をベルトによって椅子に固定し，足首を張力計に固定した．被検者は，椅子の側面にあるバーを握り，筋力発揮中に上半身を保持するようにした．MVC の測定方法とその算出方法は，実験 1 と同様であった．

最大下筋力発揮の強度は，MVC の 2.5%，10%，30%とし，その順序はランダムとした．最大下筋力発揮は，安静状態，ターゲット筋力まで発揮筋力を上昇させる局面 (1–2 秒間) およびターゲット筋力で発揮筋力を維持する局面 (15 秒間) から構成された．被検者にパーソナルコンピュータのモニタに発揮筋力とターゲット筋力を示し，できる限り発揮筋力をターゲット筋力に近づけるように指示した. 発揮筋力を維持する局面から中央の 10 秒間の力データを平均した．発揮筋力の変動は，変動係数を用いて定量化した．変動係数は，発揮筋力の標準偏差をその平均値で除すことで算出した (Enoka et al. 1999).

力調節中の発揮筋力に周波数解析を施すため，専用のソフトウェア (Chart 5.5，ADInstruments 社製) を用いて 10 秒間の力データに 4096 点における高速フーリエ変換を行

った．周波数解析された力信号を力低周波成分 (0–3 Hz) と高周波成分 (8–12 Hz) に分割した (Dewhurst et al. 2007).

D. 表面筋電図

中間広筋，外側広筋，内側広筋，大腿直筋，大腿二頭筋・長頭から能動型電極を用いて等尺性膝関節伸展中の表面筋電図を記録した．表面筋電図の記録装置は，実験 1 と同様であった. 得られた筋電図信号は, AD 変換器 (PowerLab, ADInstruments 社製) を介して 2000 Hz で専用のソフトウェア (Chart 5.5，ADInstruments 社製) を用いてパーソナルコンピュータに力のデータと同期して記録した.

電極を貼付する前に皮膚処理として剃毛および軽度の研磨を行い，最後にアルコール綿で十分に拭いた．中間広筋，大腿直筋，大腿二頭筋・長頭の電極貼付位置は，実験 1 と同様の方法で決められた．外側広筋の電極貼付位置は，膝蓋骨上縁から 10 cm 近位かつ外側とした．内側広筋の電極貼付位置は，膝蓋骨上縁から 5 cm 近位かつ内側とした．これらの電極は，推定される筋線維の走行方向と平行にセンサが並ぶように正確に貼付した．基準電極は，腸骨稜に貼付した.

力のデータが抽出された 10 秒間から各筋の筋電図信号を抽出し，RMS を算出した．最大下膝関節伸展時における大腿四頭筋の RMS は，膝関節伸展 MVC 時の RMS を 100%として標準化し，これを標準化筋電図とした.

E. 電気刺激

被検者の大腿神経に経皮的電気刺激を与え, 単収縮力と最大 M 波を記録した. 陽極 (76.2 mm × 101.6 mm) を大転子の皮膚上に，陰極 (直径 10 mm) を大腿三角と呼ばれる鼡経靱帯, 縫工筋と長内転筋に囲まれた皮膚上に貼付した．パルス幅 200 マイクロ秒の電気刺激を定電流高電圧刺激装置 (DS7AH，Digitimer 社製) を用いて与えた．刺激電流は，最大下から外側広筋の M 波の振幅値が最大値になるまで上昇させた．単収縮を誘発する電流は，外側

広筋の最大 M 波が記録された電流の 120%に設定した (Folland et al. 2008).

大腿神経の電気刺激により誘発された単収縮力と M 波の最大振幅値を算出した. 単収縮力はそのピーク値，M 波の最大振幅値は最小と最大値の差とした.

F. 振動刺激

大腿四頭筋の Ia 線維活動を低下させるため，機械的振動刺激装置 (VB200，Techno Concept 社製) を用いて安静時の膝蓋腱に振動刺激を 30 分間与えた. 被検者の膝蓋腱を軽くたたき, 膝蓋腱反射が誘発された部位に振動刺激装置の先端子を固定した. 振動刺激装置の先端子の変位は，1 mm であり，振動頻度は，80 Hz であった (Roll et al. 1989).

G. 統計処理

得られた結果は, すべて平均値と標準偏差で示した. 振動刺激前後における MVC, RMS, 変動係数，標準化筋電図，発揮筋力のパワー密度，単収縮力および最大 M 波は，Wilcoxon の符号順位検定を用いて分析した．有意水準は 5%とした．統計処理には，SPSS ソフトウェア (version 20.0，IBM 社製) を使用した.

3. 結果

膝蓋腱の振動刺激中，大腿四頭筋の 4 つの筋から活動電位が観察された (図 22).

膝関節伸展 MVC は，634.8 ± 185.0 N であった．膝蓋腱に振動刺激を 30 分間与えた後，膝関節伸展 MVC は，577.3 ± 183.8 N であり，膝蓋腱に振動刺激を与えた後に MVC は有意に低下した ($P < 0.05$)．コントロール条件における膝関節伸展 MVC は，564.0 ± 90.1 N であり，30 分間の安静後の MVC は，550.0 ± 112.8 N であった．それらに有意な差は認められなかった.

膝関節伸展 MVC 時の大腿四頭筋の RMS は, 膝蓋腱に長時間の振動刺激を与えた後に有意に変化しなかった.

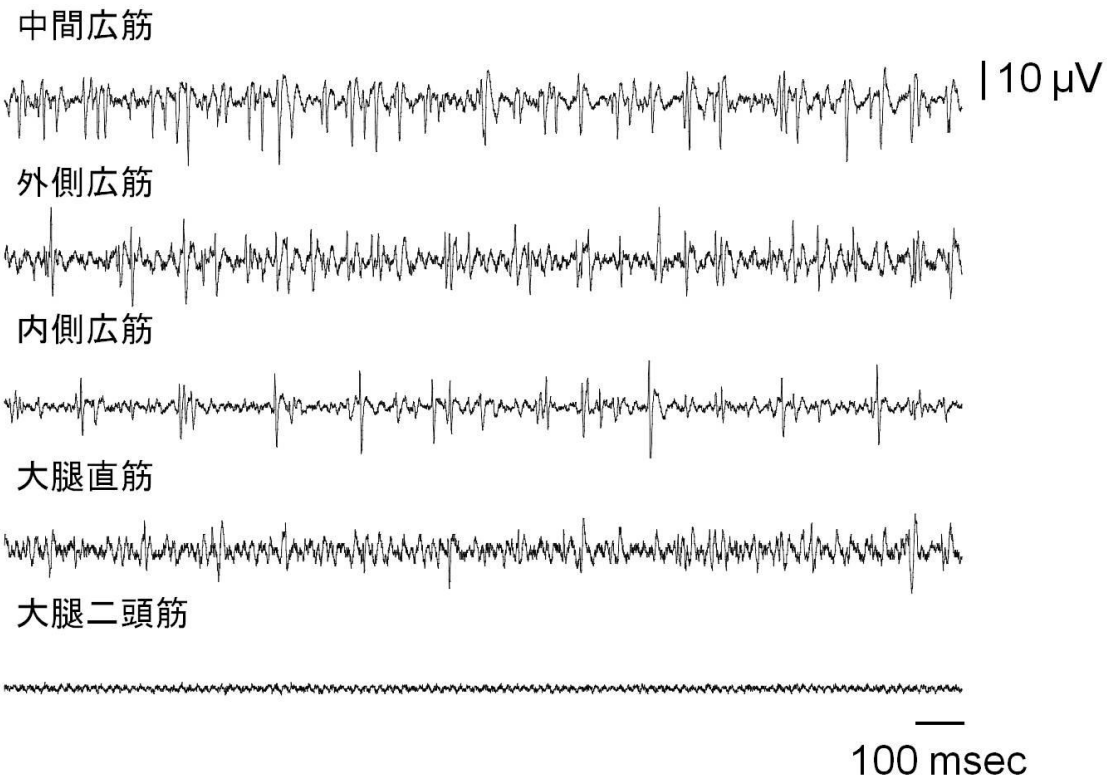


図 22. 膝蓋腱の持続的な振動刺激中の大腿四頭筋と大腿二頭筋の筋電図波形の一例.
振動刺激中に被検者は安静を維持した.

単収縮力は，149.4 ± 30.8 N であり，持続的な振動刺激後の単収縮力は，141.6 ± 19.8 N であった．外側広筋の M 波の振幅値は，8.0 ± 3.3 mV であり，持続的な振動刺激後の単収縮力は，7.9 ± 3.2 mV であった．単収縮力および外側広筋の M 波の振幅値は，膝蓋腱の振動刺激前後で有意に変化しなかった．

膝蓋腱に持続的な振動刺激を与えた後に，膝関節伸展力の変動係数は，すべての筋力レベルで有意な変化を示さなかった (図 23)．コントロール条件においても，30 分間の安静後に膝関節伸展力の変動係数は，有意な変化を示さなかった．

力調節課題中における大腿四頭筋の標準化筋電図は，膝蓋腱の持続的な振動刺激により有意に変化しなかった．

力調節課題中の発揮筋力における低周波および高周波パワー密度は，膝蓋腱の持続的な振動刺激後に有意に変化しなかった (図 24).

4. 考察

実験 5 の目的は，膝蓋腱に与えた長時間の振動刺激が大腿四頭筋の力調節安定性に及ぼす影響を明らかにすることであった．膝蓋腱に与えた持続的な振動刺激は，膝関節伸展力の変動係数に有意な変化を引き起こさなかった．この結果は，膝蓋腱の振動刺激が膝関節伸展力の変動を減少させるという仮説を支持しなかった．なお，持続的な振動刺激は，力調節課題中の発揮筋力の低周波および高周波パワー密度に有意な変化を及ぼさなかった．

ヒトの腱や筋に持続的な振動を与えると，筋紡錘の Ia 線維を選択的に刺激することが可能である (Bongiovanni et al. 1990, Fry and Folland 2014, Kouzaki et al. 2000, Shinohara 2005, Ushiyama et al. 2005)．80 Hz の振動頻度が Ia 線維活動を活動させるために最も効果的であり，それは筋紡錘由来の II 線維やゴルジ腱器官由来の Ib 線維の求心性活動には影響しない (Roll et al. 1989)．このことから，持続的な膝蓋腱の振動刺激中に見られた大腿四頭筋の活動電位 (図 22) は，主に脊髄を介した単シナプス反射であり (Kouzaki et al. 2000, Shinohara et al. 2005)，本研究で用いた振動刺激は，大腿四頭筋の Ia 線維を活動させるために十分な

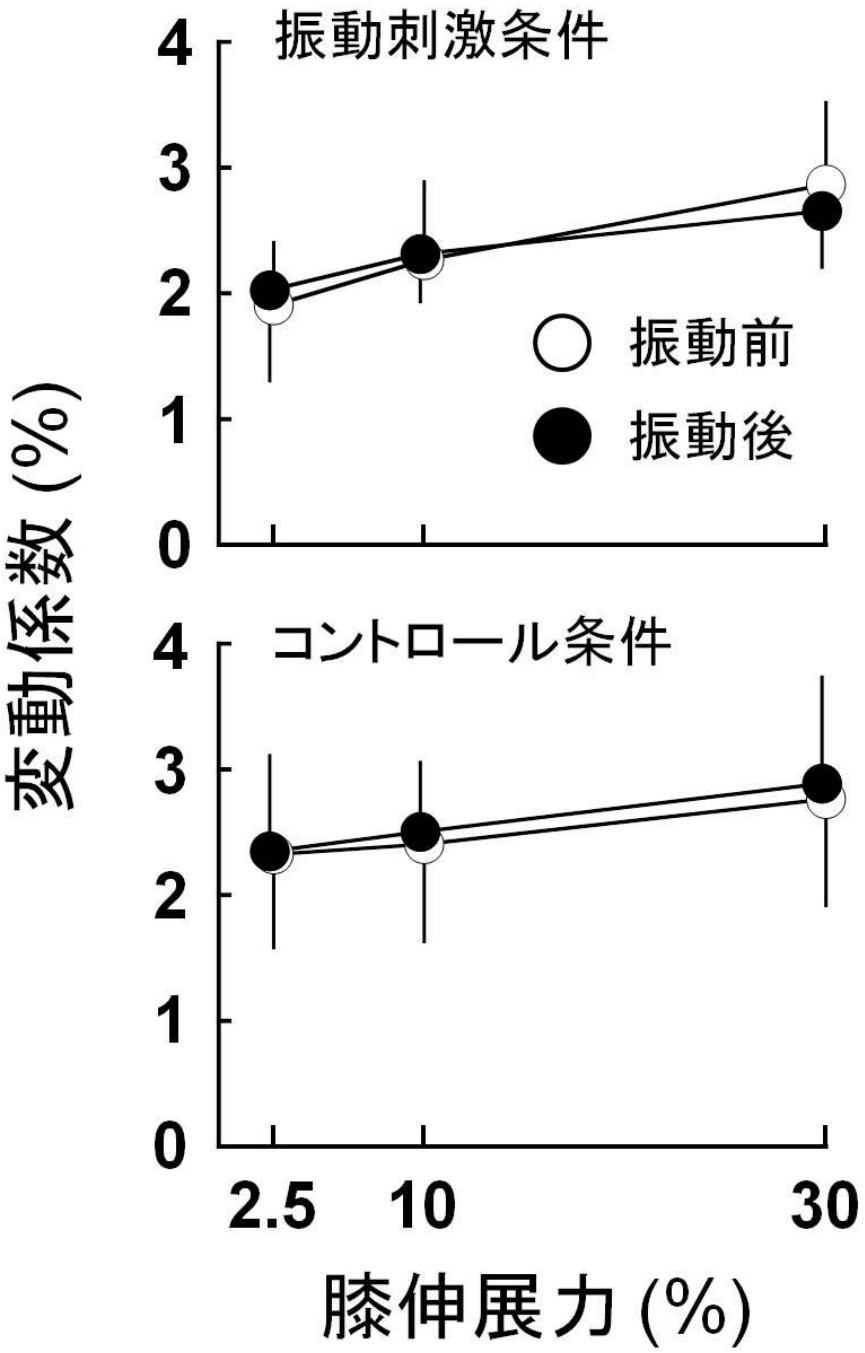


図 23. 膝蓋腱に 30 分間の振動刺激を与えた前後に計測された膝関節伸展力の変動係数.
振動刺激を与えないコントロール条件の結果も示した.
値は平均値と標準偏差を示す (N = 8).

