

股関節および膝関節角度が等尺性膝関節伸展トルクと
大腿四頭筋の筋活動に与える影響
**Influence of hip and knee joint angles on knee extension torque
and quadriceps femoris electromyographic activities
during isometric contraction**

江間諒一¹⁾, 若原卓²⁾, 金久博昭³⁾, 矢内利政²⁾, 川上泰雄²⁾
Ryoichi Ema¹⁾, Taku Wakahara²⁾, Hiroaki Kanehisa³⁾, Toshimasa Yanai²⁾, Yasuo Kawakami²⁾

¹⁾早稲田大学大学院スポーツ科学研究科

²⁾早稲田大学スポーツ科学学術院

³⁾鹿屋体育大学

¹⁾Graduate School of Sport Sciences, Waseda University

²⁾Faculty of Sport Sciences, Waseda University

³⁾National Institute of Fitness and Sports in Kanoya

キーワード: 筋電図, 大腿直筋, 長さ-張力関係

Key Words: electromyography, rectus femoris, length-tension relationship

抄 録

本研究は、膝関節および股関節の角度の組み合わせが、等尺性最大膝関節伸展トルク(MVC_{KE}トルク)に与える影響について、大腿直筋の長さ-張力関係ならびに主働筋・拮抗筋の筋活動の点から検討することを目的とした。13名の健常男性を被験者として、膝関節角度を伸展位(40度)、中間位(70度)、屈曲位(90度)、股関節角度を伸展位(30度)、屈曲位(120度)に設定し、両関節角度の各組み合わせにおけるMVC_{KE}トルクを計測した。同時に大腿直筋(RF)、外側広筋(VL)、内側広筋(VM)、大腿二頭筋(BF)から表面筋電図を導出し、筋電図RMSを求めた。その結果、膝関節伸展位および中間位において、MVC_{KE}トルクは股関節伸展位の方が股関節屈曲位よりも有意に大きかったが、膝関節屈曲位では股関節角度によるMVC_{KE}トルクの差はみられなかった。また、MVCトルク発揮時のRFの筋電図RMSは、膝関節角度と股関節角度の交互作用がみられ、VMおよびBFの筋電図RMSは膝関節角度の影響を受けた。一方、VLの筋電図RMSには何れの関節角度の影響もみられなかった。これら関節角度による筋電図RMSの違いは、股関節角度と膝関節角度の組み合わせがMVC_{KE}トルクに与える影響を説明し得るものではなく、この影響は、長さ-張力関係の使用域の違いによるRFの発揮張力の差の観点から説明されると考えられた。

スポーツ科学研究, 7, 109-118, 2010 年, 受付日: 2010 年 5 月 26 日, 受理日: 2010 年 12 月 22 日

連絡先: 川上泰雄 〒359-1192 埼玉県所沢市三ヶ島 2-579-15

Tel & Fax: 04-2947-6784 E-mail: ykawa@waseda.jp

I. 緒言

大腿四頭筋は、単関節筋である外側広筋 (vastus lateralis: VL), 内側広筋 (vastus medialis: VM) および中間広筋 (vastus intermedius: VI) と、二関節筋である大腿直筋 (rectus femoris: RF) により構成される。そのため、等尺性の条件下において最大努力で発揮した膝関節伸展トルク (MVC_{KE} トルク) は、膝関節および股関節角度の影響を受ける。股関節角度を固定し、膝関節角度を様々に変化させた研究 (Babault et al. 2003, Becker and Awiszus. 2001, Pincivero et al. 2004, Yoon et al. 1991) によると、 MVC_{KE} トルクは膝関節角度 70 度前後 (完全伸展位を 0 度) で最大となることが明らかにされている。また、Herzog et al. (1991) および Salzman et al. (1993) は、股関節の屈曲に伴い膝関節伸展位での MVC_{KE} トルクの低下を観察している。

Herzog et al. (1990) は、Cutts. (1988) の理論的モデルに基づき、大腿四頭筋各筋の長さ-張力関係を推定した。この研究において、RF の筋腱複合体 (muscle tendon complex: MTC) 長は膝関節と股関節がともに伸展位、あるいは屈曲位で至適長となると指摘している。仮にそれが事実であれば、膝関節伸展位かつ股関節屈曲位において、RF の MTC 長は長さ-張力関係の上行脚にあたりと考えられ、その時の MVC_{KE} トルクは股関節伸展位におけるものよりも小さくなると予想される。それに対し、膝関節屈曲位かつ股関節伸展位では、RF の長さ-張力関係は下行脚にあたりと考えられ、膝関節屈曲位において、 MVC_{KE} トルクに対する股関節角度の影響は、膝関節伸展位におけるものと逆となる、あるいは小さくなると推察される。即ち、膝関節伸展位、中間位、屈曲位で発揮された MVC_{KE} トルクは股関節角度の影響を受けるが、その程度は膝関節角度によりそれぞれ異なると思われる。

