

水平面の力変動から膝関節周りの筋の至適方位を定量する

京都大学大学院 神 崎 素 樹

(共同研究者) 同 萩 生 翔 大

Quantification for Preferred Direction of Muscles Around the Knee Joint Revealed by Force Fluctuations in a Horizontal Plane

by

Motoki Kouzaki, Shota Hagio

Laboratory of Neurophysiology,

Graduate School of Human and Environmental studies,

Kyoto University

ABSTRACT

In order to quantify the preferred direction of the individual heads of quadriceps femoris muscle, we focused on the interaction between exerted force fluctuations and muscle activity. Six subjects performed seven force-matching tasks for 30-s in 7 different directions on the horizontal plane. Surface electromyograms were recorded from 5 muscles: rectus femoris (RF), vastus intermedius (VI), vastus lateralis (VL), vastus medialis obliquus (VMO), and vastus medialis longus (VML). The preferred direction in each muscle was calculated by electromyogram-weighted averaging (EWA) method, which is based on the cross-correlation function between filtered force fluctuations and rectified EMG. The EWA revealed that the preferred direction of RF, VL, VML, and VI corresponded to 93.6°, 54.7°, 94.8°, and 68.4°, respectively. However, VMO had no preferred direction. These results indicate that the individual muscles composing quadriceps femoris muscle have different preferred directions on the horizontal plane although they have a common role of knee extension. Therefore, it

is suggested that preferred direction on the horizontal plane is determined by integrated results from the anatomical, biomechanical, physiological and neurophysiological features of the muscles.

要 旨

本研究は、大腿四頭筋の水平面上における至適方位を定量するために、張力変動と筋電図活動の相互関係に着目した。被検者は、7方向（0度から180度）に設定された目標張力にできるだけ発揮張力を一致させる力調節課題をそれぞれ約30秒間行った。大腿直筋（RF; rectus femoris）、中間広筋（VI; vastus intermedius）、外側広筋（VL; vastus lateralis）、内側広筋斜頭（VMO; vastus medialis obliquus）、内側広筋長頭（VML; vastus medialis longus）より表面筋電図（EMG; electromyogram）を導出した。発揮張力系列と筋電図系列の相互相関解析に基づくEWA（EMG weighted averaging）法により筋の至適方位を算出した。RF、VI、VL、VMLの水平面の至適方位は、それぞれ93.6度、54.7度、94.8度、68.4度となった。VMOは0度から180度にまんべんなく至適方位が分布していた。これら結果より、大腿四頭筋を構成する筋は膝を伸展するという同じ役割であるにも関わらず、個々の至適方位は異なった。そして、その至適方位は、解剖学的、生理学的、バイオメカニクスの、神経生理学的根拠に基づいて決定していることが示唆された。

緒 言

平均寿命の増加に伴い、高齢者の転倒による寝たきりが社会問題となっている。高齢者転倒因子については、特に立位平衡機能障害が危険因子として指摘されている²⁾。高齢者の転倒予防として下肢筋群の筋力トレーニングが推奨されている。加齢に伴い、膝関節伸展筋群の筋量

が他の筋群に比して顕著に低下すること¹⁶⁾から、特に、膝関節周り的大腿部の筋量および筋力が重要視されている。高齢者の転倒は、前後方向ではなく左右方向に多いことから、単純な伸展屈曲方向のみならず、さまざまな方向に対応（転倒防止）できる筋力が必要である。実際、左右方向への立位維持は前後方向よりも不安定であることが示唆されている⁵⁾。しかしながら、高齢者の筋力トレーニングは長軸方向を元にした膝関節の伸展・屈曲に限定されている。膝関節周りの筋は、解剖学的に起死と停止のペアが同じ筋は存在しないため、これら筋の至適方位は異なることが予想される。膝関節周りの筋の至適方位に基づいて筋力トレーニングを行えば、これら筋の機能をより効果的に向上させることができ、さまざまな方向に対応（転倒防止）できると考えられる。