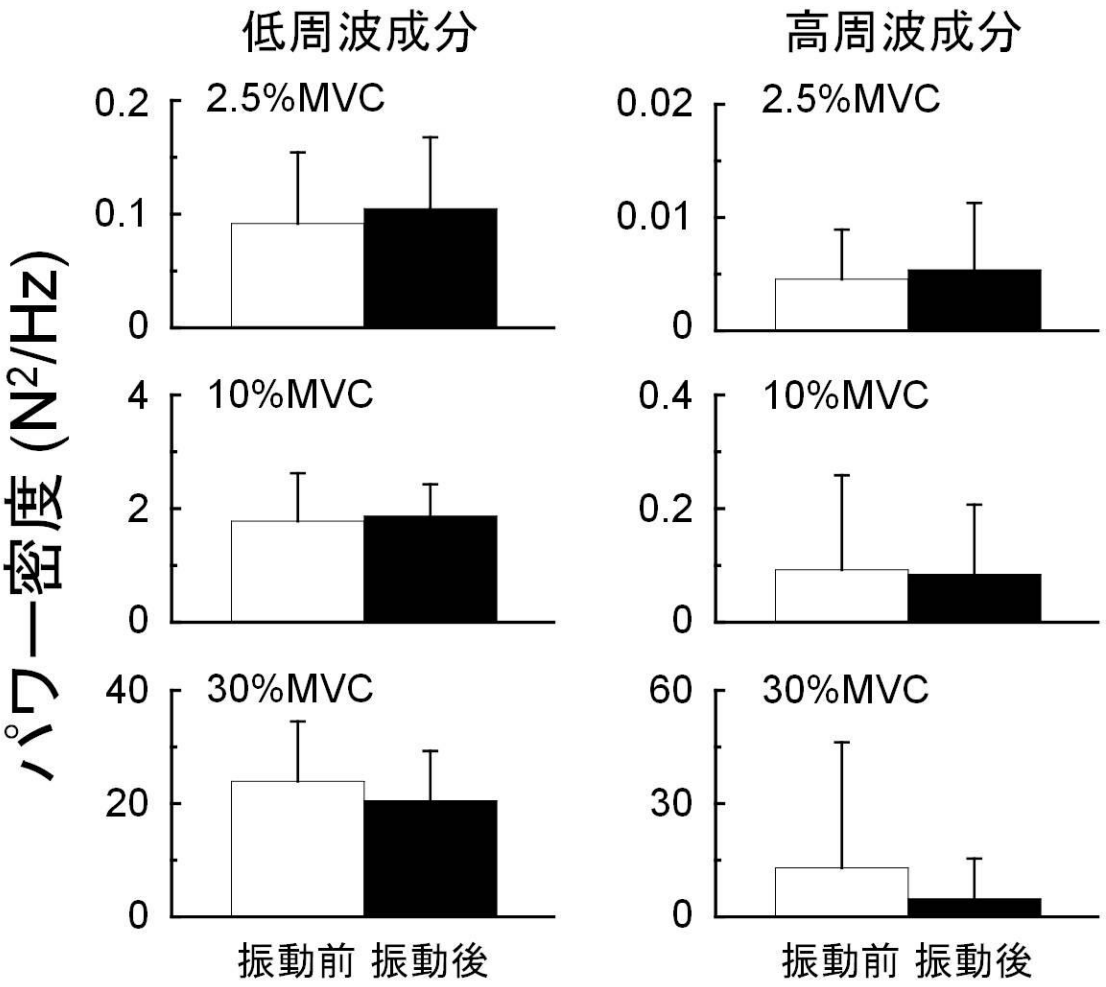


図 24. 膝蓋腱に与えた長時間の振動刺激前後における低周波および高周波成分のパワー密度.

力調節課題中の発揮筋力に周波数解析を用いてパワー密度を算出した.

値は平均値と標準偏差を示す (N = 8).

変位と頻度であったと考えられる.

膝蓋腱に対する 30 分間の振動刺激は，膝関節伸展 MVC を有意に低下させたが，電気刺激による単収縮力と M 波の振幅値を有意に減少させなかった. ヒトの腱や筋に長時間の振動刺激を与えると，MVC が低下する (Bongiovanni et al. 1990, Kouzaki et al. 2000, Shinohara et al. 2005, Ushiyama et al. 2005). Bongiovanni ら (1990) は，前脛骨筋腱に 150 Hz の振動刺激を与えると，足関節背屈力が大きく低下したことに加えて，前脛骨筋の運動単位の発火頻度も低下したことを示した (図 5). また，Hagbarth ら (1986) は，麻酔薬を腓骨神経周辺に注入することで，下腿からの求心性入力を遮断させた結果，足関節背屈中における前脛骨筋の運動単位の発火頻度は有意に低下したが, 前脛骨筋の M 波の振幅値は有意に変化しなかったことを報告した．これらの実験結果から，膝蓋腱の振動刺激によって大腿四頭筋における運動単位の発火頻度の低下が MVC に影響し，それは単収縮力と M 波の振幅値に影響しなかったと考えられる.

膝蓋腱に与えた 30 分間の振動刺激は, 低強度の膝関節伸展力の変動係数と大腿四頭筋の標準化筋電図を有意に変化させなかった (図 23). Yoshitake ら (2004) は，アキレス腱に長時間の振動刺激を与えた前後に，低強度の足関節底屈力の変動と下腿三頭筋の筋電図振幅値を測定した．その結果，アキレス腱に与えた長時間の振動刺激は，下腿三頭筋の筋電図振幅値に影響しなかったが，足関節底屈力の変動を有意に低下させた．彼らは，力調節課題中の発揮筋力に周波数分析を施し，上位中枢から脊髄運動ニューロンへの運動指令の律動性 (Marchetti et al. 2001) を反映する発揮筋力の低周波帯成分が，長時間の振動刺激後に低下したことを示した．このことから，長時間の振動刺激による Ia 線維活動の変化が，下腿三頭筋の神経筋活動の律動性を変調させたと考察した (Shinohara 2005, Yoshitake et al. 2004). 本研究では，膝蓋腱に与えた持続的な振動刺激が膝関節伸展力の変動係数を有意に変化させなかったことに加えて，力波形から算出された低周波および高周波パワー密度も有意な変化を示さなかった (図 24). そのため，大腿四頭筋の Ia 線維活動の変化が力調節課題中における中間広筋を含む大腿四頭筋の神経筋活動の律動性に影響を及ぼさなかった

と考えられる.

上述したように, 腱に対する持続的な振動の影響は, 下腿三頭筋と大腿四頭筋で異なり, 長時間の振動刺激による脊髄運動ニューロンの応答が，その刺激部位に依存する可能性が考えられる. アキレス腱に 30 分間の振動刺激を与え，脊髄運動ニューロンの興奮性を示す H 反射を評価した先行研究では，長時間の振動刺激が下腿三頭筋の H 反射の振幅値を 34%–38%減少させたことを報告しており (Ushiyama et al. 2005)，それと同様の振動をアキレス腱に与えた研究は，長時間の振動刺激後に力調節課題中における足関節底屈力の変動が有意に低下したことを示した (Yoshitake et al. 2004). 一方，Garland ら (1994) は，膝関節角度 120°–150°の範囲で膝関節角度を変化させた際に, 中間広筋を除く大腿四頭筋から H 反射を記録した結果, 膝屈曲位での大腿四頭筋の H 反射は, 膝伸展位での H 反射と比べて約 40%低値であったことを示した. さらに，異なる膝関節角度における大腿四頭筋の力調節安定性を評価した先行研究は，膝関節角度 90°での膝関節伸展力の変動係数が，150°での変動係数と有意な差はないことを報告した (Krishnan et al. 2011). つまり，H 反射により評価された脊髄運動ニューロンの興奮性の低下が力調節安定性に与える影響は，下肢の筋群間で異なっていると考えられ，持続的な振動刺激に対する中枢神経系の応答は筋群間で異なっていたことが，膝蓋腱に与えた振動刺激が大腿四頭筋の力調節安定性を有意に変化させなかった要因の 1 つとして挙げられる.

5. 要約

実験の目的は，膝蓋腱に与えた長時間の振動刺激が中間広筋を含む大腿四頭筋の力調節安定性に与える影響を明らかにすることであった. 結果の要約を以下に示す.

1) 膝蓋腱に与えた長時間の振動刺激は，膝関節伸展 MVC を有意に低下させた.

2) 膝蓋腱の持続的な振動刺激による膝関節伸展力の変動係数の有意な変化は認められなかった.

3) 中間広筋を含む大腿四頭筋の標準化筋電図は, 膝蓋腱の持続的な振動刺激後に有意な

変化を示さなかった.

以上の結果から，本研究では膝蓋腱の持続的な振動刺激が大腿四頭筋の力調節安定性に影響を及ぼす可能性が少ないことが示された．大腿四頭筋の Ia 線維活動の変化は，力調節課題中における大腿四頭筋の神経筋活動の律動性を変調させないことが示唆された.

第 9 章　振動刺激が中間広筋の神経筋活動に与える影響 (実験 6)

1. 目的

中間広筋は，大腿四頭筋全体の筋体積の約 30%を占める大きな筋である (Akima et al. 2007, Friederich and Brand 1990, Narici et al. 1992, O'Brien et al. 2009, 2010a)．中間広筋の牽引方向は大腿長軸上であり，中間広筋は膝関節伸展動作に対して最も効率的な解剖学的構造をしているという特徴がある (Lieb and Perry 1968)．これらのことから，協働筋の中で中間広筋が大腿四頭筋の力調節安定性に重要な働きをしていると考えられる．さらに，大腿四頭筋の力調節安定性は, より小さなターゲット筋力に調節する際に低くなる (Krishnan et al. 2011, Tracy and Enoka 2002, Tracy et al. 2007)．大腿四頭筋全体で発揮される膝関節伸展トルクに対する中間広筋の貢献度は，より低強度の筋力発揮時に高く，最大で約 50%に達する (Zhang et al. 2003)．したがって，力調節課題中の中間広筋の神経筋活動は，大腿四頭筋の力調節安定性に大きく貢献している可能性がある．

身体運動時の力調節安定性には, 筋紡錘の Ia 線維からの求心性入力が重要であるとの指摘がある (Freund 1983)．筋収縮中におけるヒトの Ia 線維活動は，挿入型電極などを用いて侵襲的に記録することが可能である (Kakuda et al. 1996, Roll et al. 1989, Wessberg and Vallbo 1996)．しかしながら，この直接的な記録手法では，個々の協働筋の Ia 線維活動を分離することが極めて困難である．この方法論的な制約から，先行研究では，ヒト骨格筋の Ia 線維活動を選択的に刺激することができる振動刺激法を用いてきた (Fattorini et al. 2006, Jackson and Turner 2003, Kossev et al. 1999, Kouzaki et al. 2000, Shinohara 2005, Shinohara et al. 2005, Siggelkow et al. 1999)．Kouzaki ら (2000) は，30 分間の振動刺激を大腿直筋に与え，その前後に膝関節伸展 MVC と大腿四頭筋の表面筋電図を記録した．彼らは，大腿直筋の持続的な振動中に筋紡錘由来の単シナプス反射が大腿直筋のみに見られたことに加えて，膝関節伸展 MVC と大腿直筋の筋電図振幅値が振動刺激後に有意に低下し，外側広筋と内

側広筋の筋電図振幅値は有意に変化しなかったことを示した．すなわち，振動刺激法を骨格筋に用いることで，刺激された筋の Ia 線維活動を選択的に低下させることが可能である (Jackson and Turner 2003, Kouzaki et al. 2000, Shinohara 2005, Shinohara et al. 2005).