一方、膝関節角度を 90 度に固定し、股関節

角度を 0 度 (仰臥位) と 90 度にした際の MVC_{KE} トルクを比較した Maffiuletti and Lepers. (2003) の結果によると、股関節角度 0 度に対し、股関節角度 90 度において MVC_{KE} トルクが有意に大きい。この結果をもたらした要因について、Maffiuletti and Lepers. (2003) は直接言及していない。しかし、彼らの結果において、大腿四頭筋の筋活動は股関節角度 0 度に比較して 90 度で大きく、そのことが、 MVC_{KE} トルクが大きかった要因の 1 つであると考えられる。しかしながら、 MVC_{KE} トルクに対する股関節角度の影響を検討した研究は上述したものに限られ、股関節および膝関節の角度の組み合わせが、 MVC_{KE} トルクと大腿四頭筋の筋活動に与える影響については不明である。

膝関節伸展トルクに対する主働筋の筋活動の影響に関して、関節角度変化に伴う筋活動の変化については、先行研究間で一貫した知見が得られていない。例えば、 MVC_{KE} トルク発揮時の筋活動は、RF および VL については膝関節角度の影響を受けず (Newman et al. 2003, Pincivero et al. 2004)、VM については膝関節屈曲位で増加する (Pincivero et al. 2004) ことが報告されている。しかし、Babault et al. (2003) の報告によると、 MVC_{KE} トルク発揮時の RF, VL, VM の筋活動は膝関節屈曲位に対し膝関節伸展位で高く、股関節角度 0 度と 90 度において筋活動を比較した Maffiuletti and Lepers. (2003) によれば、股関節角度 0 度に対し 90 度で RF, VL, VM の筋活動が大きい。それに対し、Salzman et al. (1993) は、股関節角度 0 度と 40 度の間で RF, VL, VM の筋活動の平均値に差がみられたものの、Maffiuletti and Lepers. (2003) とほぼ同条件である股関節角度 0 度と 80 度の間では、差がみられなかったことを報告している。このように大腿四頭筋の筋活動に対する膝関節角度および股関節角度の影響は一致した見解が得られておらず、また、先行研究の多くは、筋活動が関節角度に

依存するか否かが議論の中心であり、関節角度の組み合わせを変化させたことによる筋活動の変化が、膝関節伸展トルクにどのような影響を及ぼすかについては検討されていない。

上記のことに加えて、膝関節伸展による MVC_{KE} トルクは、主働筋のみならず拮抗筋の筋活動の影響を受ける(Kellis and Baltzopoulos, 1997). 特に、RF およびハムストリングは股関節を跨ぐことから、これらの筋群の筋活動は股関節角度の影響を受ける可能性がある。しかしながら、上述したように、大腿四頭筋の筋活動に対する股関節角度の影響は一致した見解が得られておらず(Maffiuletti and Lepers, 2003, Salzman et al. 1993), また, Herzog et al.(1991)は主働筋, 拮抗筋の筋活動を測定していない。さらに, MVC_{KE} トルクに対する股関節角度の影響を検討した研究で, 拮抗筋の筋活動を測定したものはみられない。即ち, 関節角度の組み合わせと MVC_{KE} トルクの関係について, それに影響を及ぼすであろう主働筋, 拮抗筋の実測値を考慮に入れて検討した例はない。そこで本研究は, 股関節および膝関節の角度の組み合わせが MVC_{KE} トルクに与える影響について, RF の長さ-張力関係及び主働筋と拮抗筋の筋活動の観点から検討することを目的とした。

II. 方法

1. 被験者

股関節及び膝関節に整形外科的疾患のない、健康な成人男性 13 名(23 ± 2 歳, 173 ± 6 cm, 68 ± 6 kg, 平均値 ± 標準偏差値)を被験者とした。被験者には, 事前に本研究の目的, 内容, 考えられるリスクについての説明を行い, 実験参加の了解を得た。本研究は, 筆頭者の所属機関における人を対象とする研究に関する倫理委員会承認を得た。