筋の至適方位を定量するには、切断肢を用いたデータを採用することで達成できる¹⁵⁾が、ヒトの解剖学的特性には個人差が極めて大きいことから、このデータを全ての人に適応することは現実的でない。さらに、二関節筋の至適方位の算出は困難である¹⁸⁾が、切断肢を用いた計測では関節の数は考慮されていないことも問題点である。筋電図は筋の電氣的活動のみを反映するため、筋電図活動の解析だけでは、筋の力学的特性としての至適方位を求めることは不可能である。水平面上での力変動はさまざまな筋の力発揮ベクトルにより合成された結果である¹³⁾。したがって、筋の至適方位を定量するためには、水平面上での力変動の法則性と筋電図活動との時空間的関連を定量とすることで可能と考えら

れる。そこで本研究は、水平面上の分力の変動と筋電図系列との相互相関解析から膝関節周りの筋の至適方位を特定することを目的とした。

1. 研究方法

1.1 被検者

被検者は22～25歳までの健常成人男性6名であった。本研究の目的や潜在的な危険性は被検者に口頭および文書により説明し、文書でインフォームドコンセントを得た。本研究は京都大学大学院人間・環境学研究科人間情報・動物実験倫理委員会の承認を受けて実施した（承認番号23-H-30）。

1.2 測定

運動課題は、椅座位にて股関節および膝関節角度90度の等尺性膝関節伸展運動であった。右足首に装着した3分力計（LSM-B-500NSA1, Kyowa 社製）により膝関節伸展張力の水平面の2分力（ F_x ：前後方向， F_y ：内外方向）を測定した（図1A）^{4,12)}。大腿直筋（RF; rectus femoris），外側広筋（VL; vastus lateralis），内側広筋斜頭（VMO; vastus medialis obliquus），内側広筋長頭（VML; vastus medialis longus），中間広筋（VI; vastus intermedius）の筋腹より表面筋電図（EMG;

electromyogram）を導出した。なお電極の貼付位置は超音波Bモード法（ α -6, アロカ社製）により確認した。

被検者は、7方向に設定された目標張力にできるだけ発揮張力を一致させる力調節課題をそれぞれ約30秒間行った。7方向は、真右を0度とし、30度毎に反時計回りに30度、60度、90度、120度、150度、180度（真左）とした（図1B）。目標張力および発揮張力は被検者の前方50cmに設置したオシロスコープに呈示し、視覚的にフィードバックした。目標張力の強度は、10Nと20Nとした。14試行（7方向×2強度）の順序は無作為とした。発揮張力（ F_x, F_y ），EMG信号はサンプリング周波数1,000Hzで取得され、張力の安定した20秒間のデータについて解析した。

1.3 解析

発揮張力の変動には随意成分と不随意成分が含まれる。前者に関して、粗視化スペクトル法により張力変動の非定常成分を抽出した²¹⁾。後者に関して、5～30Hzの帯域フィルターにより張力変動の周期成分を抽出した¹³⁾。

