

関節角度にともなう筋音図の変化

Change of MMG that originates in angle of joint

夫馬 孝明[†] 平松 誠治^{††} 加藤厚生^{††}
Takaaki FUMA, Seiji HIRAMATU, Atsuo KATO

Abstract In this study we measured the ankle joint torque with the mechanomyogram(MMG) on several angles of the human ankle during isometric dorsiflexion. Subject exercised that maximum voluntary contraction (MVC) and ramp contraction between dorsiflexion angle of 30 degrees and planter flexion angle of 40 degrees. MVC was greatest in the neutral position. The RMS amplitude of MMG has changed with angle of the joint changed. It is thought that this result was influenced from muscle length. In addition it was shown that fascicle angle related as a cause of that change of the RMS amplitude of MMG.

1. はじめに

筋音図(MMG:mechanomyogram)は収縮に伴う筋の側方向の機械的な変化を体表面から記録したものである。また、筋音図は筋の電氣的活動を反映する筋電図(EMG)と運動の駆動力である筋力と中間に位置しており、筋機能のより詳細な解析に利用できる可能性がある。

筋力発揮時の筋長によって筋力に変化することはよく知られている。これは、筋長の変化によって筋の機械的特性が変化するためだと考えられているが²⁾、この機械的特性の変化が筋活動にどのような影響を与えるかについては明確ではない。

そこで本研究では、足関節角度を変化させ、筋長と筋力の関係を調べるとともに、機械的活動面をうかがえる MMG を用いて、この時の筋の活動状況の分析を行った。

2. 方法

本研究は健常男性 16 名を対象とした。被検者は腓腹筋を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した。足部は足関節角度を規定できるように関節トルク測定装置に固定した。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の調整を行った。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、能動トルクを測定した。計測は、足関節角毎に等尺性最大随意背屈トルク (MVC:Maximal

voluntary 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 を測定した。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する。3 回の MVC 測定の最も大きなトルクを MVC のトルクとする。

2・2 ランプ状力発揮

MVC の測定後、背屈 30 度、中間位、底屈 40 度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. 2c)。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:メディセンス

[†] 愛知工業大学 大学院工学研究科 (豊田市)

^{††} 愛知工業大学 工学部 機械学科 (豊田市)

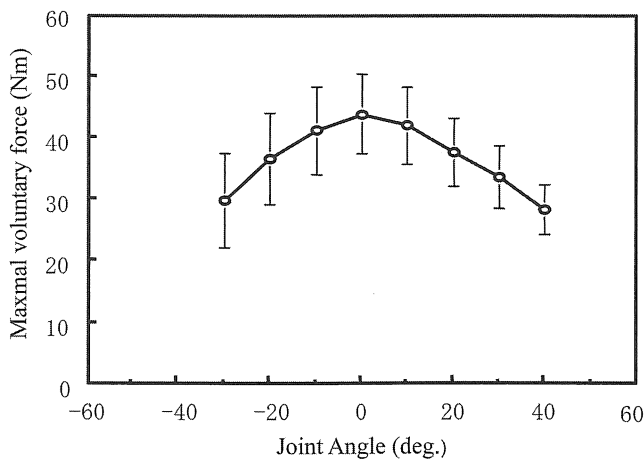


図.1 各関節角度における最大随意背屈力

MPS101、ENG: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のサンプリングレートでA/D変換され信号処理に使用された。

3. 結果

3.1 MVC

図.1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。

3.2 ランプ状力発揮

図.2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。被検者は足関節背屈力ターゲットに追従して足関節トルクを発生し、±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.2c)。この時、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とも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5%MVC(3秒)からターゲットにほぼ追従できなくなる、およそ80%MVC(10.5秒)までの期間について、root mean square(RMS)振幅を0.1秒毎に算出し(区間幅0.6秒)、このRMS値の被検者平均を求めた。

3.2.1 RMS 振幅

図.3に背屈30度、中間位、底屈40度におけるMMG(a)とEMG(b)のRMS振幅とトルクの被検者平均を示す。図中のDF30°、NeutralおよびPF40°はそれぞれ背屈30度、