2. MVC_{KE} トルク測定

本測定に先立ち, 各被験者に事前に力発揮の練習を行わせた。全ての被験者において右脚を測定対象とした。被験者を筋力計(VTK-002, VINE)上のシートに座らせた。股関節角度を 30 度および 120 度の 2 角度, 膝関節角度を 40 度, 70 度, 90 度の 3 角度(それぞれ最大伸展位を 0 度とする)に固定し, 合わせて 6 種類の股関節および膝関節角度の組み合わせにおいて(図 1), 最大努力で膝関節を伸展させ, 膝関節伸展トルク(MVC_{KE} トルク)を測定した。被験者には反動動作を用いずに力を立ち上げ, 少なくとも 1 秒間以上全力での力発揮を維持するよう指示した(Herzog et al.1991)。股関節角度は, 体幹と大腿のなす角の外角とし, 膝関節角度は大腿と下腿のなす角の外角とした。被験者に測定姿勢をとらせた後, 右内外果のやや上部をアタッチメントに固定した。その際, 筋力計の回転中心と膝関節の関節中心が一致するように留意した。力発揮中に腰部が浮き上がるのを防ぐため, ストラップで骨盤を座面に固定した。試行前に, 被験者にウォーミングアップとして 2 回以上の力発揮の練習を行わせ, その後下肢の筋群を脱力するよう指示した。測定は各測定姿勢につき 2 回ずつランダムに行い, 2 回の測定値が高値を示した測定値より 10%以上離れていた場合は, 3 回目の測定を行った。疲労の影響を最小限に抑えるため, 試行間には 60 秒以上の休息をとって固定部位を解放し, 被験者に疲労感が無いかどうかの確認を適時行った。また, 試行中の拮抗筋の筋活動を主働筋として活動したときのそれで正規化するため, 股関節角度 30 度, 膝関節角度 70 度(H30-K70: 以下股関節角度-膝関節角度として表す)において, 最大努力で膝関節を屈曲させ, 膝関節屈曲トルクを測定した。膝関節トルクの信号は増幅器(DPM-711B, KYOWA)で増幅後, A/D 変換機(Power Lab, ADInstruments)を介して 1kHz でパ