膝関節周りの筋の至適方位を算出するために、EWA（EMG weighted averaging）法^{5,14)}を用いて下記の式で相互相関関数を求めた。

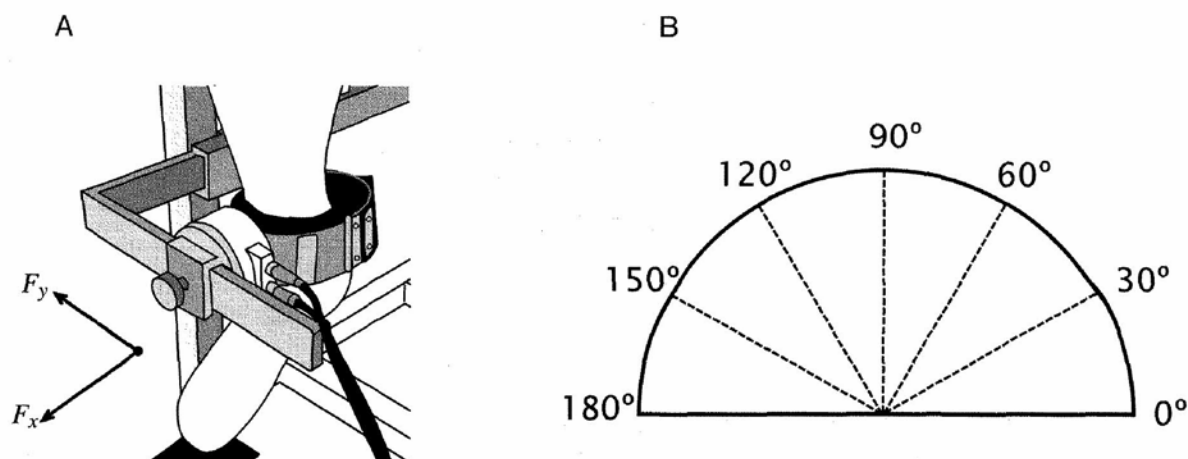


図1 A. Experimental setup for measurement of anterior-posterior (F_x), and medial-lateral (F_y) forces of the right leg. B. Seven target directions uniformly distributed over the horizontal plane at 30° increments.

$$EWA_{mAP}(t) = \sum_i F_{A-P}(i+t)EMG_m(t) \cdots (1)$$

$$EWA_{mML}(t) = \sum_i F_{M-L}(i+t)EMG_m(t) \cdots (2)$$

(1) 式および (2) 式は前後方向および内外方向の相互相関関数を示している。Fは発揮張力の変動を示している。(1) 式および (2) 式より求めた前後方向・内外方向の張力変動の非定常成分および周期成分系列と全波整流 EMG との相互相関関数を算出し (図 2B), ピーク値 (図 2B, 前後:Px, 内外:Py) を xy 平面にプロットした (図 2C)。そして, xy 平面上における原点からのベ

クトル (図 2C の矢印) の角度 (図 2C, θ) を至適方位とした¹⁴⁾。

2. 実験結果

2.1 さまざまな方向に力発揮した場合の筋電図振幅

さまざまな方向に力発揮した場合の大腿部前面の EMG の振幅の分布を図 3 に示した。全ての筋の EMG 振幅は 0 度から 180 度の全角度範囲に分布していた。特に, 30 度から 150 度の範囲に集中した。この EMG 振幅のみの結果から筋の至適方位を特定するのは困難である。

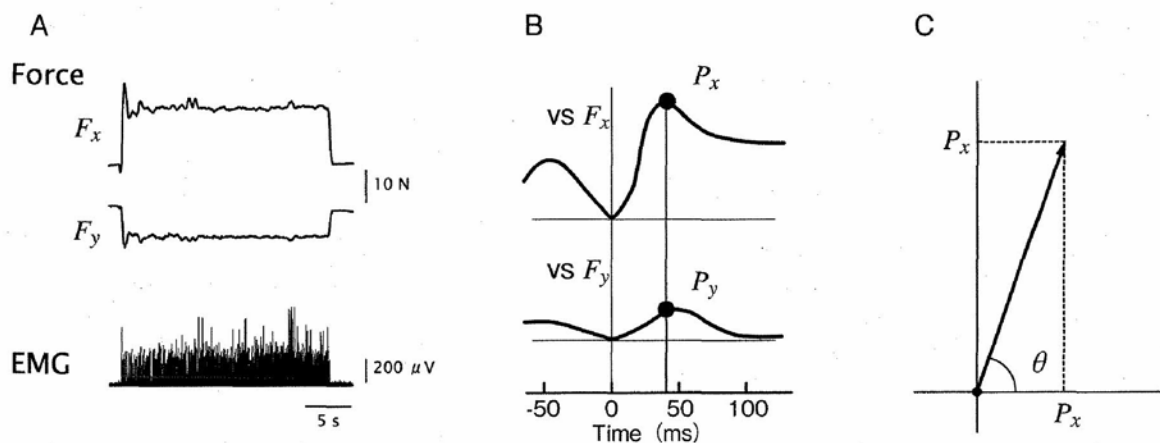


図2 Representative example of electromyogram-weighted averaging (EWA) method for calculating preferred direction of the muscle. A. Data for forces in anterior-posterior and medial-lateral directions and rectified electromyogram (EMG) recorded from vastus medialis longus. B. EWA waveforms peaking (filled symbols) obtained from cross-correlation of rectified EMG and forces in each direction. C. The preferred direction (θ) was represented by plotting individual correlation values at the EWA time-to-peak.