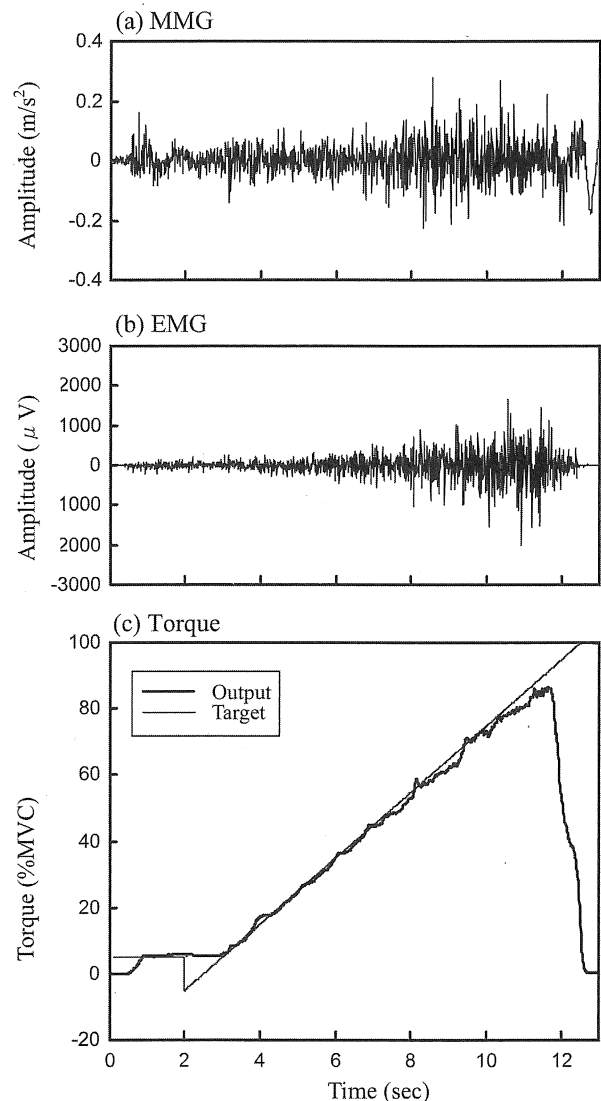


図.2 中間位でのランプ状力発揮時における典型的なMMG(a)、EMG(b)、Torque(c)の記録

中間位、底屈40度を示している。図.3aにおいてMMGのRMS振幅は各関節角度で30%MVCまでは変化が小さく、およそ30~60%MVCの区間で上昇した。その後中間位と底屈位では、70%MVC付近から減少したが、背屈位だけは減少しないで70%MVC以上も若干の増加傾向をみせた。関節角度毎に見ていくと、40%MVC以上では、中間位でRMS振幅が最大で、底屈位あるいは背屈位はこれより小さかった。また、EMGのRMS振幅は、底屈位、中間位、背屈位の順に振幅が大きくなった。

3.2.2 平均周波数

図.4は図.3と同じ測定から得られたMMG(a)とEMG(b)の背屈位、中間位、底屈位における平均周波数である。図中、DF30°は背屈30度、Neutralが中間位、PF40°が底屈40度を示す。MMGの平均周波数は各関節角度に

