

## 関節角度にともなう筋電図, 筋音図の変化

### Changes in electromyogram (EMG) and mechanomyogram (MMG) with joint angle

平松 誠治<sup>†</sup>, 加藤 厚生<sup>†</sup>, 三田 勝巳<sup>††, †††</sup>

渡壁 誠<sup>††</sup>, 伊藤 晋彦<sup>††</sup>, 赤滝 久美<sup>††</sup>

Seiji HIRAMATSU , Atsuo KATO , Katsumi MITA

Makoto WATAKABE , Kunihiro ITO , Kumi AKATAKI

**Abstract** In this study, we measured the ankle joint torque with the electromyogram (EMG) and the mechanomyogram (MMG) on several positions of the human ankle during isometric dorsiflexion. We measured maximum voluntary contraction torque (MVC) and ramp contraction between dorsiflexion angle of 30 degrees and a planter flexion angle of 40 degrees. MVC was the greatest in the neutral position. The RMS amplitude of EMG was similar at the neutral position and planter flexion of 40 degrees and was bigger at dorsiflexion of 30 degrees. And the inflection point at 60-75 %MVC of the RMS amplitude of MMG was shifted to higher torque with planter flexion. It is thought that these results reflected a muscle activity caused by this length.

#### 1. はじめに

高齢者や障害者のリハビリテーション, 生活支援を考える上で身体運動の駆動源となる筋機能について知ることは重要な課題であり, この筋機能を非侵襲的に簡便に検査する方法が望まれている. 従来, 筋機能の評価は筋力測定や筋電図(EMG: electromyogram)を用いて行われてきた. EMGは筋収縮にともなう電気的変化を電極を用いて検出したものである. このためEMGは, 脳からの収縮命令に対応する筋の電気的活動を反映すると言われている. 一方, 計測された筋力は関節を介した筋の最終出力である.

近年, 筋機能の評価に筋収縮の際に発生する微細振動を起源とする筋音図(MMG: mechanomyogram)も用いられるようになった. MMGは, この微細振動を体表面に設置した加速度センサなどの振動センサによって導出したもので, 非侵襲的に信号を測定する方法である. また, MMGは筋収縮の結果発生するため, 電気的活動と最終出力との中間にあたる筋の機械的活動を反映すると考えられており, より詳細な筋活動の分析が可能になると期待されている<sup>1)</sup>.

周知のように筋の発揮可能な最大筋力は筋長に依存し

て変化するが, これは筋長によって筋の機械的特性が変化するためと考えられている<sup>2)</sup>. しかしながら, こうした機械的特性の変化が筋活動にどのような影響を及ぼすかについてはいまだ不明な点がある. 筋は長期間伸張しないと短縮してしまうことが知られている. また, 障害者や高齢者の筋に短縮が認められたことから, この点の究明が急務と考えられる. そこで, 本研究では筋長の規定が足関節のみで可能で, 共働筋の少ない前脛骨筋を選択し, EMGとMMGを用いて筋長の筋活動への影響を検索することにした.

#### 2. 方法

本研究は健常男性9名を対象とした(年齢21~24歳, 身長168.8±5.4 cm, 体重61.4±4.6 kg). 被検者は, 腓腹筋の弛緩した状態にするように股・膝関節を70度屈曲させ, リクライニングシートに背臥位で座り, 胸部と腰部をベルトで固定された. 足部は足関節角を規定できる関節トルク測定装置に固定された. 足関節外果とトルク測定器の回転中心が一致するように, また下腿軸が水平になるように測定装置は調整された(図1).

足関節トルクは被検者が筋を弛緩した状態を基準にして, 能動トルクを計測した. 計測は, 足関節角毎の等尺性最大随意背屈トルク(MVC: maximal voluntary

† 愛知工業大学 電子工学科 (豊田市)

†† 愛知県心身障害者コロニー (春日井市)

††† 理化学研究所 (名古屋市)