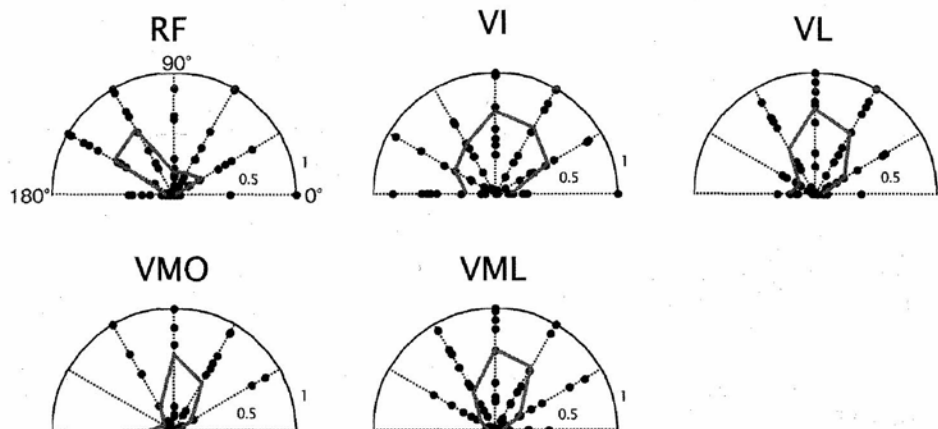


図3 Polar plots of EMG activity for rectus femoris (RF), vastus intermedius (VI), vastus lateralis (VL), vastus medialis obliquus (VMO), and vastus medialis longus (VML) for all trials in all subjects. Each plot represents EMG data normalized by the maximal value across all directions for each subject. The solid grey lines indicate EMG activity averaged across all subjects.

2.2 張力変動と筋電図との関係から筋の至適方位を求める

発揮張力の非定常成分と EMG の相互相関関数から算出した筋の至適方位を図 4 に示した。発揮張力の非定常成分は、力発揮の随機的要素を反映する。RF は 60 度に至適方位を持ち、他の筋は、至適方位が 0 度から 180 度に分布していた。

発揮張力の周期成分と EMG の相互相関関数から算出した筋の至適方位を図 5 に示した。発揮張力の周期成分は、筋固有の解剖学的特性を強く反映する¹³⁾。RF は 75 度に度数が最大となった。VI は 45 度に度数が最大となり、VL は 90 度で最大となった。VML は 60 度のとき度数が最大

となった。一方、VMO には特異的な度数分布は観察されず、15 度から 165 度にまんべんなく度数が分布した。

3. 考 察

本研究は、水平面上の発揮張力の変動と筋電図系列との相互相関解析から膝関節周りの筋の至適方位を特定することを目的とした。

3.1 至適方位の定量法

単一筋の至適方位は、切断肢が用いられている¹⁵⁾。しかしながら、ヒトの解剖学的特性には個人差が極めて大きいことから、このデータを

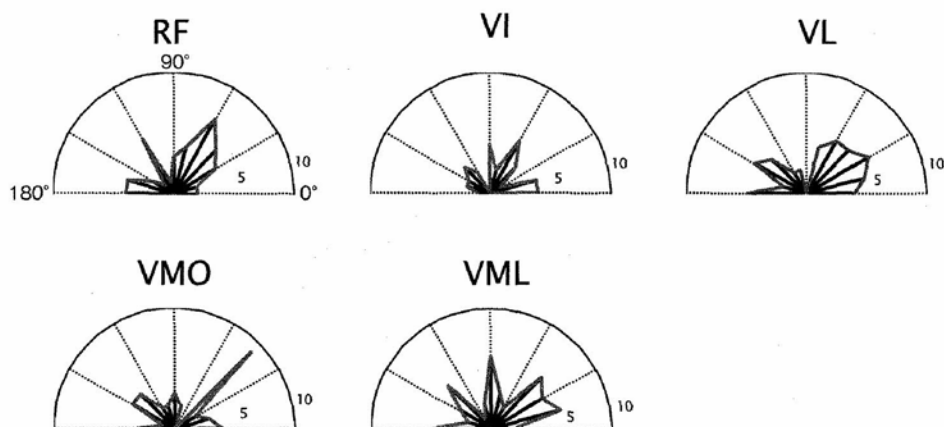


図 4 Polar histograms of EWA direction calculated between nonstationary force fluctuations and EMG activity for RF, VI, VL, VMO, and VML. The radius represents trail counts and the solid grey line indicates the value averaged across all subjects in each direction.