実験 6 は，中間広筋に与えた長時間の振動刺激がその神経筋活動に及ぼす影響を明らかにすることを目的とする．本実験では，力調節課題中の中間広筋の Ia 線維活動を変化させるため，第 8 章で用いた振動刺激装置を中間広筋に用いた．中間広筋は低強度の膝関節伸展力に対する貢献度が大腿四頭筋の中で最も高い (Zhang et al. 2003) ことから，中間広筋への振動刺激は，力調節課題中の膝関節伸展力の変動を変化させると仮説を立てた．

2. 方法

A. 被検者

被検者は，8 名の健康な成人男性であり，幅広い活動レベルの被検者が含まれていた (年齢 24.0 ± 2.9 歳，身長 173.8 ± 5.6 cm，体重 74.4 ± 8.0 kg)．実験に先立って，本実験の概要，目的，実験に伴う危険性，実験から得られる有用性について説明し，書面において同意を得た．本実験は，名古屋大学総合保健体育科学センターの倫理委員会の承認を得て行われた．

B. プロトコール

すべての被検者は，本実験の 1 週間前までに MVC とその最大下筋力発揮の練習を行った．練習後，被検者は再び実験室を訪れ，本実験を行った．被検者は，ウォーミングアップの後，膝関節角度 90°において，等尺性膝関節伸展・屈曲 MVC の測定を行った．膝関節角度 90°において，3 つの強度の最大下筋力発揮での等尺性膝関節伸展を行った．中間広筋の皮膚上に振動刺激を 30 分間与え，再度，等尺性膝関節伸展 MVC と最大下筋力発揮を行った．運動中，膝関節伸展力および大腿四頭筋と大腿二頭筋・長頭の表面筋電図を記録した．

C. 膝関節伸展

等尺性膝関節伸展における MVC は，張力センサ (LTZ-100KA，共和電業社製) が搭載された特製の膝関節伸展筋力測定器 (竹井機器社製) を用いて行われた．運動中，腰部をベルトによって椅子に固定し，足首を張力計に固定した．被検者は，椅子の側面にあるバーを握り，筋力発揮中に上半身を保持するようにした．最大下筋力発揮の強度は，MVC の 2.5%，10%，30%であった．筋力発揮は 15 秒間であり，それらの順序はランダムとした．MVC の測定方法とその算出方法は実験 1 と同様であり，最大下発揮筋力の算出方法とその周波数解析方法は，実験 5 と同様であった．

D. 表面筋電図

中間広筋，外側広筋，内側広筋，大腿直筋，大腿二頭筋・長頭から能動型電極を用いて等尺性膝関節伸展中の表面筋電図を記録した．表面筋電図の記録装置は，実験 1 と同様であった. 得られた筋電図信号は, AD 変換器 (PowerLab, ADInstruments 社製) を介して 2000 Hz で専用のソフトウェア (Chart 5.5，ADInstruments 社製) を用いてパーソナルコンピュータに力のデータと同期して記録した．

電極を貼付する前に皮膚処理として剃毛および軽度の研磨を行い，最後にアルコール綿で十分に拭いた．中間広筋，大腿直筋，大腿二頭筋・長頭の電極貼付位置は，実験 1 と同様の方法で，外側広筋と内側広筋の電極貼付位置は，実験 5 と同様の方法で決められた．これらの電極は，推定される筋線維の走行方向と平行にセンサが並ぶように正確に貼付した．基準電極は，腸骨稜に貼付した．

各筋の筋電図信号を力のデータと同じ 10 秒間から抽出し，RMS を算出した．最大下膝関節伸展時における大腿四頭筋の RMS は，膝関節伸展 MVC 時の RMS を 100%として標準化した．大腿二頭筋・長頭の RMS は，膝関節屈曲 MVC 時の RMS を 100%として標準化し，これらを標準化筋電図とした．

力調節課題中の表面筋電図に周波数解析を施すため, 発揮筋力の算出を行った 10 秒間の大腿四頭筋の筋電図信号を全波整流した後, 専用のソフトウェア (Chart 5.5, ADInstruments 社製) を用いて 4096 点における高速フーリエ変換を行った．筋電図信号のパワー密度を 5 Hz ごとに抽出し，それを 50 Hz まで算出した (Yoshitake et al. 2007).

E. 振動刺激

中間広筋の Ia 線維活動を低下させるため，機械的振動刺激装置 (VB200, Techno Concept 社製) を用いて安静時の中間広筋の表出部位に振動刺激を 30 分間与えた．中間広筋の表出部位に置いた表面電極から 1–2 cm 近位の皮膚上に振動刺激装置の先端子を固定した (図 25)．振動刺激装置の先端子の変位は，1 mm であり，振動頻度は，80 Hz であった (Roll et al. 1989).

F. 統計処理

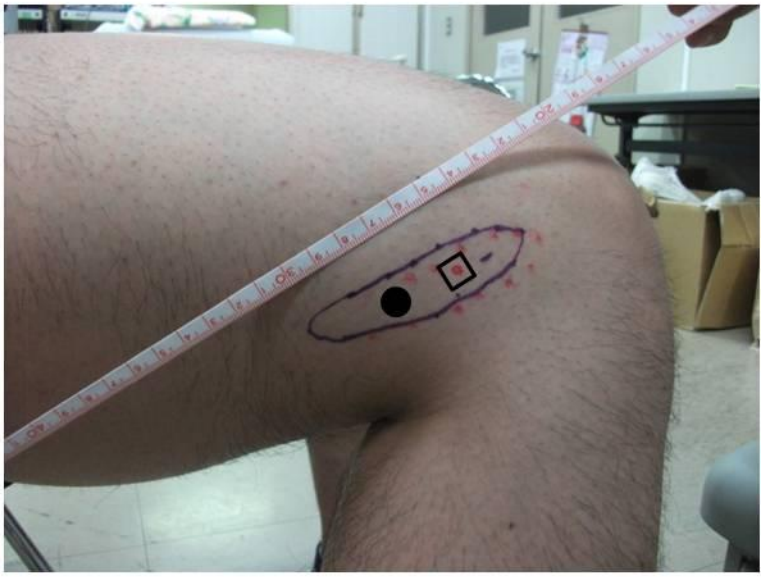
得られた結果は，すべて平均値と標準偏差で示した．振動刺激前後の MVC，RMS，変動係数，標準化筋電図，発揮筋力と整流化筋電図のパワー密度は，Wilcoxon の符号順位検定を用いて分析した．発揮筋力の標準偏差とパワー密度の変化率，発揮筋力のパワー密度と大腿四頭筋の 5–10 Hz 帯パワー密度の変化率との相関関係を Spearman の方法を用いて算出した．有意水準は 5%とした．統計処理には，SPSS ソフトウェア (version 20.0，IBM 社製) を使用した.

3. 結果

膝関節伸展 MVC は，574.7 ± 86.2 N であった．中間広筋の 30 分後の振動刺激後，膝関節伸展 MVC は，558.2 ± 108.7 N であった．持続的な振動刺激は，膝関節伸展 MVC に有意な変化を及ぼさなかった.

膝関節伸展 MVC 中の大腿四頭筋の RMS は, 中間広筋に与えた長時間の振動刺激後に有

A



B



図 25. 中間広筋に振動刺激を与えた部位 (A) とその実験風景 (B).
中間広筋の表出部位の周囲をマーカで印を付け，振動刺激部位 (●) と電極貼付位置 (□) をその皮膚上に同定した.

意に変化しなかった.

図 26 に，中間広筋の持続的な振動刺激前後において，2.5%MVC のターゲット筋力に膝関節伸展力を調節した際の力波形の一例を示した．中間広筋の持続的な振動刺激後に膝関節伸展力の変動が大きくなることが観察された．2.5%MVC の変動係数は，中間広筋の持続的な振動刺激後に有意に増加した ($P < 0.05$) (図 27).

2.5%MVC に力を調節した際における発揮筋力の低周波成分のパワー密度は，長時間の振動刺激後に有意に増加した ($P < 0.05$) (図 28)．コントロール条件では，発揮筋力の低周波および高周波成分のパワー密度は有意に変化しなかった.

中間広筋に与えた長時間の振動刺激による発揮筋力の標準偏差と低周波パワー密度の変化率との間には，2.5%MVC の筋力レベルにおいて有意な相関関係 ($r = 0.73, P < 0.05$) が認められた (図 29) が，発揮筋力の標準偏差と高周波パワー密度の変化率との間には，2.5%MVC の筋力レベルにおいて有意な相関関係は認められなかった．コントロール条件では，長時間の安静による発揮筋力の変動係数とパワー密度の変化率との間には，有意な相関関係は認められなかった.

力調節課題中における大腿四頭筋の整流化筋電図パワー密度は，中間広筋の持続的な振動刺激により有意に変化しなかった.

中間広筋に与えた長時間の振動刺激による 2.5%MVC の低周波パワー密度と中間広筋の整流化筋電図から算出されたパワー密度の変化率との間に有意な相関関係は認められなかったが，2.5%MVC の低周波パワー密度と大腿直筋の 5–10 Hz 帯パワー密度の変化率との間に有意な正の相関関係 ($r = 0.76, P < 0.05$) が認められた (図 30).

4. 考察

実験 6 の目的は，中間広筋に与えた長時間の振動刺激がその神経筋活動に与える影響を明らかにすることであった．中間広筋の持続的な振動刺激後に，2.5%MVC の変動係数が有意に増加した．この結果は，中間広筋の振動刺激が力調節課題中の膝関節伸展力の変動

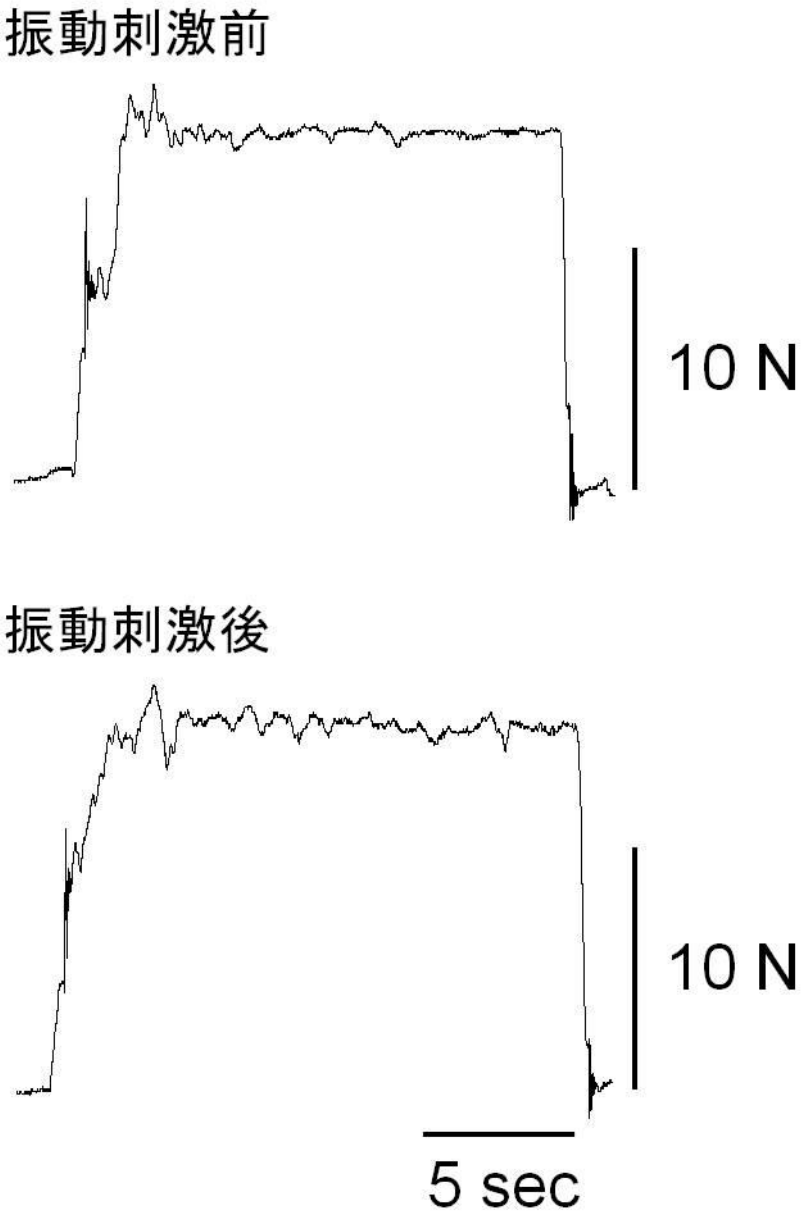


図 26.　30 分間の振動刺激を中間広筋に与えた前後に記録された力波形の一例.
1 名の被検者がターゲット筋力の 2.5%MVC に膝関節伸展力を調節したデータを示した.

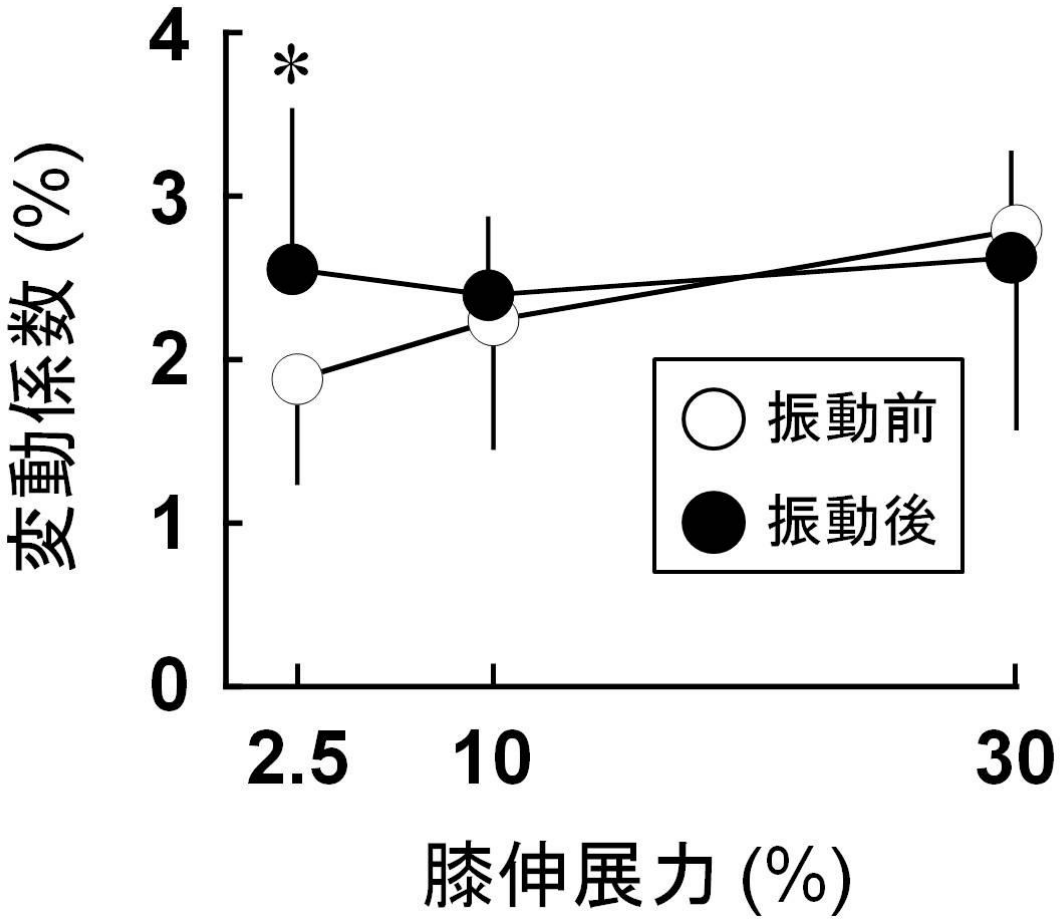


図 27. 中間広筋に長時間の振動刺激を与えた前後に計測された膝関節伸展力の変動係数. 値は平均値と標準偏差を示す (N = 8).