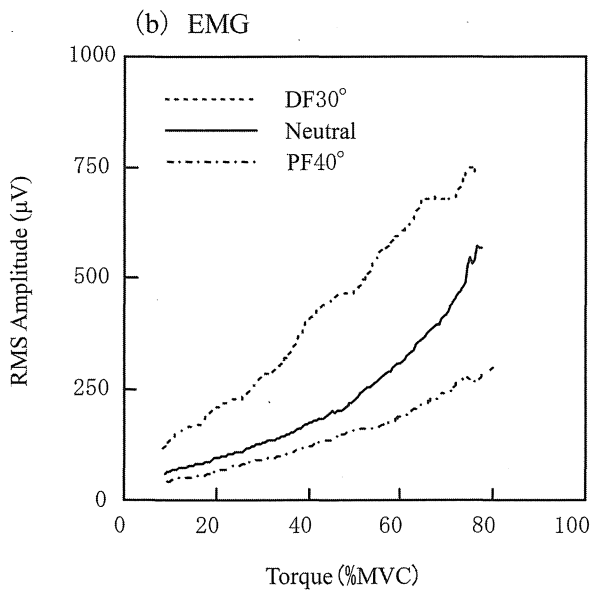
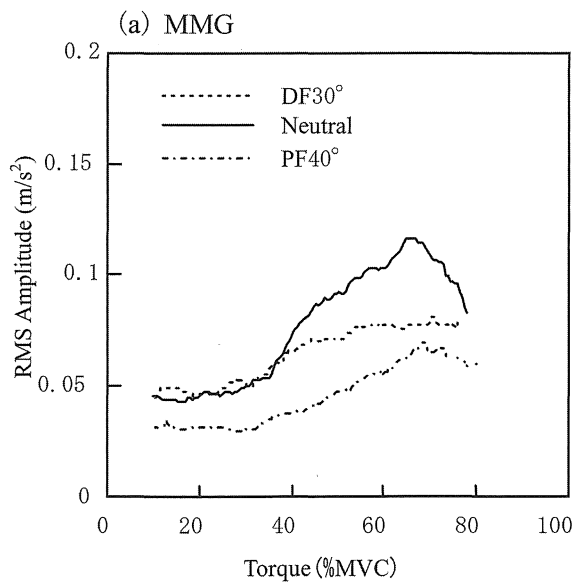


図.3 MMG(a)とEMG(b)のRMS振幅

において、トルクの上昇に伴い平均周波数が高くなる傾向を示した。また角度別に見ると、背屈するにつれて平均周波数は高くなり、底屈していくと低くなる傾向を示した。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度の時最も高く、足関節が底屈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

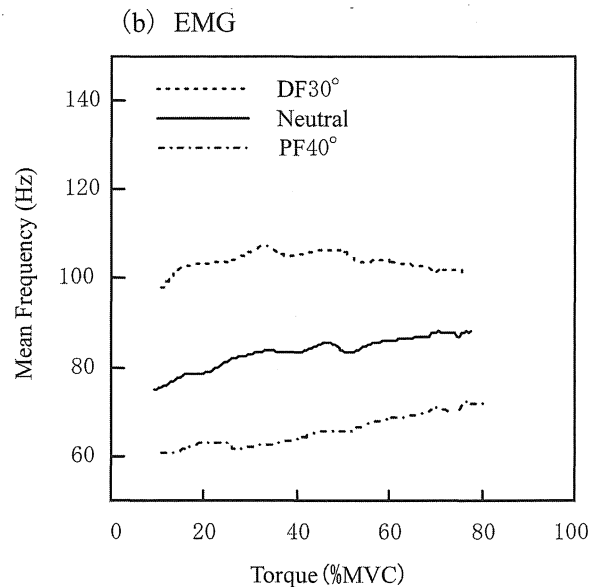
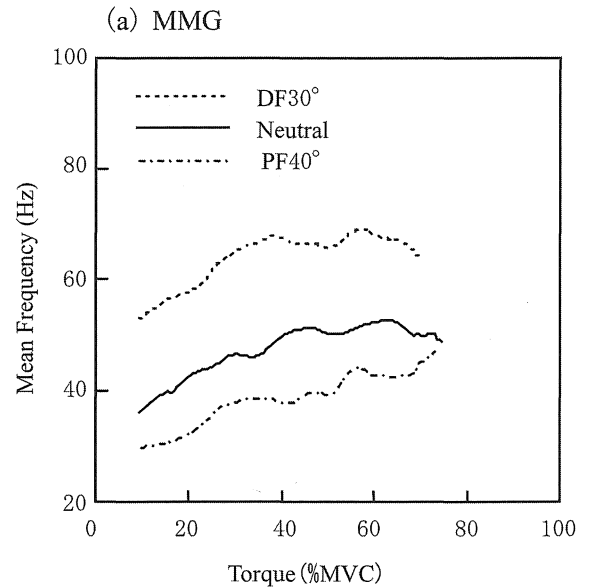