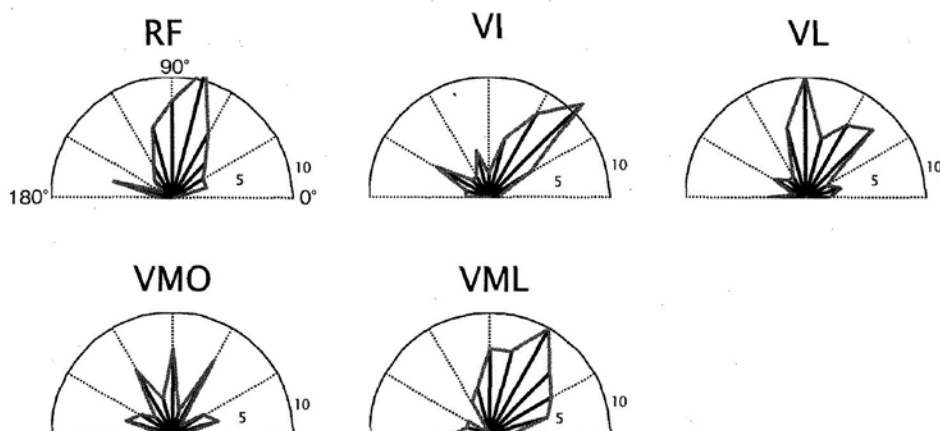


図 5 Polar histograms of EWA direction calculated between periodic (5-30 Hz) force fluctuations and EMG activity for RF, VI, VL, VMO, and VML. The radius represents trail counts and the solid grey line indicates the value averaged across all subjects in each direction.

全ての人に適応することは現実的でない。屍体を用いた研究の最大の問題点は随意収縮中の至適方位を求める事が不可能な点である。随意収縮では、協働筋間の相互作用⁹⁾、筋の収縮の仕方による複雑な張力変動¹⁰⁾を伴う。さらに、二関節筋の存在¹⁸⁾や協働筋の役割分担⁷⁾が至適方位の算出を複雑化している。すなわち、筋の生理学的断面積、モーメントアームなどの筋の解剖学的特性だけで随意収縮中の筋の至適方位を算出することは不可能である。筋電図の活動レベルが最も高まる方位を至適方位として算出した研究によると¹⁸⁾、膝関節周りの筋の至適方位は、解剖学的な機械的方位と異なる。すなわち、二関節筋である RF の至適方位は、膝関節伸展-股関節屈曲平面であり、さらに、膝関節のみを跨ぐ VL や VM は純粋な膝関節伸展のみならず股関節伸展にも貢献する。これは、随意収縮中の筋の至適方位は、解剖学的要因のみならず協働筋の相互関係や筋の活動様式が関与すると考えられる。本研究において、筋電図の活動レベルのみでは、至適方位を特定することができなかった(図3)。これは、矢状面に着目した先行研究¹⁸⁾よりも本研究で着目した水平面での協働筋の相互関係や筋の活動パターンが複雑であることが起因していると考えられる。

随意収縮中の出力の変動は、運動制御の結果を反映する。したがって、従来の筋電図の活動レベルのみでなく発揮張力の変動も考慮に入れて筋の至適方位を特定することが必要と考えた。そこで、発揮張力と筋電図の相互相関解析から至適方位を求める EWA 法^{5, 14)}を採用した。この方法により、水平面上の筋の至適方位を運動制御の観点から定量することが可能となる。

3.2 膝関節周りの筋における水平面の至適方位

本研究では、EWA 法により至適方位を算出す

る際、発揮張力の変動を非定常成分と周期成分に分離した。前者は随意成分を後者は生理学的振戦などの不随意成分を反映する⁸⁾。

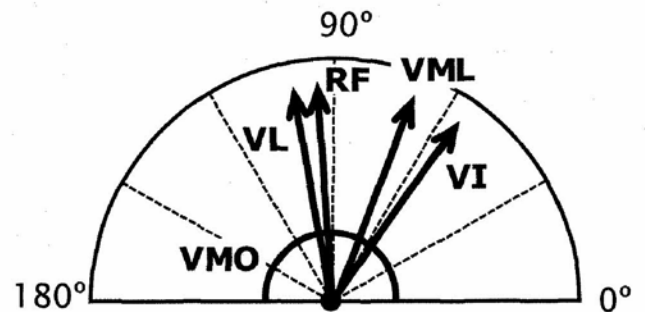


図6 Preferred direction of individual heads of quadriceps femoris muscle calculated by the averaged value of polar histograms of EWA direction. With respect to VMO, specific direction cannot be calculated because polar histograms are distributed in a wide angle range.