＊：P < 0.05 vs. 振動前

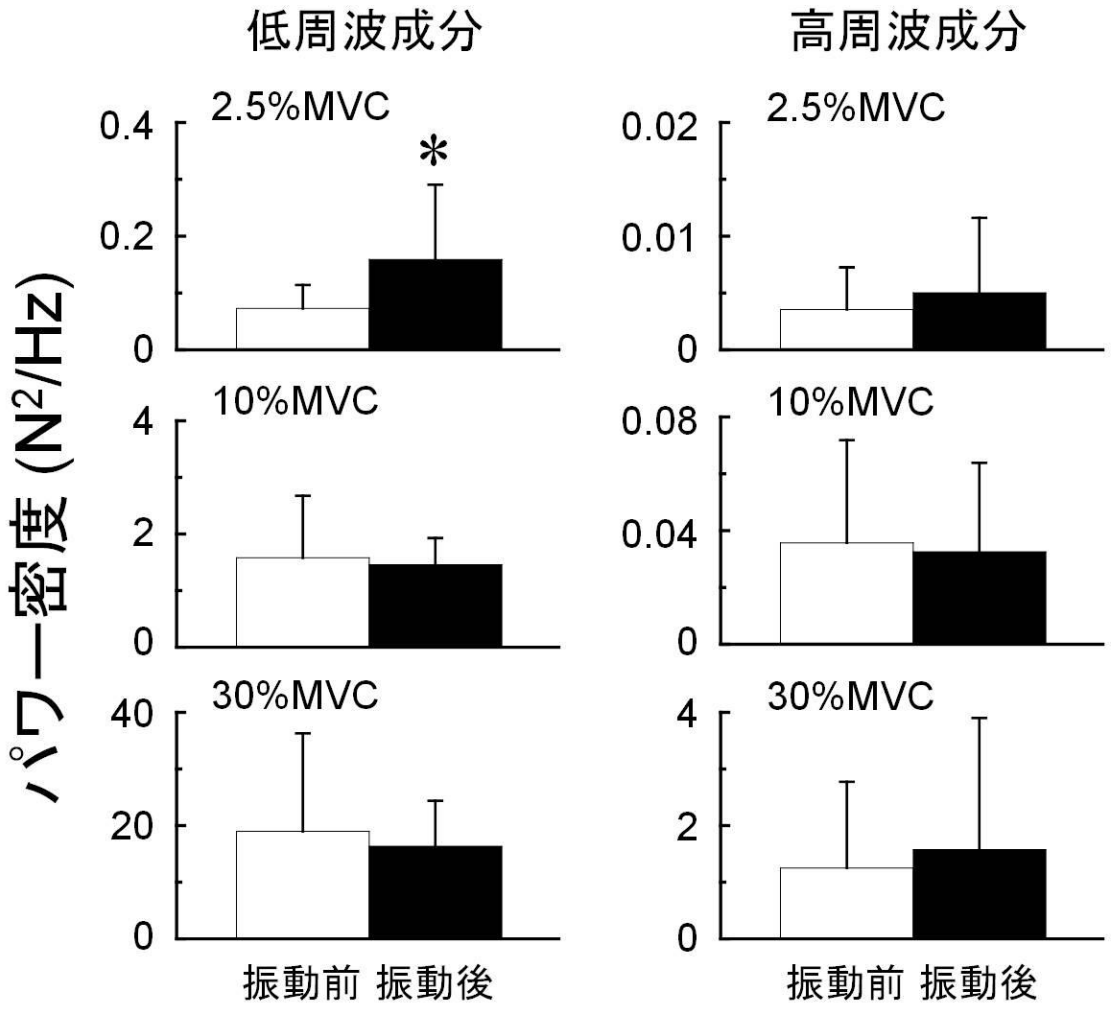


図 28. 中間広筋の振動刺激前後における低周波および高周波成分のパワー密度.
力調節課題中の発揮筋力に周波数解析を用いてパワー密度を算出した.
値は平均値と標準偏差を示す (N = 8).
*：P < 0.05, vs. 振動前

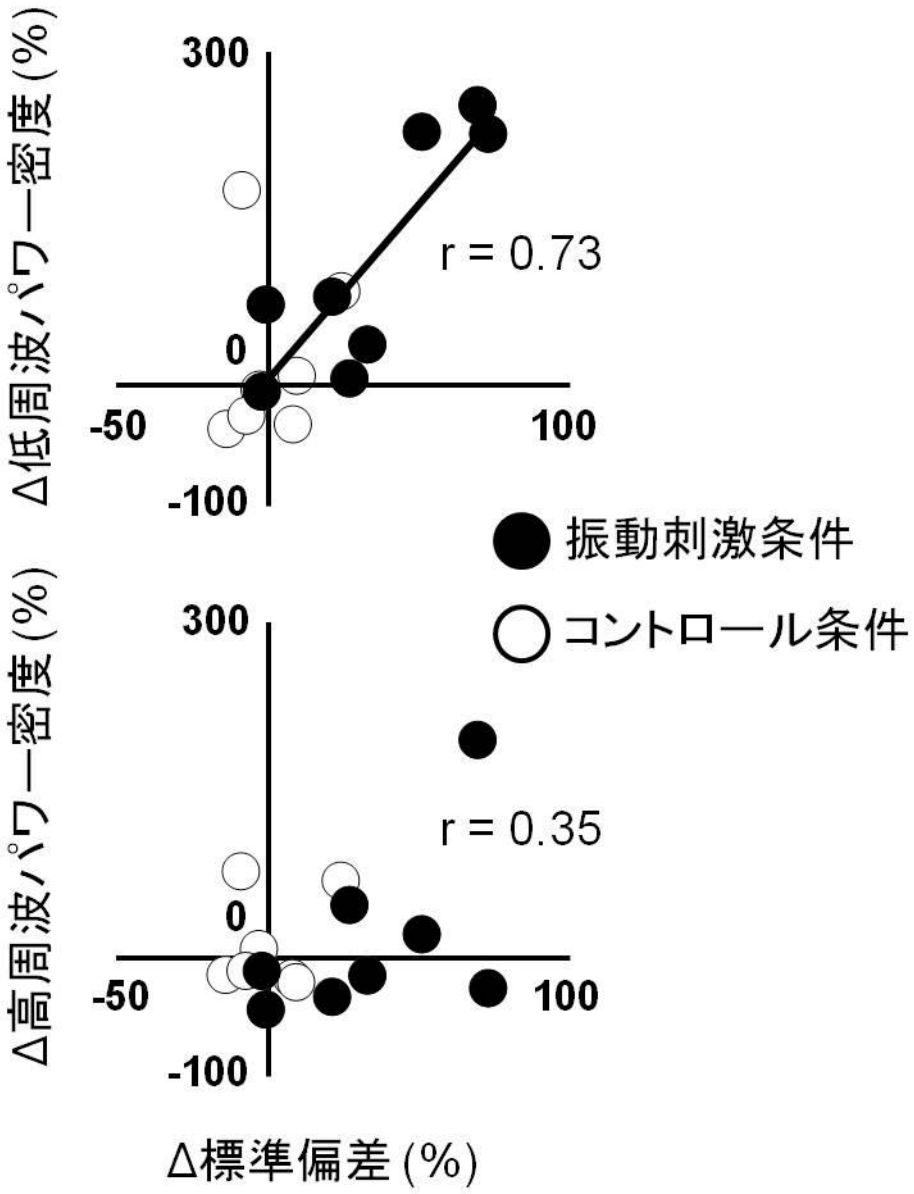


図 29.　2.5%MVC における発揮筋力の標準偏差とパワー密度の変化率との相関関係.
中間広筋に持続的な振動刺激を与える前からの変化率を算出した.

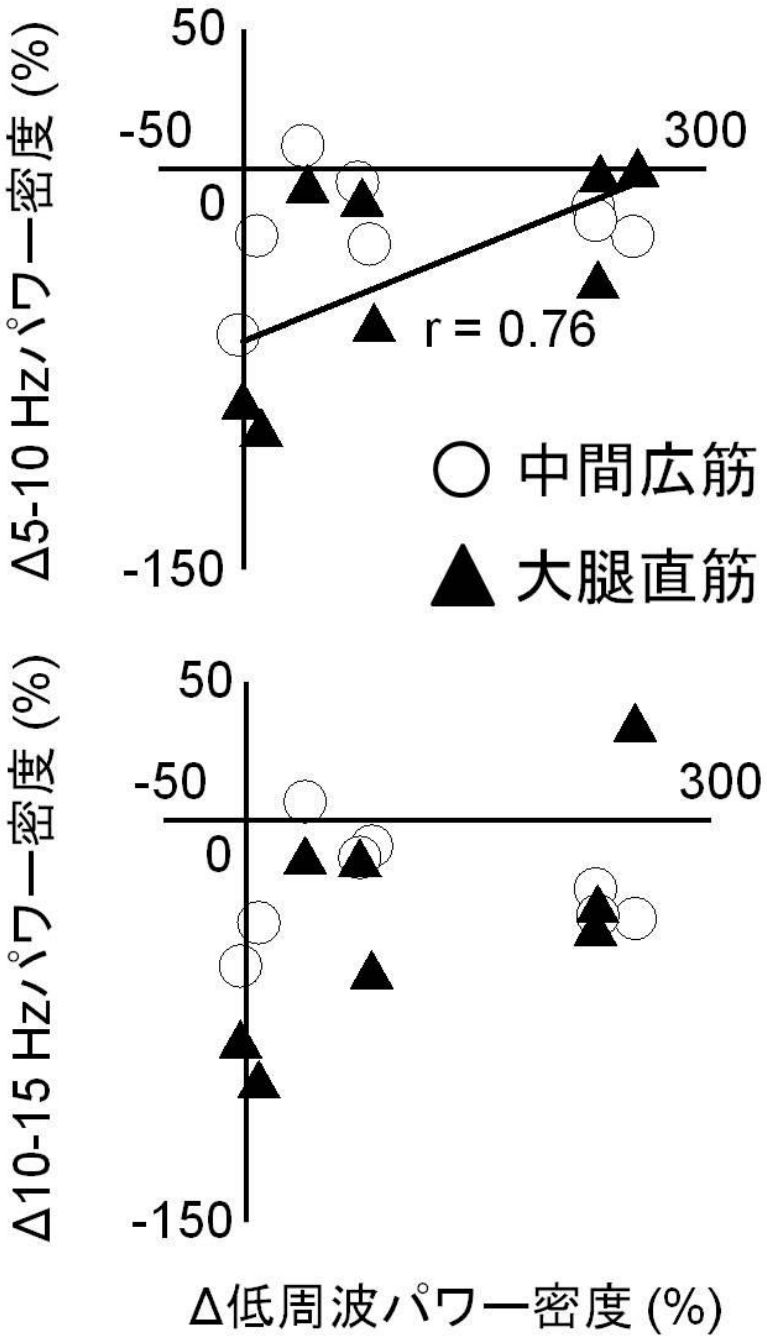


図 30.　2.5%MVC での力調節課題中の発揮筋力と整流化筋電図のパワー密度の変化率との相関関係.
中間広筋に持続的な振動刺激を与える前からの変化率を算出した.

を変化させるという仮説を支持した．また，中間広筋の振動刺激による 2.5%MVC の標準偏差と低周波パワー密度の変化率との間には有意な相関関係が認められ，2.5%MVC における低周波パワー密度と大腿直筋の 5–10 Hz 帯パワー密度の変化率との間に有意な相関関係が認められた．

中間広筋に与えた 30 分間の振動刺激は，膝関節伸展 MVC や中間広筋の筋電図振幅値を有意に変化させなかった．Kouzaki ら (2000) は，大腿直筋の皮膚上に振動刺激を 30 分間与えた後，膝関節伸展 MVC と大腿直筋の筋電図振幅値が有意に低下したことを示した．本研究は，筋紡錘の Ia 線維が最も刺激される振動条件 (変位 : 1 mm，頻度 : 80 Hz) (Roll et al. 1989) を中間広筋に与えた．それに対して，先行研究は，2–3 mm の変位を用いて 30 Hz で大腿直筋を刺激した (Kouzaki et al. 2000). 中間広筋に与えた 30 分間の振動刺激が膝関節伸展 MVC 時の中間広筋の神経筋活動を変化させなかった原因として，先行研究と本研究で用いられた振動条件の違いが実験結果に影響を与えた可能性がある．

中間広筋に長時間の振動刺激を与えると，2.5%MVC の変動係数が振動前と比べて有意に増加した (図 26，27)．Shinohara ら (2005) は，手指筋に 30 分間の振動刺激を与えた後に，5%MVC での発揮筋力の変動が有意に増加することを報告した．彼らは，長時間の振動刺激によって力変動が増加した原因として，手指筋の拮抗筋活動の増加を挙げた (Shinohara 2005, Shinohara et al. 2005)．しかしながら，中間広筋の持続的な振動刺激後に，大腿二頭筋の標準化筋電図は有意に変化しなかった．そのため，本研究においては，中間広筋に与えた振動刺激により 2.5%MVC の変動係数が増加した原因として，ハムストリングの拮抗筋活動の増加とは異なる要因が関係していると考えられる．

中間広筋に与えた持続的な振動刺激後，2.5%MVC に力を調節した際の発揮筋力の低周波パワー密度は有意に増加した (図 28)．さらに，中間広筋に与えた長時間の振動刺激による膝関節伸展力の標準偏差と低周波パワー密度の変化率との間に有意な正の相関関係 ($r = 0.73$) が認められた (図 29)．これは，持続的な振動刺激による力変動の増加が発揮筋力の低周波成分の増大に起因することを示唆している．低周波帯の力変動は，上位中枢から脊

髄運動ニューロンへの運動指令の律動性を反映する (Marchetti et al. 2001). このことから，力調節課題中における中間広筋の運動単位の動員や発火頻度が，中間広筋に与えた振動刺激により変化した可能性がある.