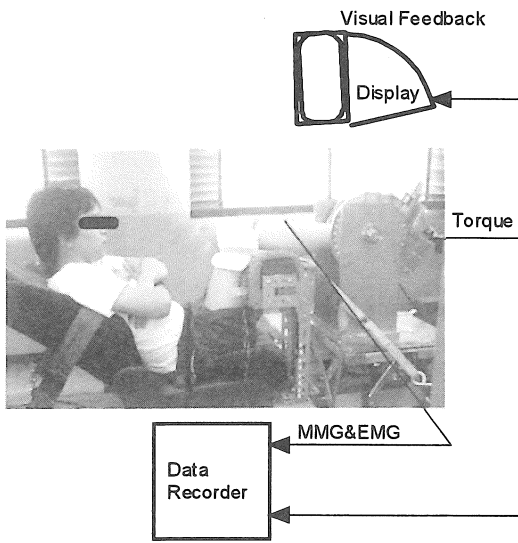


図1 実験装置

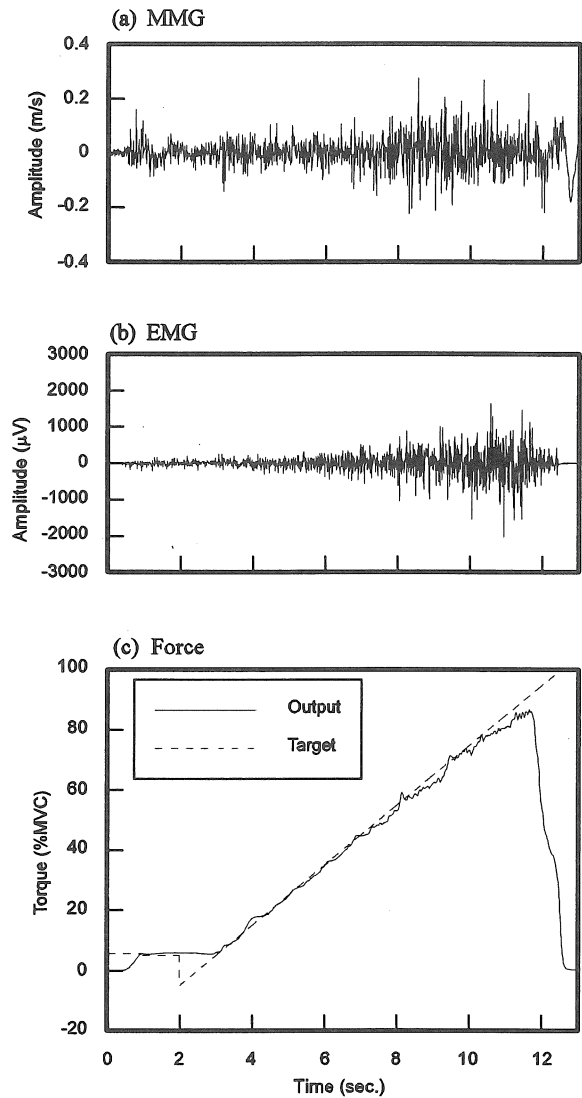


図3 典型的な筋音図(a), 筋電図(b)および力の発揮パターン(c)

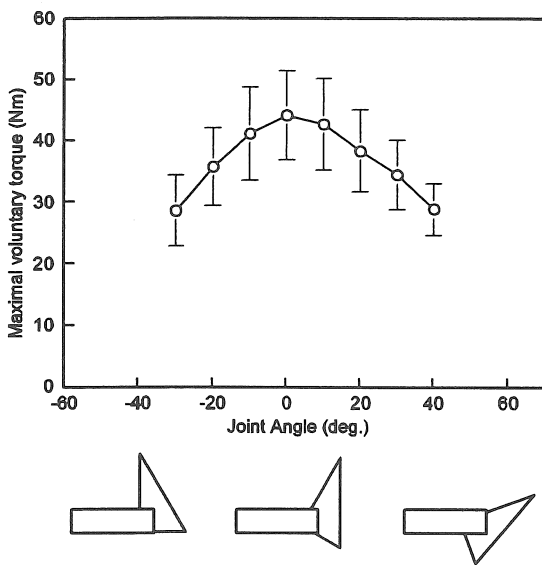


図2 関節角毎の最大随意収縮力

contraction)と5%MVCから10%MVC/secの増加率で足関節背屈力を増加させるランプ状筋力発揮について行った。二つの実験において力の発揮を確実にするために、被検者は事前に力発揮の練習を行った。

2.1 MVC

まず、各足関節角度におけるMVCを決定した。足関節角は下腿軸と足底のなす角とし、また足関節角90度を中間位とする。MVCの決定では、対象とする足関節角を背屈30度～底屈40度の間10度毎とし、それぞれの足関節角において約3秒間の最大努力の足背屈力発揮を3回行わせた。足関節背屈力は発揮筋力を維持するために被検者正面におかれたディスプレイに表示された。