パーソナルコンピュータに記録した。MVC_{KE}トルクは試行中に発揮したピーク値とし、2 回の試行のう

ち MVC_{KE}トルクの高かった試行を分析対象とした。

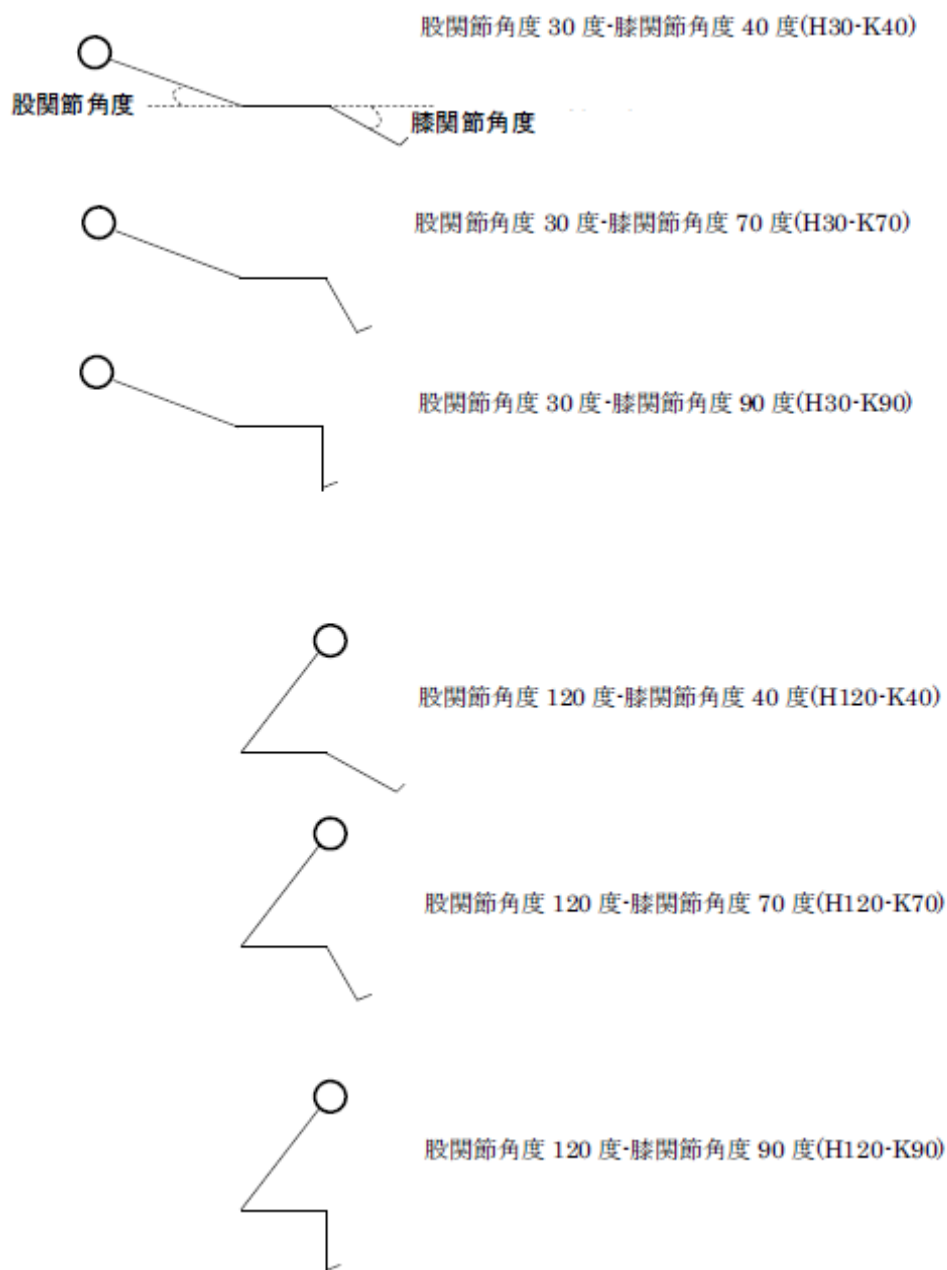


図 1: 測定姿勢. 股関節角度(H-)-膝関節角度(K-)として表記した.

3. 筋電図測定

表面筋電図を、棒型でプレアンプ内蔵型の能動電極(The Bagnoli-8 EMG System, DELSYS, 1 × 10mm, Ag)を用いて、RF, VL, VM, 大腿二頭筋(biceps femoris: BF)から導出した。電極間距離は 10mm であった。超音波診断装置

(SSD-6500, ALOKA)を用いて各筋の筋腹、筋束方向を確認し、電極貼付位置を決定した。剃毛後ヤスリで皮膚表面を削り、アルコール綿でふき取ることで皮膚抵抗を軽減した。その後、筋束の走行方向に沿って、電極を各筋の筋腹に貼付した。アース電極を右上前腸骨棘に貼付した。各

被験者の最初の試行前に、交流雑音の混入がないことを確認した。筋電図信号は電極内蔵の増幅器で増幅後(帯域通過フィルタ 20-450Hz)、A/D 変換機(Power Lab, ADInstruments)を介し

て 1kHz でパーソナルコンピュータに記録した。ピーク値を含み、トルクが安定して発揮された 0.5 秒間の実効値(RMS)を求めた(Babault et al. 2003, 図 2)。