10 Hz 周辺の律動的な神経筋活動は，発揮筋力の変動に貢献する (Wessberg and Vallbo 1996). そこで，中間広筋の持続的な振動刺激前後において，大腿四頭筋の整流化筋電図のパワー密度を比較したところ，中間広筋のパワー密度には長時間の振動刺激後に有意な差は認められなかった. しかしながら，中間広筋の持続的な振動刺激による 2.5%MVC の低周波パワー密度と大腿四頭筋における各構成筋の 5–10 Hz 帯パワー密度の変化率との相関関係を調べた結果，低周波パワー密度と大腿直筋の 5–10 Hz 帯パワー密度の変化率との間に有意な正の相関関係 (r = 0.76) が認められた (図 30). 低周波の力変動と振動刺激を与えた中間広筋の筋電図の変化率との間に有意な関係が認められず，振動刺激を与えなかった大腿直筋の筋電図の変化率との間に有意な関係が認められたことは，中間広筋の Ia 求心性入力の変化が大腿直筋の神経筋活動に影響を与えたことを示唆している. この要因として，二関節筋である大腿直筋が関節トルクの方向を調節する機能がある (van Ingen Schenau et al. 1992) ことが関与している可能性が挙げられる. さらに，2.5%MVC の持続的な膝関節伸展中に大腿四頭筋には，協働筋間で神経筋活動を交替させながら発揮筋力を一定に維持する現象が見られる (Akima et al. 2012, Kouzaki et al. 2002). この活動交替において，大腿直筋の神経筋活動が亢進される局面で 8–12 Hz 帯の力変動も増加する (Kouzaki et al. 2004). したがって，中間広筋の持続的な振動刺激による大腿直筋の神経筋活動の変調が，膝関節伸展力の変動に影響を与えた可能性が考えられる.

5. 要約

実験の目的は，中間広筋に与えた長時間の振動刺激がその神経筋活動に与える影響を明らかにすることであった. 結果の要約を以下に示す.

1) 中間広筋の持続的な振動刺激後に，2.5%MVC のターゲット筋力に発揮筋力を調節し

た際の膝関節伸展力の変動係数は有意に増加した.

2) 2.5%MVC に力を調節した際における発揮筋力の低周波成分のパワー密度は，長時間の振動刺激によって有意に増加した.

3) 中間広筋の持続的な振動刺激による 2.5%MVC の低周波パワー密度と大腿直筋の 5–10 Hz 帯パワー密度の変化率との間には，有意な正の相関関係が認められた.

以上の結果から，中間広筋に与えた長時間の振動刺激は大腿四頭筋の力調節安定性に影響を与えることが示された．中間広筋の Ia 線維活動の変化が，その神経筋活動の律動性を変調させることが示唆された.

第 10 章　総合討論

ヒトの大腿四頭筋は，歩く，走る，跳ぶなどの身体運動に大きく貢献する筋群であり (Thorpe et al. 1998)，運動生理学やバイオメカニクスをはじめ，リハビリテーション医学や整形外科学等の研究領域で大腿四頭筋の神経筋活動を記録した研究が頻繁に行われてきた (Akima et al. 2012, Alkner et al. 2000, Beynnon and Fleming 1998, Kellis 1998, Kouzaki et al. 2000, Pincivero 2004, Watanabe and Akima 2009b)．大腿四頭筋を構成する 4 つの筋の 1 つである中間広筋は，その大部分が大腿部の深層に位置しており，ヒトの神経筋活動を記録することを目的として最も頻繁に用いられてきた表面筋電図法の適用が困難であると認識されていた．そのため，身体運動時における中間広筋の活動特性は，十分に明らかにされてこなかった．しかしながら，膝関節伸展中の中間広筋から表面筋電図を記録する手法 (Watanabe and Akima 2009a) が開発されて以降は，この手法を用いることで，膝関節伸展時の中間広筋の神経筋活動が少しずつ明らかにされつつある (Akima et al. 2012, Akima and Saito 2013a, 2013b, Watanabe and Akima 2009b, 2010).

大腿四頭筋の神経筋活動は，膝関節角度に依存した活動特性を示す (Aagaard et al. 2000, Babault et al. 2003, de Ruiter et al. 2008, Krishnan et al. 2011, Pincivero 2004, Watanabe and Akima 2011b)．大腿四頭筋の構成筋の中でも，深層筋である中間広筋の神経筋活動は，他の表層筋の神経筋活動と比べて膝関節角度変化の影響を顕著に受ける (Akima and Saito 2013a, 2013b, Watanabe and Akima 2011b)．したがって，中間広筋の神経筋活動は，筋長や筋束長の変化 (Ichinose et al. 1997) と関係することが示唆される．実験 1 では，複数の関節角度において神経筋活動の特性を反映する力－筋電図関係を調べ，中間広筋の力－筋電図関係を関節角度間で比較した．膝関節角度 90°の中間広筋の力－筋電図関係は，他の構成筋の力－筋電図関係と類似していたが，膝関節角度 150°の中間広筋の力－筋電図関係は，90°の力－筋電図関係と比べて顕著に下方シフトした．これらの結果から，中間広筋の神経筋活動は，筋長や筋束長に影響することが明らかになった．

ランニング中の股関節と膝関節が屈曲する遊脚局面で中間広筋の神経筋活動は，外側広筋や内側広筋の神経筋活動と比較して顕著に高い (Montgomery et al. 1994)．この研究結果は，中間広筋が膝関節伸展以外の動作に関与しており，外側広筋や内側広筋と異なる役割があることを示唆しているが，膝関節伸展時以外の中間広筋の神経筋活動については明らかにされていなかった．そこで，実験 2，3 では特定の身体運動時における中間広筋の機能的な役割を検討することを目的に，等尺性膝関節屈曲および股関節屈曲時に中間広筋から表面筋電図を記録した．その結果，膝関節屈曲時に大腿四頭筋の構成筋の中で最も大きな神経筋活動が中間広筋に認められ，股関節屈曲時に中間広筋の神経筋活動が内側広筋の神経筋活動より有意に高値を示した．したがって，中間広筋は身体運動時に他の構成筋と異なる役割を有している可能性が示された．本博士論文では，このような特異的な神経筋活動が中間広筋に認められた要因を明確にすることができなかったが，特異的な神経筋活動が見られた要因について，以下のように考察した．

筋収縮中に主働筋が発揮する張力に対して，相反する張力を発揮する拮抗筋は関節を安定化させる役割を持つ (De Luca and Mambrito 1987, Kellis 1998)．実験 2 では，膝関節屈曲中に中間広筋が，主要な拮抗筋として膝関節を安定化させる役割があることが明らかとなった．大腿四頭筋の中で最も大きな拮抗筋活動が中間広筋に観察された要因として，中間広筋の運動単位の動員パターン (Zhang et al. 2003) や腱を牽引するための効率的な解剖学的構造 (Lieb and Perry 1968) が考えられる．さらに，膝関節屈曲時の中間広筋の拮抗筋活動は，膝関節が伸展位になるにつれて増加するのに対して，他の構成筋の拮抗筋活動は，各関節角度で類似していた．ハムストリングの筋収縮による脛骨の後方移動を防ぐ後十字靱帯の負荷は，膝関節角度により異なる (Fukubayashi et al. 1982, Karnezis et al. 2001) ことから，末梢の感覚受容器からの脊髄を介した反射 (Dyhre-Poulsen and Krogsgaard 2000, Fischer-Rasmussen et al. 2002, Solomonow and Krogsgaard 2001) が，中間広筋に高い拮抗筋活動が観察された要因の 1 つとして挙げられた．

実験 3 では，股関節屈曲時に内側広筋より高い神経筋活動が中間広筋に発現することが

明らかになった．股関節屈曲に作用する大腿直筋の神経筋活動が発現してから中間広筋の神経筋活動が観察されるまで時間差があり，この時間差は膝関節伸展時には見られなかった．このことから，大腿直筋と中間広筋との間に神経性の関連がある (Eccles et al. 1957, Nichols et al. 1999) ことが挙げられた．歩行や自転車運動などのヒトの周期運動には，外側広筋や内側広筋の神経筋活動に先行して大腿直筋の神経筋活動が発現する (Dorel et al. 2008, Fonda et al. 2011, Hug and Dorel 2009, Neptune et al. 2009)．このような理由から，大腿直筋と中間広筋の間にある神経筋活動の関連は，歩行や自転車運動などの股関節屈曲から膝関節伸展に移行する局面で，下肢の関節運動を円滑にすることに貢献している可能性が考えられた．

本博士論文は，中間広筋の特異的な神経筋活動や機能的役割を明らかにしてきた．これらの知見は単関節運動時に見られたことであり，日常的な身体運動中の中間広筋に上述した神経筋活動が見られるか否かについて検討する必要があると考えられた．その理由として，多関節運動時の大腿四頭筋の神経筋活動は，単関節運動時より複雑な神経制御がなされていると考えられ (Prilutsky 2000)，身体運動時に中枢神経系が個々の筋をどのように制御しているのか，という研究課題は神経筋制御の自由度問題 (Bernstein 1967) といわれており，これは運動生理学分野で長年の研究課題とされてきたことが挙げられる．近年，歩行や自転車運動などの周期運動中の下肢の神経筋活動パターンに多変量解析を施すことで，中枢神経系の制御メカニズムを探る試みがなされてきた (De Marchis et al. 2013, Enders et al. 2013, Hug et al. 2010, Ivanenko et al. 2004, Ting and McKay 2007, Wakeling and Horn 2009). 実験 4 では，自転車運動中の中間広筋を含む大腿部 7 筋の活動パターンに因子分析を施した．この分析により，大腿四頭筋の 4 筋と大内転筋が同じ因子に分類されたことから，自転車運動時の中間広筋は，大腿四頭筋の他の構成筋や大内転筋と協調して活動していることが明らかになった．

実験 1 から実験 3 では，単関節運動時に中間広筋の神経筋活動は，他の構成筋と異なり，特異な機能的役割があることが示唆されたが，実験 4 では，多関節運動時に中間広筋を含

む大腿四頭筋の各筋頭は，協調して活動することが示された．この身体運動による結果の違いは，中間広筋の神経筋活動が運動課題に依存する可能性を示している．また，中間広筋の神経筋活動は，最大挙上重量の 60%以上の運動強度で，他の筋頭と異なるパターンを示す (Akima and Saito 2013a)．先行研究で報告されている自転車運動中に発揮される膝関節伸展トルクは，最大挙上重量の 60%より低いため，それが中間広筋の活動パターンに影響していた可能性が考えられる. 160 W での自転車運動時の膝関節伸展トルクのピークは，約 50 Nm であり (Gregor et al. 1985)，これは，実験 3 で計測された膝関節伸展 MVC 時の最大トルク (約 200 Nm) の約 4 分の 1 である．実験 4 では，漸増負荷試験により決定された最大運動強度 (約 265 W) で自転車運動を行ったものの，中間広筋が特異な神経筋活動を示す運動強度に達していなかった可能性がある．これらのことが中間広筋の活動パターンに影響していた可能性があるため，今後の研究課題の 1 つであると考えられた．

中間広筋は, 腱を牽引するために効率的な解剖学的構造をしており (Lieb and Perry 1968), 大腿四頭筋全体で発揮される低強度の膝関節伸展トルクに対する貢献度が高い (Zhang et al. 2003) ことが示されている．これらのことから，中間広筋の神経筋活動が大腿四頭筋の力調節機能に重要な役割を担っている可能性が考えられた．実験 5 では，膝蓋腱に与えた長時間の振動刺激は，大腿四頭筋の力変動を有意に変化させず，実験 6 において，中間広筋に与えた持続的な振動刺激によって低強度の力変動が有意に増大したことは，中間広筋における筋紡錘由来の Ia 線維活動が，力調節課題中の大腿四頭筋の力調節安定性に貢献することを示唆している．

中間広筋に与えた持続的な振動刺激による大腿四頭筋の力変動の変化は，大腿直筋の神経筋活動と関連していることが示唆され，この関係性は，2.5%MVC のターゲット筋力に膝関節伸展力を調節した時のみに認められた．中間広筋と大腿直筋の神経筋活動が関連すること，それが筋収縮レベルに依存していることは，実験 3 においても確認された．例えば，持続的な膝関節伸展中に大腿四頭筋の協働筋間で起こる活動交替は，収縮強度が 5%MVC 以下の条件で見られる (Akima et al. 2012, Kouzaki et al. 2002)．これには，随意筋

力レベルと上位中枢からの抑制の強さとの関係 (Gritti and Schieppati 1989) が影響していると先行研究で考察されている (Kouzaki et al. 2002). すなわち，中間広筋に与えた持続的な振動刺激が 2.5%MVC での膝関節伸展力の変動係数を変化させた要因の 1 つとして，上位中枢から脊髄運動ニューロンへの抑制性神経入力の影響が挙げられた.

本博士論文で用いた表面筋電図法は，主に表面電極を置いた皮下にある筋の神経筋活動を評価するが，表面電極により記録される筋電図信号には，皮脂厚や皮膚抵抗などのパラメータの影響を受ける (Farina et al. 2002, Farina et al. 2004). このような理由から，本博士論文で筋電図振幅値を筋間あるいは個人間で比較する際, 筋電図振幅値の絶対値ではなく，最大努力で膝関節伸展力を発揮した時の筋電図振幅値で標準化された相対値を用いた. また，膝関節角度変化により大腿四頭筋の羽状角や筋束長が変化し (Fukunaga et al. 1997, Ichinose et al. 1997), このような羽状角の変化は，筋電図信号に影響を与える (Mesin and Farina 2004, Mesin et al. 2011) ことが指摘されている. それに加えて，膝関節角度 75°から 165°の範囲で関節角度を変化させた際に神経支配帯が約 1 cm 移動し, それが大腿四頭筋の筋電図振幅値に影響する (Farina et al. 2001, Rainoldi et al. 2000) ことも指摘されている. したがって，膝関節角度変化による大腿四頭筋の羽状角や表面電極と神経支配帯との距離の変化が，本博士論文の実験結果に影響を与えていた可能性がある. このことは，表面筋電図を用いた本博士論文では，方法論的限界であると考えられた.