2.2 ランプ状力発揮

MVCの決定の後、背屈30度(DF30)、中間位(Neutral)、底屈40度(PF40)におけるランプ状力発揮を行った。被検者には正面に設置したディスプレイ上に表示したターゲットに追従して力を発揮するよう指示した(発揮筋力の誤差5%以内)。ターゲットは最大筋力の5%(5%MVC)を3秒間維持した後、1秒間に10%MVCの割合で徐々に力を増加させるように設定した(図3(c))。この時、前脛骨筋の筋腹中央に貼付した加速度計と、それを挟むように貼付した表面電極を用いてMMGとEMGをそれぞれ導出した。導出されたMMGおよびEMGはそれぞれ

専用の増幅器(MMG：メデイセンス MPS101, EMG：日本光電 WEB5000)によって帯域 1~250Hz, 5~500Hz で増幅され、力信号とともにデータレコーダ(TEAC RD-130TE)に記録された。次いで、記録された信号は 5kHz で A/D 変換され、信号処理に使用された。

### 3. 結果

#### 3.1 MVC

図 2 は各関節角における MVC の被検者平均を示す。MVC はほぼ中間位から背屈もしくは底屈するにしたがって減少する傾向を示した。この減少は底屈側よりも背屈側で若干急峻であった。そして、PF40 のときと DF30 ときのトルクはほぼ同じ大きさになった。

#### 3.2 ランプ状力発揮

図 3 はランプ状力発揮時に得られる MMG(a), EMG(b), トルク信号(c)の記録例である。被検者は足背屈カターゲットに追従して足関節トルクを発生し、 $\pm 5\%$ 未満の誤差で 5%MVC からほぼ 80%MVC 近傍まで筋力を増加させている(図 3c)。このとき、MMG の振幅は 7 秒(約 40%

MVC)近傍で急増し、その後ほぼ一定値を維持していた。一方で、EMG の振幅は発揮筋力と共に単調に増加していた。

次に、関節角度がこうした振幅の変化に及ぼす影響の一般的パターンを調べるため、筋力を増加させ始める 3 秒からターゲットにほぼ追従できなくなる 10.5 秒(80 % MVC)までの期間について、root mean square(RMS)振幅を 0.1 秒ごとに算出し(区間幅 0.6 秒)、この RMS 値の被検者平均を求めた。図 4 に背屈 30 度(DF30)、中間位(Neutral)、底屈 40 度(PF40)における MMG(a)と EMG(b) の RMS 振幅とターゲットトルクの被検者平均を示す。トルク増加に伴い EMG の RMS 振幅は中間位と底屈 40 度とで類似して増加したが、背屈 30 度ではすべての区間でこれらよりも大きかった。一方、MMG の RMS 振幅はおよそ 30%MVC までは変化が小さく、およそ 30%MVC から 60~75%MVC の間で増加し、この区間を越えると一定もしくは減少した。60~75%MVC のこの変曲点は背屈 30 度、中間位、底屈 40 度の順に 65%MVC、68%MVC、73%MVC であった。足関節を底屈するにつれて高いトルクへと移った。