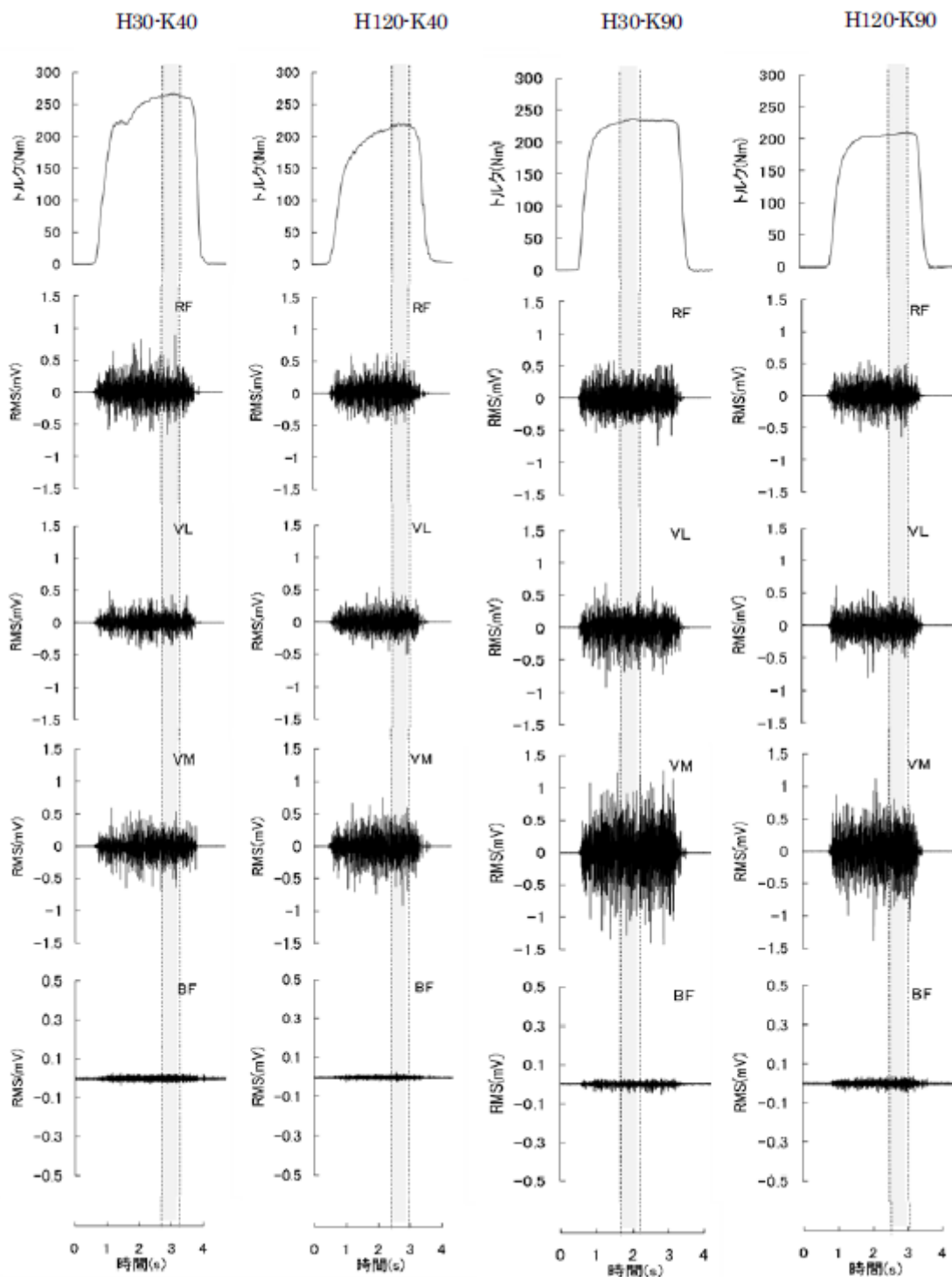


図 2: 各筋の筋電図実効値(RMS)の算出。図のグレーで表示した分析区間(0.5 秒間)において RMS を算出した。上から等尺性最大膝関節伸展トルク(MVC_{KE} トルク), 大腿直筋(RF), 外側広筋(VL), 内側広筋(VM), 大腿二頭筋(BF)である。各々の上部に各条件(例 H30-K90:股関節角度 30 度-膝関節角度 90 度を表す)を示した。

4. 統計処理

すべての測定項目は平均値±標準偏差値で表した。統計処理には、統計解析ソフトウェア (SPSS12.0J, SPSSJapan)を用いた。MVC_{KE}トルク及び筋電図 RMS について、股関節角度(30 度, 120 度)×膝関節角度(40 度, 70 度, 90 度)の二元配置(対応のある因子と対応のある因子)の分散分析を行った。交互作用が認められた場合は、膝関節角度と股関節角度の組み合わせを1つの水準として、6 水準による一元配置の分散分析を行い、F 値が有意であった場合は Tukey's HSD の多重比較検定を行った。交互作用がみられず膝関節角度の主効果が有意であった場合は、股関節角度 30, 120 度のデータを一緒にして一元配置の分散分析を行った。F 値が有意であった場合は Tukey's HSD の多重比較検定を行った。何れも危険率 5%未満をもって統計的に有意とし

た。

III. 結果

1. MVC_{KE}トルク

6 種類の測定姿勢における MVC_{KE}トルクを図 3 に示す。股関節角度および膝関節角度の主効果ならびに交互作用のいずれもが有意であった。H30-K40 および H30-K70 における MVC_{KE}トルクは、それぞれ H120-K40 および H120-K70 における MVC_{KE}トルクに対して有意に大きかった。膝関節角度 90 度では、股関節角度による MVC_{KE}トルクの差はみられなかった。H30-K70 における MVC_{KE}トルクは、H30-K40 および H30-K90 における MVC_{KE}トルクに対し有意に大きく、H120-K70 における MVC_{KE}トルクは、H120-K40 における MVC_{KE}トルクに対し有意に大きかった。

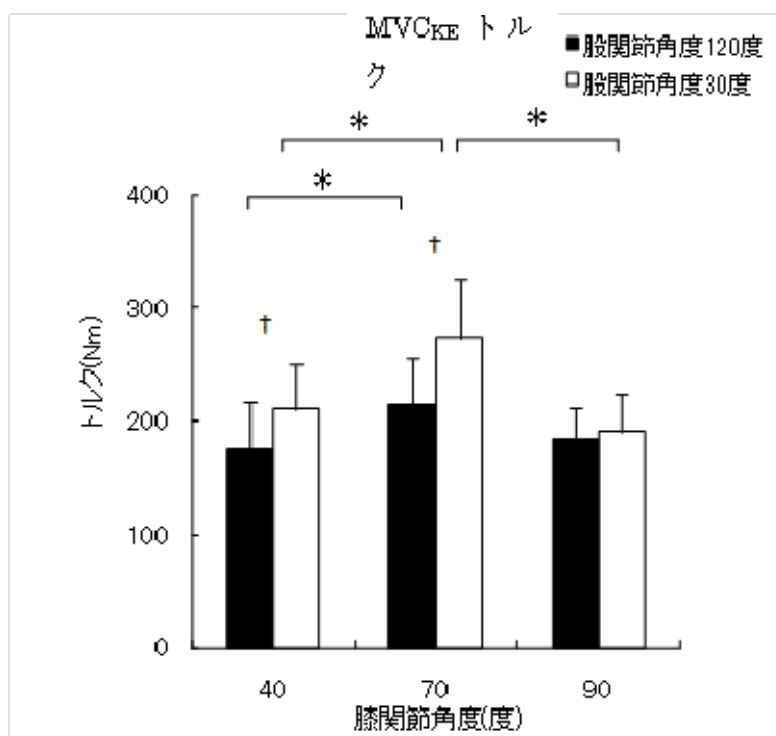


図 3: 各測定姿勢における MVC_{KE}トルク * :膝関節角度間で有意差あり(p<0.05), †:股関節角度間で有意差あり (p<0.05)