張力の非定常成分による筋の至適方位は、RF に関しては 60 度に至適方位を持ったが、他の協働筋に関しては、0 度から 180 度に分布していた。一方、張力の周期成分による筋の至適方位は VMO を除いて明確な角度が存在した。図5 のヒストグラムの平均値を極座標に示すと図6 になる。RF, VI, VL, VML の至適方位は、それぞれ 93.6 度、54.7 度、94.8 度、68.4 度となった。すなわち、RF と VL は前方方向に至適方向を持つのに対し、VML と VI は外向きに至適方位を持つ。電気刺激により大腿四頭筋の機械的方位を求めた研究によると、単関節筋である VL と VI と VM は外向きに方位を持つ²²⁾。VL と VI は 3 分の 2 が融合した筋の発生学的にも類似した筋であり²⁰⁾、さらに機能的にも極めて類似した筋であることが指摘されている¹⁹⁾。それに関わらず、水平面での至適方位は 40 度も異なる(図6)。VI は、大腿骨に沿って筋が配置されていることから、解剖学的に最も膝伸展に貢献していると考えられている²²⁾。膝関節の解剖学的構造上、膝関節を伸展すると脛骨が外転する¹⁷⁾。したがって、大腿骨に沿って配置している VI が活動すると外向きの力が発生する。さらに、

VML も外向きに至適方位を持つ (図 6). 純粋な膝関節伸展方向 (本研究の水平面での角度は 90 度) に力を出力する場合, 生理学的断面積が大腿四頭筋の中で最も大きい VL¹⁾ が内向きの至適方位を持つことが重要な意味を持つようになる. すなわち, VI および VML の活動による外向きの力を VL の内向きの力により 90 度の膝伸展活動が可能となる.

VMO の至適方位は 0 度から 180 度に分布し, 特定の角度を持たなかった. VMO の機能は, 他の膝伸展筋の活動による膝蓋骨移動の抑制である³⁾. すなわち, 膝蓋骨の多方向への移動を VMO の活動により抑制する必要がある. したがって, VMO は水平面の 0 度から 180 度に至適方位を分散させることが重要である.

RF の至適方位は約 90 度であった. RF は二関節筋として力調節の役割¹¹⁾ を担っている. そして, その役割は, 膝関節周りのみならず股関節周りのモーメントを調節する必要がある⁶⁾. RF の至適方位が内側あるいは外側に偏っているならば, RF の活動のより股関節の外転-内転モーメントおよび外旋-内旋モーメントが自動的に生成されることになり, 正確な脚の動作が達成されない. したがって, RF の至適方位が 90 度であることは, 膝関節と股関節のモーメントを同時に制御することがヒトの正確な下肢の動作を生成するために重要であると考えられる.

結 論

本研究は, 発揮張力の変動と筋電図活動との時空間的関連性から大腿四頭筋個々の水平面の至適方位を定量した. その結果, 大腿四頭筋を構成する筋は膝を伸展するという同じ役割であるにも関わらず, 個々の至適方位は異なった. そして, その至適方位は, 解剖学的, 生理学的, バイオメカニクスの, 神経生理学的根拠に基づいて決定していることが示唆された. 本研究の

結果は, 大腿四頭筋の筋力トレーニングや動作調節トレーニングを実施する場合, 純粋な膝関節伸展動作だけではなく水平面上のさまざまな方向に力発揮をする必要があることを意味している.

謝 辞

本稿を終えるに当たり, 本研究に対しまして助成を賜りました公益財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団に深く御礼申し上げます. そして, 実験補助として協力いただいた京都大学大学院人間・環境学研究科神経生理学研究室の大学院生および学部生の皆様に深く感謝致します.