以上のことから，本博士論文では，単純な単関節運動においても，中間広筋が大腿四頭筋の他の構成筋とは異なる神経筋活動を示す事実を提示した. 大腿四頭筋は，日常生活や競技スポーツなど，様々な身体運動に大きく貢献する筋群であることが知られているが，これまで方法論的問題から中間広筋の神経筋活動は明らかにされてこなかった. そのため，大腿四頭筋を構成する筋の 1 つである中間広筋の神経筋活動に関する知見を得られたことは，運動生理学，バイオメカニクス，整形外科学，リハビリテーション医学などの研究分野に大腿四頭筋の機能的な役割を理解するための基礎的な知見を提供することが可能である. また，膝関節の十字靱帯の断裂経験者における大腿四頭筋の拮抗筋活動は，健常者に

おける大腿四頭筋の拮抗筋活動と比べて顕著に高い (Williams et al. 2004). 下肢のレジスタンストレーニングは，大腿四頭筋の拮抗筋活動を低下させる (Dal Maso et al. 2012, Häkkinen et al. 1998). したがって，膝関節に障害のある患者を対象としたトレーニングプログラムを考える上で，実験 2 で得られた健常者における中間広筋の拮抗筋活動の程度を明らかにした知見は，膝関節障害からの回復を目的としたプログラム改善の一助になると考えられる. そして, 大腿四頭筋の力調節安定性は, 日常的な身体運動に影響を及ぼし (Orr 2010), 大腿四頭筋の力調節安定性は, 加齢とともに低下する (Tracy and Enoka 2002, Tracy et al. 2007). 大腿四頭筋の力調節安定性の低下は，日常生活での転倒を誘発する恐れがあり (Carville et al. 2007)，間接的に生活の質に影響を及ぼし得る．2 週間にわたる力調節課題の練習は，4 週間の筋力トレーニングと比べて力調節安定性を大きく向上させる (Kornatz et al. 2005). したがって，実験 5 および実験 6 で得られた中間広筋における低強度の力調節安定性への貢献を明らかにしたことは，加齢による力調節機能の低下を予防するための運動処方の作成に寄与すると考えられる．本博士論文で得られた研究成果は，上記に述べたような膝関節障害に対する改善策や身体機能低下を抑制するための運動処方の内容を検討する上でも重要であると考えられる.

第 11 章　総括

本研究では，表面筋電図を用いて身体運動時の中間広筋の神経筋活動を明らかにすることにより，中間広筋の役割を検討することを目的とした．

得られた知見は，以下の通りであった．

1. 異なる膝関節角度における発揮筋力と中間広筋の神経筋活動との関係

膝関節伸展位の中間広筋の筋電図振幅値は，膝関節屈曲位の筋電図振幅値と比べて有意に低値を示した．さらに，膝関節伸展位での筋電図振幅値を筋ごとに比較すると，中間広筋の筋電図振幅値は，他の協働筋の筋電図振幅値と比べて有意に低値を示した．したがって，膝関節伸展動作を行う際の関節が伸展位になるにつれて，中間広筋の神経筋活動が著しく小さくなることが示された (実験 1).

2. 膝関節屈曲時の中間広筋の拮抗筋活動

膝関節屈曲時の中間広筋の筋電図振幅値は，他の協働筋の筋電図振幅値より有意に高値を示した．膝関節屈曲時の中間広筋とハムストリングの筋電図振幅値との間に有意な正の相関関係が認められた．さらに，膝関節屈曲時の中間広筋の筋電図信号には，隣接する大腿二頭筋からの信号の混入の可能性が無視できるほど小さいことを確認した．これらのことから，膝関節屈曲時の中間広筋の拮抗筋活動は，大腿四頭筋の中で最も高いことが示された．身体運動時に中間広筋は拮抗筋として膝関節の安定化に貢献する役割があることが考えられる (実験 2).

3. 股関節屈曲時の中間広筋の神経筋活動

股関節屈曲時の中間広筋の筋電図振幅値は，内側広筋の筋電図振幅値より有意に高値を示し，股関節屈曲時における中間広筋の神経筋活動は，大腿直筋のそれより遅延して発現した．したがって，股関節屈曲動作により中間広筋の神経筋活動が発現し，その神経筋活動は，歩行や自転車運動などの周期運動において，股関節屈曲から膝関節伸展に移行する動作局面で下肢の関節運動を円滑にする役割がある可能性が考えられる (実験 3).

4. 自転車運動時の中間広筋の筋協調

自転車運動時における大腿部 7 筋の活動パターンを多変量解析した結果，中間広筋，外側広筋，内側広筋，大腿直筋，大内転筋の因子負荷量は，同じ因子において有意に高値を示した．このことから，自転車運動時の中間広筋の神経筋活動は，大腿四頭筋の他の協働筋や大内転筋と協調することが示された (実験 4).

5. 膝蓋腱の振動刺激が大腿四頭筋の力調節安定性に与える影響

膝蓋腱に与えた 30 分間の振動刺激は, 力調節課題中の膝関節伸展力の変動係数を変化させず，大腿四頭筋の筋電図振幅値にも影響を及ぼさなかった．これらのことから，膝蓋腱に与えた長時間の振動刺激は，大腿四頭筋の力調節安定性に影響を及ぼす可能性は少ないことが示された (実験 5).

6. 振動刺激が中間広筋の神経筋活動に与える影響

中間広筋に与えた 30 分間の振動刺激は, 力調節課題中の膝関節伸展力の変動係数を有意に増加させた．中間広筋の持続的な振動刺激により中間広筋の神経筋活動に有意な変化は見られず，発揮筋力と大腿直筋の低周波数帯パワー密度の変化率との間に有意な相関関係

が認められた．中間広筋に与えた長時間の振動刺激は，大腿四頭筋の力調節安定性に影響を及ぼすことが示唆された (実験 6).

本博士論文では，身体運動時の中間広筋から表面筋電図を記録することで，身体運動時の中間広筋の神経筋活動を明らかにした．等尺性収縮時の中間広筋の神経筋活動を評価した実験結果から，中間広筋の神経筋活動は，膝関節角度に依存しており，中間広筋の機能的役割は，他の構成筋と異なることが示された．しかしながら，自転車運動のような多関節運動では，中間広筋の特異的な筋活動パターンは見られず，大腿四頭筋の他の筋頭と協調して活動していることが明らかになった. さらに, 相対的に低強度での膝関節伸展時に, 中間広筋は大腿四頭筋の力調節安定性に貢献することが示唆された.

以上のことから，身体運動の強度，種類や関節可動域に依存して，中間広筋の神経筋活動は，大腿四頭筋の他の構成筋と異なる場合があり，中間広筋は，身体運動時に特殊な役割をもつ筋であると結論した.

謝辞

本博士論文の作成にあたり，博士前期･後期課程 5 年間にわたって懇切丁寧な研究指導，親身な御助言を賜った名古屋大学総合保健体育科学センター・秋間広教授に心から感謝の意を表します．本研究は，名古屋大学大学院・秋間研究室の修了生である中京大学国際教養学部・渡邊航平准教授の研究を引き継いだものであり，同氏からは本研究を遂行するにあたって，丁寧な御指導，多くのご助言を頂きました．また，名古屋大学総合保健体育科学センター・石田浩司教授，片山敬章准教授，愛知淑徳大学健康医療科学部・池上康男教授，福岡大学スポーツ科学部・布目寛幸教授をはじめ諸先生方から多くの御助言を賜りました．さらに，実験に関して御協力をいただいた札幌医科大学保健医療学部・谷口圭吾講師，名古屋工業大学機械工学科・和坂俊昭准教授に謝意を表します．本博士論文の実験における被検者として御協力を頂いた名古屋大学の学生をはじめとする多くの方々に改めて御礼申し上げます．

本博士論文における研究の一部は，独立行政法人日本学術振興会，公益財団法人ヤマハ発動機スポーツ振興財団による助成を受けて行われた．

参考文献

Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson SP, Bojsen-Møller F, Dyhre-Poulsen P: Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension. Scand J Med Sci Sports 10: 58-67, 2000

Adams GR, Duvoisin MR, Dudley GA: Magnetic resonance imaging and electromyography as indexes of muscle function. J Appl Physiol 73: 1578-1583, 1992

Akima H, Kano Y, Enomoto Y, Ishizu M, Okada M, Oishi Y, Katsuta S, Kuno S: Muscle function in 164 men and women aged 20-84 yr. Med Sci Sports Exerc 33: 220-226, 2001

Akima H, Takahashi H, Kuno S, Katsuta S: Coactivation pattern in human quadriceps during isokinetic knee-extension by muscle functional MRI. Eur J Appl Physiol 91: 7-14, 2004

Akima H, Kinugasa R, Kuno S: Recruitment of the thigh muscles during sprint cycling by muscle functional magnetic resonance imaging. Int J Sports Med 26: 245-252, 2005

Akima H, Ushiyama J, Kubo J, Fukuoka H, Kanehisa H, Fukunaga T: Effect of unloading on muscle volume with and without resistance training. Acta Astronautica 60: 728-736, 2007

Akima H, Saito A, Watanabe K, Kouzaki M: Alternate muscle activity patterns among synergists of the quadriceps femoris including the vastus intermedius during low-level sustained contraction in men. Muscle Nerve 46: 86-95, 2012

Akima H, Saito A: Inverse activation between the deeper vastus intermedius and superficial muscles in the quadriceps during dynamic knee extensions. Muscle Nerve 47: 682-690, 2013a

Akima H, Saito A: Activation of quadriceps femoris including vastus intermedius during fatiguing dynamic knee extensions. Eur J Appl Physiol 113: 2829-2840, 2013b

Alkner BA, Tesch PA, Berg HE: Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. Med Sci Sports Exerc 32: 459-463, 2000

Altenburg TM, de Haan A, Verdijk PW, van Mechelen W, de Ruiter CJ: Vastus lateralis single motor unit EMG at the same absolute torque production at different knee angles. J Appl Physiol 107: 80-89, 2009

Asakawa DS, Blemker SS, Gold GE, Delp SL: In vivo motion of the rectus femoris muscle after tendon transfer surgery. J Biomech 35: 1029-1037, 2002

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

Basmajian JV, De Luca CJ: Muscles Alive. Baltimore. Williams & Wilkins, pp.1-100, 1985

Becker R, Awiszus F: Physiological alterations of maximal voluntary quadriceps activation by changes of knee joint angle. Muscle Nerve 24: 667-672, 2001

Bernardi M, Solomonow M, Sanchez JH, Baratta RV, Nguyen G: Motor unit recruitment strategy of knee antagonist muscles in a step-wise, increasing isometric contraction. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 70: 493-501, 1995

Bernstein N: The co-ordination and regulation of movements. Oxford. Pergamon Press, pp.1-59, 1967

Beynnon BD, Fleming BC: Anterior cruciate ligament strain in-vivo: A review of previous work. J Biomech 31: 519-525, 1998

Bigland-Ritchie BR, Furbush FH, Gandevia SC, Thomas CK: Voluntary discharge frequencies of human motoneurons at different muscle lengths. Muscle Nerve 15: 130-137, 1992

Bini RR, Diefenthaeler F, Mota CB: Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling: Kinetics and kinematics evaluation. J Electromyogr Kinesiol 20: 102-107, 2010

Blazevich AJ, Gill ND, Zhou S: Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. J Anat 209: 289-310, 2006

Blemker SS, Delp SL: Rectus femoris and vastus intermedius fiber excursions predicted by three-dimensional muscle models. J Biomech 39: 1383-1391, 2006

Bojsen-Møller J, Schwartz S, Kalliokoski KK, Finni T, Magnusson SP: Intermuscular force transmission between human plantarflexor muscles in vivo. J Appl Physiol 109: 1608-1618, 2010

Bongiovanni LG, Hagbarth KE, Stjernberg L: Prolonged muscle vibration reducing motor output in maximal voluntary contractions in man. J Physiol (London) 423: 15-26, 1990

Burke JR, Schutten MC, Koceja DM, Kamen G: Age-dependent effects of muscle vibration and the Jendrassik maneuver on the patellar tendon reflex response. Arch Phys Med Rehabil 77: 600-604, 1996

Burnett RA, Laidlaw DH, Enoka RM: Coactivation of the antagonist muscle does not covary with steadiness in old adults. J Appl Physiol 89: 61-71, 2000

Carville SF, Perry MC, Rutherford OM, Smith IC, Newham DJ: Steadiness of quadriceps contractions in young and older adults with and without a history of falling. Eur J Appl Physiol 100: 527-533, 2007

Cheney PD, Kasser R, Holsapple J: Reciprocal effect of single corticomotoneuronal cells on wrist extensor and flexor muscle activity in the primate. Brain Res 247: 164-168, 1982

Christova P, Kossev A, Radicheva N: Discharge rate of selected motor units in human biceps brachii at different muscle lengths. J Electromyogr Kinesiol 8: 287-294, 1998

Conwit RA, Stashuk D, Tracy B, McHugh M, Brown WF, Metter EJ: The relationship of motor unit size, firing rate and force. Clin Neurophysiol 110: 1270-1275, 1999

Dal Maso F, Longcamp M, Amarantini D: Training-related decrease in antagonist muscles activation is associated with increased motor cortex activation: evidence of central mechanisms for control of antagonist muscles. Exp Brain Res 220: 287-295, 2012

Davis BL, Vaughan CL: Phasic behavior of EMG signals during gait: Use of multivariate statistics. J Electromyogr Kinesiol 3: 51-60, 1993

De Luca CJ, LeFever RS, McCue MP, Xenakis AP: Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions. J Physiol (London) 329: 129-142, 1982

De Luca CJ, Mambrito B: Voluntary control of motor units in human antagonist muscles: Coactivation and reciprocal activation. J Neurophysiol 58: 525-542, 1987