2. MVC_{KE}トルク発揮時の筋電図 RMS

RF, VL, VM および BF の筋電図 RMS の結果を図 4 に示す. RF の筋電図 RMS に膝関節および股関節の角度による主効果は無く, 交互作用が認められたが, 多重比較検定の結果, 測定姿勢間で有意差はみられなかった. VL の筋電図 RMS には両関節角度の主効果および交互作用ともに認められなかった. VM および BF の筋電図 RMS には, 交互作用および股関節角度の主効果は認められなかったが, 膝関節角度の主効果

が認められた. VM は, 膝関節角度 90 度における筋電図 RMS が膝関節角度 40, 70 度のそれよりも有意に大きく, 膝関節角度 70 度における筋電図 RMS が膝関節角度 40 度におけるそれよりも有意に大きかった. BF は, 膝関節角度 90 度における筋電図 RMS が膝関節角度 40 度におけるそれよりも有意に大きかった. 全試行における BF の筋電図 RMS の平均値は, 膝関節屈曲トルク発揮時の $27 \pm 20\%$ であった.

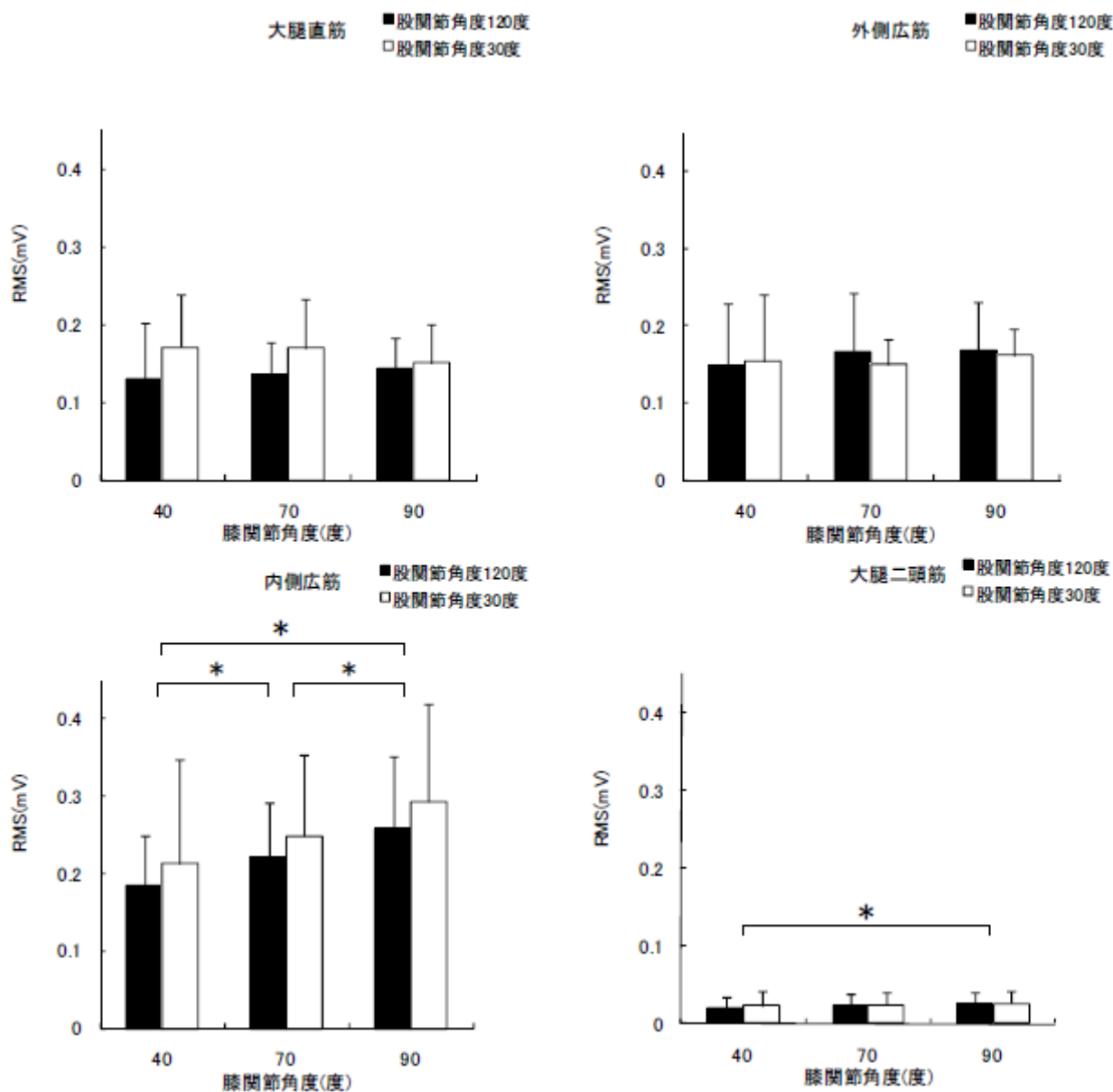


図 4: 各測定姿勢における筋活動. *: 膝関節角度間で有意差あり(p<0.05)