これらに対して EMG の RMS 振幅は、いずれの足関節角においてもターゲットトルクの増加にともなって増加

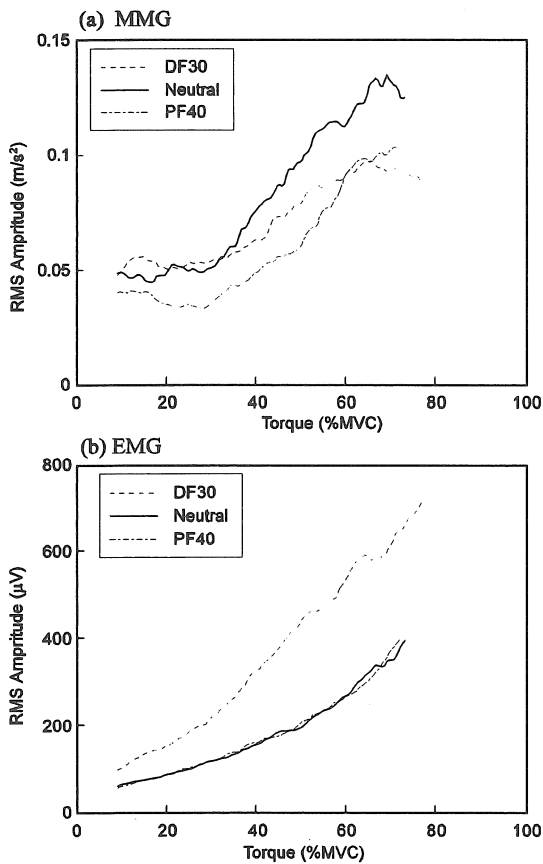


図 4 筋音図 (a)と筋電図(b)の RMS 振幅特性

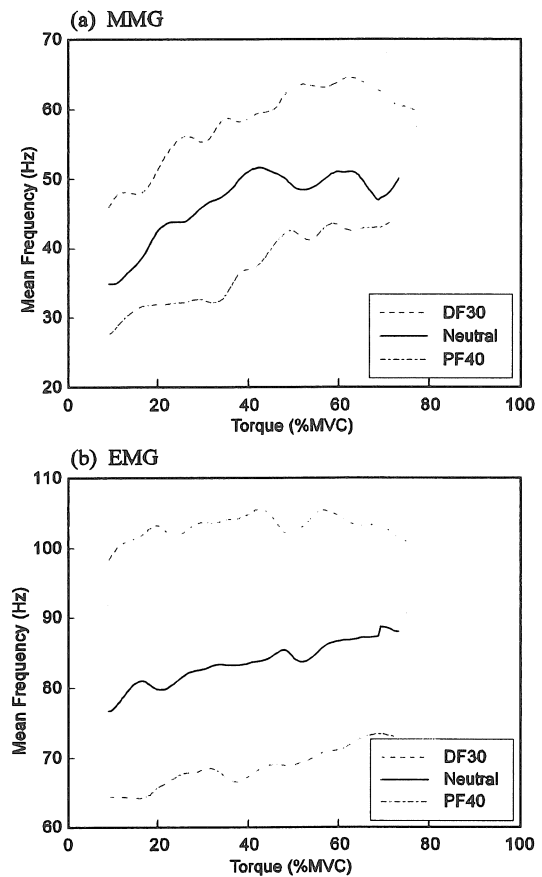


図 5 筋音図 (a)と筋電図(b)の平均周波数特性

する傾向にあり, この増加傾向はトルクが増すにつれ大きくなった. また, EMG と足関節角度の関係は中間位と底屈40度が類似した値をとる一方で, 背屈30度では同一トルクで常にこれらより大きな値であった.

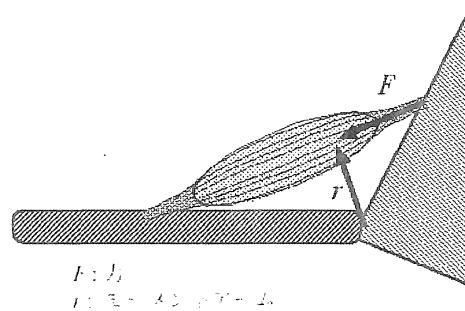
図5は, 図4と同じ結果から得られたMMG(a)とEMG(b)の背屈30度(DF30), 中間位(Neutral), 底屈40度(PF40)における平均周波数である. 図5aについて, 平均周波数はすべての足関節角度でトルクの上昇とともに高くなる傾向を示した. また, MMGの平均周波数は, 背屈30度のときもっとも高く, 中間位, 底屈40度の順に足関節が背屈していくにつれて平均周波数は低くなった. EMGの平均周波数は, MMGに比べると緩やかに変化した. また, 足関節角度との関係はMMGの平均周波数と同様に背屈30度のときもっとも高く, 足関節が底屈にするにつれて平均周波数が低下した.

4. 考察

4.1 MVC

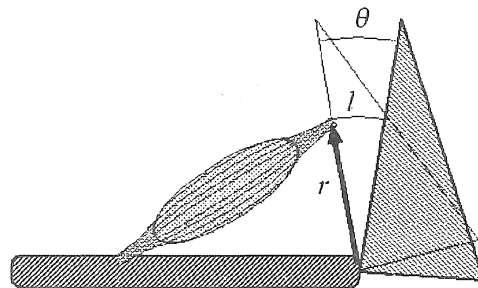
筋力発揮時の筋長によって筋力が変化することは周知の事実である. この結果は足関節背屈トルクにも拡張され, 関節角度との関係が調べられている<sup>3)</sup>. 本研究においても, ほぼ中間位でMVCは最大となり(図1), そこから底屈・背屈するにつれてMVCは低下した. 傾向は, サルコメアの長さ-張力曲線と類似した<sup>2)</sup>. これらの結果は足関節背屈力を検討したMarshらの結果とほぼ一致し, 正確なMVCが得られたと考える. ただし, 本研究のように広範囲な関節角度におけるMVCを検討した報告はほとんどない.