De Luca CJ: The use of surface electromyography in biomechanics. J Appl Biomech 13: 135-163, 1997

De Marchis C, Schmid M, Bibbo D, Bernabucci I, Conforto S: Inter-individual variability of forces and modular muscle coordination in cycling: A study on untrained subjects. Hum Mov Sci 32: 1480-1494, 2013

de Ruiter CJ, de Boer MD, Spanjaard M, de Haan A: Knee angle-dependent oxygen consumption during isometric contractions of the knee extensors determined with near-infrared spectroscopy. J Appl Physiol 99: 579-586, 2005

de Ruiter CJ, Hoddenbach JG, Huurnink A, de Haan A: Relative torque contribution of vastus medialis muscle at different knee angles. Acta Physiol 194: 223-237, 2008

Del Valle A, Thomas CK: Motor unit firing rates during isometric voluntary contractions performed at different muscle lengths. Can J Physiol Pharmacol 82: 769-776, 2004

Dewhurst S, Graven-Nielsen T, De Vito G, Farina D: Muscle temperature has a different effect on force fluctuations in young and older women. Clin Neurophysiol 118: 762-769, 2007

Dorel S, Couturier A, Hug F: Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling. J Electromyogr Kinesiol 18: 857-865, 2008

Draganich LF, Vahey JW: An in vitro study of anterior cruciate ligament strain induced by quadriceps and hamstrings forces. J Orthop Res 8: 57-63, 1990

Durbaba R, Cassidy A, Budini F, Macaluso A: The effects of isometric resistance training on stretch reflex induced tremor in the knee extensor muscles. J Appl Physiol 114: 1647-1656, 2013

Dyhre-Poulsen P, Krogsgaard MR: Muscular reflexes elicited by electrical stimulation of the anterior cruciate ligament in humans. J Appl Physiol 89: 2191-2195, 2000

Ebenbichler GR, Kollmitzer J, Glockler L, Bochdansky T, Kopf A, Fialka V: The role of the biarticular agonist and cocontracting antagonist pair in isometric muscle fatigue. Muscle Nerve 21: 1706-1713, 1998

Eccles JC, Eccles RM, Lundberg A: The convergence of monosynaptic excitatory afferents on to many different species of alpha motoneurones. J Physiol (London) 137: 22-50, 1957

Elble RJ, Randall JE: Motor-unit activity responsible for 8- to 12-Hz component of human physiological finger tremor. J Neurophysiol 39: 370-383, 1976

Enders H, Maurer C, Baltich J, Nigg BM: Task-oriented control of muscle coordination during cycling. Med Sci Sports Exerc 45: 2298-2305, 2013

Enoka RM, Burnett RA, Graves AE, Kornatz KW, Laidlaw DH: Task- and age-dependent variations in steadiness. Prog Brain Res 123: 389-395, 1999

Erskine RM, Jones DA, Maganaris CN, Degens H: In vivo specific tension of the human quadriceps femoris muscle. Eur J Appl Physiol 106: 827-838, 2009

Farina D, Merletti R, Nazzaro M, Caruso I: Effect of joint angle on EMG variables in leg and thigh muscles. IEEE Eng Med Biol 20: 62-71, 2001

Farina D, Cescon C, Merletti R: Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface EMG. Biol Cybern 86: 445-456, 2002

Farina D, Merletti R, Enoka RM: The extraction of neural strategies from the surface EMG. J Appl Physiol 96: 1486-1495, 2004

Fattorini L, Ferraresi A, Rodio A, Azzena GB, Filippi GM: Motor performance changes induced by muscle vibration. Eur J Appl Physiol 98: 79-87, 2006

Fenyes I, Gergely C, Toth S: Clinical and electromyographic studies of "spinal reflexes" in premature and full-term infants. J Neurol Neurosurg Psychiatry 23: 63-68, 1960

Fischer-Rasmussen T, Krogsgaard MR, Jensen DB, Dyhre-Poulsen P: Muscle reflexes during gait elicited by electrical stimulation of the posterior cruciate ligament in humans. J Orthop Res 20: 433-438, 2002

Folland JP, Wakamatsu T, Fimland MS: The influence of maximal isometric activity on twitch and H-reflex potentiation, and quadriceps femoris performance. Eur J Appl Physiol 104: 739-748, 2008

Fonda B, Panjan A, Markovic G, Sarabon N: Adjusted saddle position counteracts the modified muscle activation patterns during uphill cycling. J Electromyogr Kinesiol 21: 854-860, 2011

Freund HJ: Motor unit and muscle activity in voluntary motor control. Physiol Rev 63: 387-436, 1983

Friederich JA, Brand RA: Muscle fiber architecture in the human lower limb. J Biomech 23: 91-95, 1990

Fry A, Folland JP: Prolonged infrapatellar tendon vibration does not influence quadriceps maximal or explosive isometric force production in man. Eur J Appl Physiol 114: 1757-1766, 2014

Fuglevand AJ, Winter DA, Patla AE: Models of recruitment and rate coding organization in motor-unit pools. J Neurophysiol 70: 2470-2488, 1993

Fukubayashi T, Torzilli PA, Sherman MF, Warren RF: An in vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. Tibial displacement, rotation, and torque. J Bone Joint Surg Am 64: 258-264, 1982

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

Fukunaga T, Miyatani M, Tachi M, Kouzaki M, Kawakami Y, Kanehisa H: Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans. Acta Physiol Scand 172: 249-255, 2001

Gadikota HR, Kikuta S, Qi W, Nolan D, Gill TJ, Li G: Effect of increased iliotibial band load on tibiofemoral kinematics and force distributions: a direct measurement in cadaveric knees. J Orthop Sports Phys Ther 43: 478-485, 2013

Garland SJ, Gerilovsky L, Enoka RM: Association between muscle architecture and quadriceps femoris H-reflex. Muscle Nerve 17: 581-592, 1994

Gassel MM: The role of skin areas adjacent to extensor muscles in motor neurone excitability: evidence bearing on the physiology of Babinski's response. J Neurol Neurosurg Psychiatry 33: 121-126, 1970

Gordon AM, Huxley AF, Julian FJ: The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. J Physiol (London) 184: 170-192, 1966

Grabiner MD, Campbell KR, Hawthorne DL, Hawkins DA: Electromyographic study of the anterior cruciate ligament-hamstrings synergy during isometric knee extension. J Orthop Res 7: 152-155, 1989

Gregor RJ, Cavanagh PR, LaFortune M: Knee flexor moments during propulsion in cycling: a creative solution to Lombard's Paradox. J Biomech 18: 307-316, 1985

Grigg P, Greenspan BJ: Response of primate joint afferent neurons to mechanical stimulation of knee joint. J Neurophysiol 40: 1-8, 1977

Gritti I, Schieppati M: Short-latency inhibition of soleus motoneurones by impulses in Ia afferents from the gastrocnemius muscle in humans. J Physiol (London) 416: 469-484, 1989

Häkkinen K, Kallinen M, Izquierdo M, Jokelainen K, Lassila H, Mälkiä E, Kraemer WJ, Newton RU, Alen M: Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. J Appl Physiol 84: 1341-1349, 1998

Hagbarth KE, Kunesch EJ, Nordin M, Schmidt R, Wallin EU: Gamma loop contributing to maximal voluntary contractions in man. J Physiol (London) 380: 575-591, 1986

Hagg GM: Interpretation of EMG spectral alterations and alteration indexes at sustained contraction. J Appl Physiol 73: 1211-1217, 1992

Hallett M, Shahani BT, Young RR: EMG analysis of patients with cerebellar deficits. J Neurol Neurosurg Psychiatry 38: 1163-1169, 1975

Hirokawa S, Solomonow M, Luo Z, Lu Y, D'Ambrosia R: Muscular co-contraction and control of knee stability. J Electromyogr Kinesiol 1: 199-208, 1991

Hug F, Drouet JM, Champoux Y, Couturier A, Dorel S: Interindividual variability of electromyographic patterns and pedal force profiles in trained cyclists. Eur J Appl Physiol 104: 667-678, 2008

Hug F, Dorel S: Electromyographic analysis of pedaling: a review. J Electromyogr Kinesiol 19: 182-198, 2009

Hug F, Turpin NA, Guevel A, Dorel S: Is interindividual variability of EMG patterns in trained cyclists related to different muscle synergies? J Appl Physiol 108: 1727-1736, 2010

Hug F: Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? J Electromyogr Kinesiol 21: 1-12, 2011

Hug F, Turpin NA, Couturier A, Dorel S: Consistency of muscle synergies during pedaling across different mechanical constraints. J Neurophysiol 106: 91-103, 2011

Huijing PA: Muscle as a collagen fiber reinforced composite: a review of force transmission in muscle and whole limb. J Biomech 32: 329-345, 1999

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

Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F: Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. J Physiol (London) 556: 267-282, 2004

Ivanenko YP, Cappellini G, Dominici N, Poppele RE, Lacquaniti F: Coordination of locomotion with voluntary movements in humans. J Neurosci 25: 7238-7253, 2005

Jackson SW, Turner DL: Prolonged muscle vibration reduces maximal voluntary knee extension performance in both the ipsilateral and the contralateral limb in man. Eur J Appl Physiol 88: 380-386, 2003

Kaiser HF: The varimax criterion for analytic rotation in factor analysis. Psychometrika 23: 187-200, 1958

Kaiser HF: An index of factorial simplicity. Psychometrika 30: 31-36, 1974

Kakuda N, Vallbo AB, Wessberg J: Fusimotor and skeletomotor activities are increased with precision finger movement in man. J Physiol (London) 492: 921-929, 1996

Karnezis IA, Fragkiadakis EG, Webb JM, Hardy JR: Quantified kinematics of the injury to the posterior cruciate ligament: a computer-aided design simulation study. Clin Biomech 16: 54-60, 2001

Kellis E: Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity. Sports Med 25: 37-62, 1998

Kellis E: The effects of fatigue on the resultant joint moment, agonist and antagonist electromyographic activity at different angles during dynamic knee extension efforts. J Electromyogr Kinesiol 9: 191-199, 1999

Koh TJ, Grabiner MD: Cross talk in surface electromyograms of human hamstring muscles. J Orthop Res 10: 701-709, 1992

Kooistra RD, de Ruiter CJ, de Haan A: Muscle activation and blood flow do not explain the muscle length-dependent variation in quadriceps isometric endurance. J Appl Physiol 98: 810-816, 2005

Kooistra RD, Blaauboer ME, Born JR, de Ruiter CJ, de Haan A: Knee extensor muscle oxygen consumption in relation to muscle activation. Eur J Appl Physiol 98: 535-545, 2006

Kornatz KW, Christou EA, Enoka RM: Practice reduces motor unit discharge variability in a hand muscle and improves manual dexterity in old adults. J Appl Physiol (1985) 98: 2072-2080, 2005

Kossev A, Siggelkow S, Schubert M, Wohlfarth K, Dengler R: Muscle vibration: different effects on transcranial magnetic and electrical stimulation. Muscle Nerve 22: 946-948, 1999

Kouzaki M, Shinohara M, Fukunaga T: Decrease in maximal voluntary contraction by tonic vibration applied to a single synergist muscle in humans. J Appl Physiol 89: 1420-1424, 2000

Kouzaki M, Shinohara M, Masani K, Kanehisa H, Fukunaga T: Alternate muscle activity observed between knee extensor synergists during low-level sustained contractions. J Appl Physiol 93: 675-684, 2002

Kouzaki M, Shinohara M, Masani K, Fukunaga T: Force fluctuations are modulated by alternate muscle activity of knee extensor synergists during low-level sustained contraction. J Appl Physiol 97: 2121-2131, 2004

Kouzaki M, Shinohara M: Steadiness in plantar flexor muscles and its relation to postural sway in young and elderly adults. Muscle Nerve 42: 78-87, 2010

Krishnan C, Williams GN: Sex differences in quadriceps and hamstrings EMG-moment relationships. Med Sci Sports Exerc 41: 1653-1661, 2009

Krishnan C, Allen EJ, Williams GN: Effect of knee position on quadriceps muscle force steadiness and activation strategies. Muscle Nerve 43: 563-573, 2011

Kubo K, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga T: Activation of agonist and antagonist muscles at different joint angles during maximal isometric efforts. Eur J Appl Physiol 91: 349-352, 2004

Kukulka CG, Clamann HP: Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions. Brain Res 219: 45-55, 1981

Lakie M, Walsh EG, Arblaster LA, Villagra F, Roberts RC: Limb temperature and human tremors. J Neurol Neurosurg Psychiatry 57: 35-42, 1994

Larsen B, Mrachacz-Kersting N, Lavoie BA, Voigt M: The amplitude modulation of the quadriceps H-reflex in relation to the knee joint action during walking. Exp Brain Res 170: 555-566, 2006

Lawrence JH, De Luca CJ: Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. J Appl Physiol 54: 1653-1659, 1983

Levenez M, Kotzamanidis C, Carpentier A, Duchateau J: Spinal reflexes and coactivation of ankle muscles during a submaximal fatiguing contraction. J Appl Physiol 99: 1182-1188, 2005

Lieb FJ, Perry J: Quadriceps function. An anatomical and mechanical study using amputated limbs. J Bone Joint Surg Am 50: 1535-1548, 1968

Lieber RL: Skeletal Muscle Structure, Function, and Plasticity. Baltimore. Lippincott Williams & Wilkins, pp.1-140, 2009

Linford CW, Hopkins JT, Schulthies SS, Freland B, Draper DO, Hunter I: Effects of neuromuscular training on the reaction time and electromechanical delay of the peroneus longus muscle. Arch Phys Med Rehabil 87: 395-401, 2006

Lippold OC, Redfearn JW, Vuco J: The rhythmical activity of groups of motor units in the voluntary contraction of muscle. J Physiol (London) 137: 473-487, 1957

Lombard: The action of two-joint muscles. Am Phys Ed Rev 8: 141-145, 1903

Marchetti C, Beato M, Nistri A: Alternating rhythmic activity induced by dorsal root stimulation in the neonatal rat spinal cord in vitro. J Physiol (London) 530: 105-112, 2001