IV. 考 察

股関節伸展位で発揮された MVC_{KE} トルクは、膝関節伸展位および中間位において、股関節屈曲位で発揮されたものよりも大きくなった。この結果は、Herzog et al.(1991), および Salzman et al.(1993)の報告と一致する。しかし、膝関節屈曲位では、 MVC_{KE} トルクに股関節角度による差はみられなかった。これらの結果は、股関節角度が MVC_{KE} トルクに与える影響は、膝関節角度に依存することを示している。また、VM および BF の筋電図 RMS に膝関節角度の影響がみられた。以上の結果から、本研究で観察された MVC_{KE} トルクの結果に影響を及ぼす要因として、1)RF の長さ-張力関係、2)主働筋の筋活動、および 3)BF の共収縮が考えられる。これらについて、得られた結果をもとに検証を加える。

膝関節角度一定という条件で股関節角度を変化させると、大腿四頭筋を構成する筋のなかで RF のみ MTC 長が変化する。それゆえ、本研究の膝及び股関節角度と MVC_{KE} トルクの関係に関する結果については、股関節角度が RF の長さ-張力関係の使用域に及ぼす影響から、次のような解釈が成り立つと考えられる。即ち、RF の MTC 長が短い H120-K40, H120-K70 において、RF の MTC 長は長さ-張力関係の上行脚にあたり、そのために発揮張力が小さいと推察される。一方、H30-K40 および H30-K70 において、RF の MTC 長は至適長に近く、そのために前者は H120-K40 よりも、後者は H120-K70 よりも、大きな MVC_{KE} トルクの発揮を可能にしたと考えることができる。また、RF の MTC 長は H120-K90 で上行脚、H30-K90 で下行脚にあたり、両者の間で RF の発揮張力に大きな差がなかったと考えられる。この解釈は、Herzog et al.(1990, 1991)により提示された RF の長さ-張力関係の理論的モデルと一致する。Herzog et al.(1990, 1991)は、大腿四頭筋それぞれの長さ-張力関係から、股関節

角度が 0 度および 90 度のときの膝関節角度と RF の張力の関係、膝関節角度と広筋群の張力の関係を報告した。彼らによれば、股関節角度 0 度では膝関節角度 20 度から 30 度において、股関節角度 90 度では膝関節角度 110 度から 120 度において、それぞれ RF が至適長となる。本研究プロトコルは、股関節角度を 30 度および 120 度を設定したため、彼らの報告と直接比較することは出来ない。しかし、前述した MVC_{KE} トルクの結果が RF の長さ-張力関係によるとする解釈は、Herzog et al.(1990, 1991)の提示した理論的モデルにほぼ一致するものである。

膝関節伸展による MVC_{KE} トルク発揮中の大腿四頭筋の筋活動については、関節角度 (Babault et al. 2003, Maffiuletti and Lepers. 2003) あるいは筋間 (Pincivero et al. 2004) で異なるとする報告と、関節角度による差は無いとする報告 (Newman et al. 2003) がみられ、見解を異にしている。本研究において、RF および VL の筋電図 RMS には、何れの関節角度の影響もみられなかったが、VM の筋電図 RMS は膝関節角度の影響を受けた。この結果は、Newman et al.(2003), Pincivero et al.(2004)の報告と一致し、最大収縮時における筋活動レベルの関節角度依存性が、協働筋間で異なることを示唆するものである。すなわち、VM の筋活動が、膝関節が伸展する程低くなったことから、本研究で得られた膝関節角度と MVC_{KE} トルクの関係は、大腿四頭筋の長さ-張力関係に加えて、VM の筋活動の高低の影響も含まれたものであると考えられる。しかし、RF, VL, および VM の何れの筋活動も股関節角度の影響を受けなかった。このことは、先に述べた VM の筋活動に対する膝関節角度の影響が、両股関節角度間で同様であることを示し、何れの膝関節角度においても、股関節角度による MVC_{KE} トルクの差に対して協働筋の筋活動の差は影響しないことを意味する。一方、筋により膝関節角度の影響