詳細にみると, 関節角度-MVCの関係は背屈側(筋長が短い)で若干急峻になっている. 近年, 前脛骨筋のモーメントアームは足背屈時に背屈にもなつて長くなることが報告された<sup>4)</sup>. この報告に従うと, 関節角度と筋長の関係は線形ではなくなり, 関節角-MVC関係は底屈時に比べ関節角度方向に圧縮される. 図6は筋骨格系の模式図である. 図6において, 筋は骨格に腱を介してつながっている. 筋が発生する力は $F$ で,  $F$ のモーメントアーム長は $r$ とする. 筋の発揮できる最大筋力は筋の長さに依存して変化し, この最大筋力はある長さで最大になりそれより長くもしくは短くなるにつれて小さくなっていくことが一般に知られている. そこで, 図8(a)に示すような最大筋力の発生パターンをもつ筋について考える. そして図6の筋骨格モデルについて, 筋が図8(a)の最大筋力パターンを持っていたとし,  $r$ を1とする場合と半分の0.5になった場合を比較する. 図7に示すように, 筋長の変化量は関節角度に



$F$ : 力  
 $r$ : モーメントアーム

図6 足関節の筋骨格モデル



$l$ : 収縮長  
 $r$ : モーメントアーム  
 $\theta$ : 関節角

図7 筋収縮量と関節角

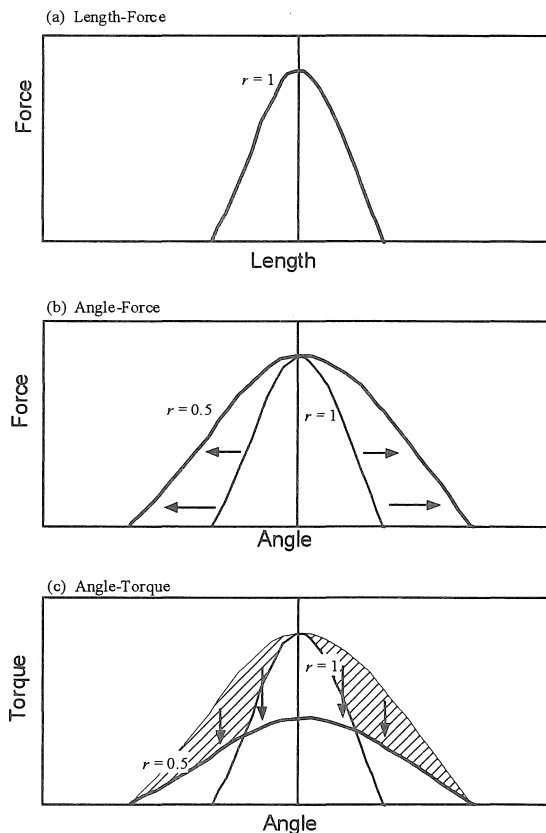


図8 筋長と最大筋力(a), 関節角と筋力(b), 関節角とトルク(c)

比例する。このとき、モーメントアーム長が短いほど伸縮に必要な関節角度は大きくなるので、図 8(b)のように横軸を角度にすると  $r$  が 0.5 のときの曲線は、1 のときのそれと比べてなだらかになる。更にトルクは回転半径に比例するので、図 8(b)のように縦軸をトルクにすると、 $r$  が 1 のときの曲線に比べ  $r$  が 0.5 のときの曲線は更になだらかになる。このことは、モーメントアーム長に変化のある場合それはトルクに影響を及ぼすことを示す。最大随意収縮における実験で、底屈側が背屈側に比べ緩やかであることは、関節構造的に底屈側が背屈側に比べモーメントアームが短いことを示唆し、本研究で得られた結果を支持するものと推察できる。