Martin JC, Brown NA: Joint-specific power production and fatigue during maximal cycling. J Biomech 42: 474-479, 2009

Mello EM, Magalhaes FH, Kohn AF: Larger plantar flexion torque variability implies less stable balance in the young: an association affected by knee position. Hum Mov Sci 32: 1310-1324, 2013

Merican AM, Amis AA: Anatomy of the lateral retinaculum of the knee. J Bone Joint Surg Br 90: 527-534, 2008

Merkle LA, Layne CS, Bloomberg JJ, Zhang JJ: Using factor analysis to identify neuromuscular synergies during treadmill walking. J Neurosci Methods 82: 207-214, 1998

Mesin L, Farina D: Simulation of surface EMG signals generated by muscle tissues with inhomogeneity due to fiber pinnation. IEEE Trans Biomed Eng 51: 1521-1529, 2004

Mesin L, Merletti R, Vieira TM: Insights gained into the interpretation of surface electromyograms from the gastrocnemius muscles: A simulation study. J Biomech 44: 1096-1103, 2011

Mian OS, Thom JM, Ardigo LP, Narici MV, Minetti AE: Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. Acta Physiol 186: 127-139, 2006

Miyamoto N, Wakahara T, Kawakami Y: Task-dependent inhomogeneous muscle activities within the bi-articular human rectus femoris muscle. PLoS One 7: e34269, 2012

Montgomery WH, Pink M, Perry J: Electromyographic analysis of hip and knee musculature during running. Am J Sports Med 22: 272-278, 1994

Moritz CT, Barry BK, Pascoe MA, Enoka RM: Discharge rate variability influences the variation in force fluctuations across the working range of a hand muscle. J Neurophysiol 93: 2449-2459, 2005

Mornieux G, Stapelfeldt B, Gollhofer A, Belli A: Effects of pedal type and pull-up action during cycling. Int J Sports Med 29: 817-822, 2008

Narici MV, Landoni L, Minetti AE: Assessment of human knee extensor muscles stress from in vivo physiological cross-sectional area and strength measurements. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 65: 438-444, 1992

Neptune RR, Clark DJ, Kautz SA: Modular control of human walking: a simulation study. J Biomech 42: 1282-1287, 2009

Newman SA, Jones G, Newham DJ: Quadriceps voluntary activation at different joint angles measured by two stimulation techniques. Eur J Appl Physiol 89: 496-499, 2003

Nichols TR, Cope TC, Abelew TA: Rapid spinal mechanisms of motor coordination. Exerc Sport Sci Rev 27: 255-284, 1999

O'Brien TD, Reeves ND, Baltzopoulos V, Jones DA, Maganaris CN: Strong relationships exist between muscle volume, joint power and whole-body external mechanical power in adults and children. Exp Physiol 94: 731-738, 2009

O'Brien TD, Reeves ND, Baltzopoulos V, Jones DA, Maganaris CN: In vivo measurements of muscle specific tension in adults and children. Exp Physiol 95: 202-210, 2010a

O'Brien TD, Reeves ND, Baltzopoulos V, Jones DA, Maganaris CN: Muscle-tendon structure and dimensions in adults and children. J Anat 216: 631-642, 2010b

Ogawa M, Yasuda T, Abe T: Component characteristics of thigh muscle volume in young and older healthy men. Clin Physiol Funct Imaging 32: 89-93, 2012

Orr R: Contribution of muscle weakness to postural instability in the elderly. A systematic review. Eur J Phys Rehabil Med 46: 183-220, 2010

Patikas D, Michailidis C, Bassa H, Kotzamanidis C, Tokmakidis S, Alexiou S, Koceja DM: Electromyographic changes of agonist and antagonist calf muscles during maximum isometric induced fatigue. Int J Sports Med 23: 285-289, 2002

Pearson KG: Proprioceptive regulation of locomotion. Curr Opin Neurobiol 5: 786-791, 1995

Petrofsky J, Laymon M: Muscle temperature and EMG amplitude and frequency during isometric exercise. Aviat Space Environ Med 76: 1024-1030, 2005

Pincivero DM, Coelho AJ: Activation linearity and parallelism of the superficial quadriceps across the isometric intensity spectrum. Muscle Nerve 23: 393-398, 2000

Pincivero DM, Coelho AJ, Campy RM, Salfetnikov Y, Suter E: Knee extensor torque and quadriceps femoris EMG during perceptually-guided isometric contractions. J Electromyogr Kinesiol 13: 159-167, 2003

Pincivero DM: Angle- and gender-specific quadriceps femoris muscle recruitment and knee extensor torque. J Biomech 37: 1689-1697, 2004

Praagman M, Veeger HE, Chadwick EK, Colier WN, van der Helm FC: Muscle oxygen consumption, determined by NIRS, in relation to external force and EMG. J Biomech 36: 905-912, 2003

Prilutsky BI: Coordination of two- and one-joint muscles: functional consequences and implications for motor control. Motor Control 4: 1-44, 2000

Psek JA, Cafarelli E: Behavior of coactive muscles during fatigue. J Appl Physiol 74: 170-175, 1993

Raasch CC, Zajac FE: Locomotor strategy for pedaling: Muscle groups and biomechanical functions. J Neurophysiol 82: 515-525, 1999

Rainoldi A, Nazzaro M, Merletti R, Farina D, Caruso I, Gaudenti S: Geometrical factors in surface EMG of the vastus medialis and lateralis muscles. J Electromyogr Kinesiol 10: 327-336, 2000

Riewald SA, Delp SL: The action of the rectus femoris muscle following distal tendon transfer: does it generate knee flexion moment? Dev Med Child Neurol 39: 99-105, 1997

Roll JP, Vedel JP, Ribot E: Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. Exp Brain Res 76: 213-222, 1989

Rouffet DM, Hautier CA: EMG normalization to study muscle activation in cycling. J Electromyogr Kinesiol 18: 866-878, 2008

Sabatini AM: Identification of neuromuscular synergies in natural upper-arm movements. Biol Cybern 86: 253-262, 2002

Sarre G, Lepers R, Maffiuletti N, Millet G, Martin A: Influence of cycling cadence on neuromuscular activity of the knee extensors in humans. Eur J Appl Physiol 88: 476-479, 2003

Sherrington CS: Reciprocal innervation of antagonistic muscles. Proc R Soc Lond 81: 249-268, 1909

Shiavi R, Frigo C, Pedotti A: Electromyographic signals during gait: criteria for envelope filtering and number of strides. Med Biol Eng Comput 36: 171-178, 1998

Shinohara M, Yoshitake Y, Kouzaki M, Fukuoka H, Fukunaga T: Strength training counteracts motor performance losses during bed rest. J Appl Physiol 95: 1485-1492, 2003

Shinohara M: Effects of prolonged vibration on motor unit activity and motor performance. Med Sci Sports Exerc 37: 2120-2125, 2005

Shinohara M, Moritz CT, Pascoe MA, Enoka RM: Prolonged muscle vibration increases stretch reflex amplitude, motor unit discharge rate, and force fluctuations in a hand muscle. J Appl Physiol 99: 1835-1842, 2005

Shinohara M, Yoshitake Y, Kouzaki M: Alterations in synergistic muscle activation impact fluctuations in net force. Med Sci Sports Exerc 41: 191-197, 2009

Siggelkow S, Kossev A, Schubert M, Kappels HH, Wolf W, Dengler R: Modulation of motor evoked potentials by muscle vibration: the role of vibration frequency. Muscle Nerve 22: 1544-1548, 1999

Smidt GL: Biomechanical analysis of knee flexion and extension. J Biomech 6: 79-92, 1973

Snow CJ, Cooper J, Quanbury AO, Anderson JE: Antagonist cocontraction of knee flexors during constant velocity muscle shortening and lengthening. J Electromyogr Kinesiol 3: 78-86, 1993

Snow CJ, Cooper J, Quanbury AO, Anderson JE: Antagonist cocontraction of knee extensors during constant velocity muscle shortening and lengthening. J Electromyogr Kinesiol 5: 185-192, 1995

Solomonow M, Baratta RV, Bernardi M, Zhou B, Lu Y, Zhu M, Acierno S: Surface and wire EMG crosstalk in neighbouring muscles. J Electromyogr Kinesiol 4: 131-142, 1994

Solomonow M, Krogsgaard M: Sensorimotor control of knee stability. A review. Scand J Med Sci Sports 11: 64-80, 2001

Spoor CW, van Leeuwen JL: Knee muscle moment arms from MRI and from tendon travel. J Biomech 25: 201-206, 1992

Sturman MM, Vaillancourt DE, Corcos DM: Effects of aging on the regularity of physiological tremor. J Neurophysiol 93: 3064-3074, 2005

Suter E, Herzog W: Extent of muscle inhibition as a function of knee angle. J Electromyogr Kinesiol 7: 123-130, 1997

Taylor AM, Christou EA, Enoka RM: Multiple features of motor-unit activity influence force fluctuations during isometric contractions. J Neurophysiol 90: 1350-1361, 2003

Thorpe SK, Li Y, Crompton RH, Alexander RM: Stresses in human leg muscles in running and jumping determined by force plate analysis and from published magnetic resonance images. J Exp Biol 201: 63-70, 1998

Tian M, Herbert RD, Hoang P, Gandevia SC, Bilston LE: Myofascial force transmission between the human soleus and gastrocnemius muscles during passive knee motion. J Appl Physiol 113: 517-523, 2012

Ting LH, McKay JL: Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. Curr Opin Neurobiol 17: 622-628, 2007

Tokuno CD, Lichtwark GA, Cresswell AG: Modulation of the soleus H-reflex during knee rotations is not consistent with muscle fascicle length changes. Eur J Appl Physiol 112: 3259-3266, 2012

Tracy BL, Enoka RM: Older adults are less steady during submaximal isometric contractions with the knee extensor muscles. J Appl Physiol 92: 1004-1012, 2002

Tracy BL, Dinenno DV, Jorgensen B, Welsh SJ: Aging, visuomotor correction, and force fluctuations in large muscles. Med Sci Sports Exerc 39: 469-479, 2007

Ushiyama J, Masani K, Kouzaki M, Kanehisa H, Fukunaga T: Difference in aftereffects following prolonged Achilles tendon vibration on muscle activity during maximal voluntary contraction among plantar flexor synergists. J Appl Physiol 98: 1427-1433, 2005

Vaillancourt DE, Larsson L, Newell KM: Effects of aging on force variability, single motor unit discharge patterns, and the structure of 10, 20, and 40 Hz EMG activity. Neurobiol Aging 24: 25-35, 2003

Vaillancourt DE, Newell KM: Aging and the time and frequency structure of force output variability. J Appl Physiol 94: 903-912, 2003

van Ingen Schenau GJ, Boots PJ, de Groot G, Snackers RJ, van Woensel WW: The constrained control of force and position in multi-joint movements. Neuroscience 46: 197-207, 1992

Vander Linden DW, Kukulka CG, Soderberg GL: The effect of muscle length on motor unit discharge characteristics in human tibialis anterior muscle. Exp Brain Res 84: 210-218, 1991

Wakeling JM, Horn T: Neuromechanics of muscle synergies during cycling. J Neurophysiol 101: 843-854, 2009

Watanabe K, Akima H: Cross-talk from adjacent muscle has a negligible effect on surface electromyographic activity of vastus intermedius muscle during isometric contraction. J Electromyogr Kinesiol 19: e280-e289, 2009a

Watanabe K, Akima H: Normalized EMG to normalized torque relationship of vastus intermedius muscle during isometric knee extension. Eur J Appl Physiol 106: 665-673, 2009b

Watanabe K, Katayama K, Ishida K, Akima H: Electromyographic analysis of hip adductor muscles during incremental fatiguing pedaling exercise. Eur J Appl Physiol 106: 815-825, 2009

Watanabe K, Akima H: Neuromuscular activation of vastus intermedius muscle during fatiguing exercise. J Electromyogr Kinesiol 20: 661-666, 2010

Watanabe K, Akima H: Validity of surface electromyography for vastus intermedius muscle assessed by needle electromyography. J Neurosci Methods 198: 332-335, 2011a

Watanabe K, Akima H: Effect of knee joint angle on neuromuscular activation of the vastus intermedius muscle during isometric contraction. Scand J Med Sci Sports 21: e412-e420, 2011b

Watanabe K, Kouzaki M, Moritani T: Task-dependent spatial distribution of neural activation pattern in human rectus femoris muscle. J Electromyogr Kinesiol 22: 251-258, 2012

Wessberg J, Vallbo AB: Pulsatile motor output in human finger movements is not dependent on the stretch reflex. J Physiol (London) 493: 895-908, 1996

White KK, Lee SS, Cutuk A, Hargens AR, Pedowitz RA: EMG power spectra of intercollegiate athletes and anterior cruciate ligament injury risk in females. Med Sci Sports Exerc 35: 371-376, 2003

Wickiewicz TL, Roy RR, Powell PL, Edgerton VR: Muscle architecture of the human lower limb. Clin Orthop Relat Res: 275-283, 1983

Williams GN, Barrance PJ, Snyder-Mackler L, Buchanan TS: Altered quadriceps control in people with anterior cruciate ligament deficiency. Med Sci Sports Exerc 36: 1089-1097, 2004

Yamaguchi GT, Zajac FE: A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism. J Biomech 22: 1-10, 1989

Yoshitake Y, Shinohara M, Kouzaki M, Fukunaga T: Fluctuations in plantar flexion force are reduced after prolonged tendon vibration. J Appl Physiol 97: 2090-2097, 2004

Yoshitake Y, Kouzaki M, Fukuoka H, Fukunaga T, Shinohara M: Modulation of muscle activity and force fluctuations in the plantarflexors after bedrest depends on knee position. Muscle Nerve 35: 745-755, 2007

Zhang LQ, Wang G, Nuber GW, Press JM, Koh JL: In vivo load sharing among the quadriceps components. J Orthop Res 21: 565-571, 2003