図.4 MMG(a)とEMG(b)の平均周波数

の事実である。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。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が得られたと考えられる³⁾。

4・2 ランプ状力発揮

4・2・1 RMS振幅

図.3aにおいて、MMGのRMS振幅は40%以上の筋力では、中間位が最大であった。背屈位では弛緩している筋が多く収縮する筋が少ない。一方、底屈位では、筋が伸長しているため収縮し難いことが推察される。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²⁾。

従って、これらの要因によって、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言われている。20~30%MVC にみ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¹⁾。

70%MVC 以上において中間位と底屈位での RMS 振幅の減少は、筋線維の収縮が融合したことを表わしているとされる¹⁾。しかし、背屈位の振幅は減少しないで若干の上昇傾向を示した。図.5 は前脛骨筋上に置かれた MMG センサを模式的に表わしている。背屈すると前脛骨筋の羽状角

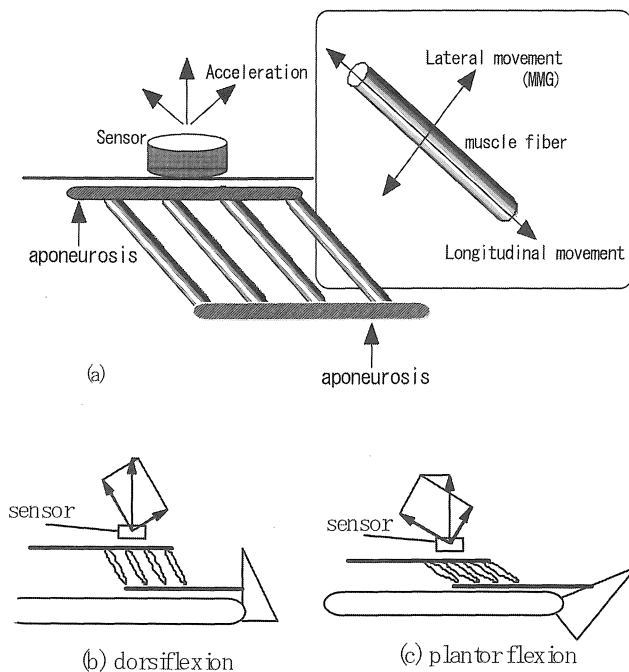


図.5 羽状筋の短縮の模式図

が大きくなり筋線維の方向の振動が混入しやすくなる。このため背屈位では、中間位や底屈位に比べ、筋線維の方向の振動の影響を受けやすいと推察される。筋線維の方向の振動は筋力とともに増えると推察されるので、振動の大きくなる、大きな筋力の時、特に背屈位において融合による MMG 振幅の減少を補った可能性がある。

図.3b における、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⁵⁾⁶⁾。一方、背屈 30 度(筋長が短い)の時 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⁷⁾。

4・2・2 平均周波数

図.4 において、MMG の平均周波数が足関節を底屈するにつれて低くなるのは、EMG の平均周波数の低下を反映したものと推察される。または、筋長の変化による筋線維の張力の変化が MMG の平均周波数に影響を及ぼしたと考えられる。

5. まとめ

MMG の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関節角度によって変化した。この振幅の増減は関節角度毎に若干の差異が見られた。この差異の原因の一因として、羽状角が関係する可能性を示した。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。

参考文献

- (1) Akataki, K., et al: Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of the biceps brachii 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 dorsiflexion 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 muscle during 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.: A comparative study of simultaneous vibromyography and electromyography with active human quadriceps, *IEEE Trans Biomed Eng*, 39: 1045-1052 (1992)

(受理 平成 17 年 3 月 17 日)