#### 4.2 ランプ状力発揮

図 4(a)において、発揮筋力誤差は 5 %以内なのでターゲットと発揮筋力を等価とみなすと、MMG の RMS 振幅は 40%MVC 以上の筋力において、中間位が最大であった。一般に、背屈位では試行開始時に筋は弛緩状態であり、一方、底屈位では逆に筋は伸張状態にあると推察される。また、筋長によって筋自身のスティフネスが変化するとされている<sup>2)</sup>。したがって、これらの要因によって筋の振動が抑制され、MMG の振幅が小さくなったものと推察される。発揮筋力に関する MMG の振幅の変化は筋活動の生理学的要因を反映するとされている。まず、20 から 30 %MVC に見られる振幅の急増は筋力調整のために速筋線維が使用された時点と一致するとされる。また、高筋力における振幅の低下あるいは一定値の維持は筋線維の収縮が融合した強縮状態を反映するものとされている<sup>1)</sup>。

図 4(a)の三つの足関節角において、MMG の RMS 振幅は 30 から 50 %MVC の間で急増し、以降減少に転じた。一方 60~75 %MVC の RMS 振幅増加からの変曲点は、三つの足関節角で異なり、足関節が底屈する(筋が長くなる)につれて高いトルクへと移動した。MMG の振幅減少は、一般に MMG のパルスの融合によっておこると言われている<sup>1)</sup>。この変曲点の移動は筋長変化が筋のスティフネスに影響し、筋が伸張されるにつれて融合が起こりにくくなったためと推察される。

図 4(b)における、ターゲットトルクの増加にともなう EMG の RMS 振幅の増加は、これまでの研究で報告された結果と同様であった<sup>5), 6)</sup>。一方、背屈 30 度(筋長が短い)のとき EMG 振幅が中間位や底屈位に比べて大きかった。この結果は、Zhang の大腿四頭筋に関する計測結果と類似したが、本実験の方がこの傾向がより顕著であった<sup>7)</sup>。これは、採用した関節と関節角度の違いとが筋を収縮する割合に影響したためと推察される。

EMG の平均周波数は脳からの収縮命令の時間当たりのパルス数に対応し、一方で MMG の平均周波数は筋の単収縮の回数に比例するとされている。また、1 個の電気パルスで 1 回の単収縮が起こることから、図 5(a)において足関節が底屈するにつれて MMG の平均周波数が低くなるのは、EMG の平均周波数の低下を反映したものと推察される。

#### 5. まとめ

最大筋力は、中間位で最大で、中間位から背屈・底屈するに従い小さくなった。そして、この関節角トルク特性は、底屈側で関節トルク低下の割合が小さかった。この結果は、関節のモーメントアームが背屈側で短いことを示唆するものと考えられた。

一方、ランプ状力発揮の結果より、MMG の RMS 振幅はその大きさと変化の様相ともに筋力発揮時における筋長によって変化する。一方、EMG の振幅では大きさに若干の相違があったものの変化の様相はほぼ類似していた。このように、EMG の振幅の違いや MMG の変曲点の移動は筋長に起因した筋の活動様式を反映するものと考えられる。そして MMG・EMG の平均周波数をあわせて測定することでより詳細な筋活動状態を推定できるものと期待される。

#### 参考文献

- 1) Akataki, K., et al: Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions or the biceps brahii muscle, *Eur. J. Appl. Physiol*, 84: 19-25 (2001)
- 2) Rassier, D. E., et al.: Length dependence of active force production in skeletal muscle, *J Appl Physiol*, 86: 1145-1157 (1999)
- 3) Marsh, E., et al: Influence of joint position on ankle dreiflexion in humans, *J Appl. Physiol*, 51: 160-167 (1981)
- 4) Maganaris, C. N.: In vivo measurement-based estimations of the moment arm in the human tibialis anterior muscle-tendon unit, *J Biomech*, 33:375-379 (2000)
- 5) Zhang, YT., et al.: Relationships of the vibromyogram to the surface electromyogram of the human rectus femoris muscleduring voluntary isometric contraction, *J Rehabil. Res. & Develop.*, 33:395-403 (1996)
- 6) Ebersole K. T., et al.: MMG and EMG responses of the

- superficial quadriceps femoris muscles, J Electromyogr. Kinesiol, 9: 219-227 (1999)
- 7) Zhang, YT., et al.: Acomparative study of simultaneous vibromyography and electromyography with active human quadriceps, IEEE Trans Biomed Eng, 39: 1045-1052 (1992)

(受理 平成16年4月30日)