が異なったことは、電極と筋の相対的位置変化による影響(Cresswell et al.1995)の可能性もあるが、同じ単関節筋である VL と VM において、膝関節角度の変化に対する筋活動の変化様相が一致しなかったことから、この影響は小さかったと推察される。また、緒言で述べたように、トルクの発揮水準に及ぼす影響として、拮抗筋による共収縮の影響が考えられた。膝関節角度 90 度における BF の筋活動は、膝関節角度 40 度におけるものよりも有意に大きかった。だが、BF の筋活動は股関節角度の影響を受けなかった。即ち、前述した VM の筋活動と同様に、BF の筋活動の差は股関節角度による MVC_{KE} トルクの差を説明するものではないと考えられる。

筋電図 RMS に関する本研究の結果は、Maffiuletti and Lepers.(2003)の報告と異なる。Maffiuletti and Lepers.(2003)は、股関節角度 0 度に対し、90 度で RF, VL, VM の筋電図 RMS が大きかったことを報告している。彼らが採用した被験者の一部は、座位での筋力測定やトレーニングに参加していた。それゆえ、Maffiuletti and Lepers.(2003)の結果はトレーニングによる筋の興奮水準の亢進(Ikai and Fukunaga.1970, Moritani and DeVries. 1979)や、等尺性筋力トレーニングにおける角度特異性(Kitai and Sale.1989)などの影響を受けている可能性がある。本研究の被験者は、特別なトレーニングを行っていない一般成人であり、本研究の結果と先行研究のそれとの不一致は、被験者のトレーニング習慣や強度の高いトルク発揮の経験の有無が影響していると予想される。

本研究の結果、股関節角度の違いは等尺性最大膝関節伸展トルク(MVC_{KE} トルク)に影響し、その影響の程度は膝関節角度に依存することが示された。一方、主働筋、拮抗筋いずれの筋活動も股関節角度の影響がみられず、股関節角度による MVC_{KE} トルクの差を説明するものではない

と考えられた。以上のことから、股関節角度が MVC_{KE} トルクに与える影響は膝関節角度により異なるが、それは主に長さ-張力関係の使用域の違いによる、RF の発揮張力の差に起因すると結論された。

参考文献

- ・ Babault N, Pousson M, Michaut A, van Hoecke J (2003) Effect of quadriceps femoris muscle length on neural activation during isometric and concentric contractions, *Journal of Applied Physiology*, 94(3), 983-990.
- ・ Becker R, Awiszus F (2001) Physiological alterations of maximal voluntary quadriceps activation by changes of knee joint angle, *Muscle and Nerve*, 24(5), 667-672.
- ・ Cresswell AG, Loscher WN, Thorstensson A (1995) Influence of gastrocnemius muscle length on triceps surae torque development and electromyographic activity in man, *Experimental Brain Research*, 105(2), 283-290.
- ・ Cutts A (1988) The range of sarcomere lengths in the muscles of the human lower limb, *Journal of Anatomy*, 160, 79-88.
- ・ Herzog W, Abrahamse SK, ter Keurs HE (1990) Theoretical determination of force-length relations of intact human skeletal muscles using the cross-bridge model, *Pflugers Archiv*, 416(1-2), 113-119.
- ・ Herzog W, Hasler E, Abrahamse SK (1991) A comparison of knee extensor strength curves obtained theoretically and experimentally, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23(1), 108-114.
- ・ Ikai M, Fukunaga T (1970) A study on

- training effect on strength per unit cross-sectional area of muscle by means of ultrasonic measurement , *Internationale Zeitschrift für Angewandte Physiologie Einschließlich Arbeitsphysiologie* , 28(3) , 173-180.
- Kellis E, Baltzopoulos V (1997) The effects of antagonist moment on the resultant knee joint moment during isokinetic testing of the knee extensors, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* , 76(3) , 253-259.
 - Kitai TA, Sale DG (1989) Specificity of joint angle in isometric training, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 58(7), 744-748.
 - Maffiuletti NA, Lepers R (2003) Quadriceps femoris torque and EMG activity in seated versus supine position, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(9), 1511-1516.
 - Moritani T , DeVries HA (1979) Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain, *American Journal of Physical Medicine*, 58(3), 115-130.
 - Newman SA, Jones G, Newham DJ (2003) Quadriceps voluntary activation at different joint angles measured by two stimulation techniques , *European Journal of Applied Physiology*, 89(5), 496-499.
 - Pincivero DM, Salfetnikov Y, Campy RM, Coelho AJ (2004) Angle- and gender-specific quadriceps femoris muscle recruitment and knee extensor torque , *Journal of Biomechanics*, 37(11), 1689-1697.
 - Salzman A , Torburn L , Perry J (1993) Contribution of rectus femoris and vasti to knee extension: an electromyographic study, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 290, 236-243.
 - Yoon TS, Park DS, Kang SW, Chun S, Shin JS (1991) Isometric and isokinetic torque curves at the knee joint, *Yonsei Medical Journal*, 32(1), 33-43.