文 献

- 1) Akima H., Kubo K., Imai M., Kanehisa H., Suzuki Y., Gunji A., and Fukunaga T.: Inactivity and muscle: effect of resistance training during bed rest on muscle size in the lower limb. *Acta Physiol. Scand.*, 172, 269-278(2001)
- 2) Gehlsen G.M., Whaley M.H.: Falls in the elderly: Part II, Balance, strength, and flexibility. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 15, 739-741(1990)
- 3) Goh J.C., Lee P.Y., and Bose K.: A cadaver study of the function of the oblique part of vastus medialis. *J. Bone Joint Surg. Br.*, 77, 225-231(1995)
- 4) Hagio S., Nagata K., and Kouzaki M.: Region specificity of rectus femoris muscle for force vectors in vivo. *J. Biomech.*, 45, 179-182(2012)
- 5) Imagawa H., Hagio S., and Kouzaki M.: Synergistic co-activation in multi-directional postural control in humans. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 23, 430-437(2013)
- 6) Jacobs R., and van Ingen Schenau G.J.: Control of an external force in leg extensions in humans. *J. Physiol.*, 457, 611-626(1992)
- 7) Kouzaki M.: Significant roles of synergistic muscles in human redundant and complicated activities. *Int. J. Sport Health Sci.*, 3, 181-193(2005)
- 8) Kouzaki M., and Fukunaga T.: Frequency features of mechanomyographic signals of human soleus

- muscle during quiet standing. *J. Neurosci. Methods*, 173, 241-248(2008)
- 9) Kouzaki M., and Shinohara M.: The frequency of alternate muscle activity is associated with the attenuation in muscle fatigue. *J. Appl. Physiol.*, 101, 715-720(2006)
- 10) Kouzaki M., and Shinohara M.: Steadiness in plantar flexor muscles and its relation to postural sway in young and elderly adults. *Muscle Nerve*, 42, 78-87 (2010)
- 11) Kouzaki M., Shinohara M., Masani K., and 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)
- 12) Kouzaki M., Shinohara M., Masani K., Kanehisa H., and Fukunaga T.: Alternate muscle activity observed between knee extensor synergists during low-level sustained contractions. *J. Appl. Physiol.*, 93, 675-684 (2002)
- 13) Kutch J.J., Kuo A.D., Bloch A.M., and Rymer W.Z.: Endpoint force fluctuations reveal flexible rather than synergistic patterns of muscle cooperation. *J. Neurophysiol.*, 100, 2455-2471 (2008)
- 14) Kutch J.J., Kuo A.D., and Rymer W.Z.: Extraction of individual muscle mechanical action from endpoint force. *J. Neurophysiol.*, 103, 3535-3546 (2010)
- 15) Lieb F.J., and Perry J., Quadriceps function. An anatomical and mechanical study using amputated limbs. *J. Bone Joint Surg.*, 50A, 1535-1548(1968)
- 16) 宮谷昌枝, 東香寿美, 久野譜也, 金久博昭, 福永哲夫. 体筋力における年齢差. 高齢者の生活機能増進法(岡田守彦, 松田光生, 久野譜也編), ナッブ, pp304-pp306(2000)
- 17) Moglo K.E., and Shirazi-Adl A., Cruciate coupling and screw-home mechanism in passive knee joint during extension--flexion. *J. Biomech.*, 38, 1075-1083(2005)
- 18) Nozaki D., Nakazawa K., and Akai M., Muscle activity determined by cosine tuning with a nontrivial preferred direction during isometric force exertion by lower limb. *J. Neurophysiol.* 93, 2614-2624(2005)
- 19) Watanabe K., and 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, e280-289(2009)
- 20) Willan P.L.T., Mahon M., and Golland J.A.: Morphological variations of the human vastus lateralis muscle. *J. Anat.*, 168, 235-239(1990)
- 21) Yamamoto Y., and Hughson R.L.: Extracting fractal components from time series. *Physica D*, 68, 250-264(1993)
- 22) Zhang L.-Q., Wang G., Nuber G.W., and Press J.M.: In vivo load sharing among the quadriceps components. *J. Orthop. Res.*, 21, 565-571(2003)