

## 持続的筋力発揮における単極表面筋電位周波数構成の変化

### Frequency components of monopolarly recorded surface electromyograms during low-level sustained contraction

加 茂 美 冬

Mifuyu KAMO

#### Abstract

A change in the frequency components of monopolarly recorded surface electromyograms in m. vastus medialis was observed during sustained isometric contraction at 5% MVC (maximal voluntary contraction : MVC) for 15 min. Fast Fourier Transform was applied to monopolarly recorded surface EMG to obtain the turning frequency (TF) in amplitude spectrum at which the signals divide into high and low frequency components (HFC, LFC). Then HFC and LFC contents in the amplitude spectrum were calculated.

- 1) The integrated value of the EMG (IEMG) remained constant for the first 3 min, and then increased gradually.
- 2) The content of frequency components did not change until 7 min, although in this period, TF was lower than the initial value.
- 3) The LFC gradually increased after 7 min. A distinct peak at 11-15 Hz in the amplitude spectrum appeared in the LFC distribution after 8-13 min.

It is necessary further detailed investigations on the frequency characteristics of the LFC and HFC to understand the change of TF at the first period at which the content of the frequency components was stable during low-level sustained contraction. The increase of LFC content could be explained by synchronization and grouping discharge among motor units during the contraction.

**keywords :** Sustained contraction, Surface electromyogram, Monopolar recording, Amplitude spectrum, Motor unit

## I. 目 的

持続的筋力発揮における筋力調節のメカニズムを探るために、表面筋電位は古くから用いられてきた。最大強度の条件では、時間とともに積分値は増大、周波数の中央値や平均値は低下することがよく知られている<sup>2),3),5),18),20)</sup>。これらの知見の殆どは、双極誘導法の筋電位解析から得られている。近年、加茂と森本<sup>8)</sup>は、単極誘導された表面筋電位（以下、単極表面筋電位）が、双極誘導された電位とは異なる周波数特性をもつことを報告した。ヒト内側広筋から導出された単極表面筋電位の振幅スペクトラムには低周波数帯域成分 (Low frequency component : LFC) と高周波数帯域成分 (High frequency component : HFC) を区分する境界周波数 (Turning frequency : TF) が存在すること、また、LFC を構成する筋電位は伝導性をもつが、

HFC は非伝導性を示すという特徴をもつことが明らかにされた。さらに、表面誘導法による単一運動単位活動電位波形との関連から LFC は運動単位の同期、HFC は運動単位活動電位の筋線維上分布の不均一性と異なる波形の運動単位活動参加に関連することが推察されている<sup>8),17)</sup>。以上のような、特徴的な周波数構成および特性をもつ単極表面筋電位が、持続的筋力発揮においてどのような変化動態を示すかはこれまでに観察されていない。そこで本研究では、持続的筋力発揮時に単極表面筋電位を導出し、周波数構成の変化を観察した。また、その変化とこれまでに得てきた運動単位活動の知見との関連について検討を加えた。

## II. 方 法

被験者は、神経性および筋性の疾患経歴のない健康成人 5 名 (22-52 才) とした。実験に先立ち、被験者に実験の目的、方法および実験実施上の危険性を十分説

明し、実験参加の同意を得た。実験方法は、加茂と森本<sup>8)</sup>の方法とほぼ同様であった。

## 1. 筋力および筋電位の導出、記録

被験者は股関節および膝関節角度90度の椅座位姿勢をとった。膝関節伸展力を検出するためにロードセル(RTB-400C, 昭和計測器)を足関節部にベルトを介して固定した。ロードセルからの出力は動ひずみ増幅器(6M84, NEC 三栄)にて増幅した。

被験筋には内側広筋を用い、表面筋電位の導出には直径5mmの皿型銀-塩化銀電極を用いた。電位の導出は以下に示すように、対の電極に十分な距離をもたせた実質的な単極法とした。すなわち、内側広筋上の皮膚に装着した電極を関電極(導出電極)とし、不関電極を膝蓋骨上に装着した。導出電極は、運動終板領域と末梢方向に筋線維走行方向に沿って任意の電極間距離で3点、計4点とした。ただし、運動終板帯の位置の推定は、双極導出法を利用して行った<sup>14-16)</sup>。導出された電気信号は1-5kHzの周波数帯域で差動増幅した(DPA2008, DIA MEDICAL)。

筋電位と力信号は全てPCMデータレコーダ(PC-180M, ソニーマグネスケール)にてDATテープに記録し、後のデータ処理に用いた。データレコーダのサンプリング周波数は5kHzに設定した。全ての信号はシンクロスコープ(SS-5702, 岩通)に表示し、被験者にフィードバックさせるとともに験者へのモニターとして用いた。

## 2. 実験手順および条件

持続的筋力発揮の目標値は、実験に先立って求めた随意最大筋力(Maximal Voluntary Contraction: MVC)の5%とした。被験者は、1% MVC毎秒の勾配をもって筋力発揮を行い、その後15分間一定筋力を保持した。MVCは、本実験姿勢において2秒間一定保持可能な最大筋力とした。目標筋力は、発揮筋力とともに被験者の目の前のシンクロスコープに表示した。全実験期間を通じて、実験室内の温度は、摂氏23-25度であった。

## 3. 筋電位解析

記録テープから再生した筋電位データは、A/D変換器を介し、コンピュータにサンプリング周波数2kHzで入力して各種の解析(BIMUTASII, キッセイコムテック)を行った。持続的筋力発揮中、30秒毎に5秒

間の筋電位を対象とし、積分および周波数解析を行った。5秒間の電位を1秒毎に積分し、その平均値をその時点での積分値とした。振幅スペクトラムは、高速フーリエ変換(Fast Fourier Transform: FFT)を利用して求めた。この時、ウィンドウはハミング窓を用いた。スペクトラムの分布に関する解析は、最高周波数500Hzまでとして行った。振幅スペクトラム波形から明らかに振幅の落ち込む周波数(↓: Fig. 2 挿入図)を境界周波数TF (Turning Frequency)とした<sup>8)</sup>。

## 4. 統計処理

筋電位各種パラメータ3群以上の平均値の差の検定には、一元配置分散分析を用い、差が認められた場合にFisherの多重比較を行った。2群間の平均値の差の検定には、t検定を用いた。p<0.05をもって有意とした。

## III. 結 果

単極誘導により運動終板帯から末梢側の筋線維走行にそった任意の4点において筋電位の導出を行なった。加茂と森本<sup>8)</sup>は運動終板帯より25mm以内では電極位置に関わらず筋電位のTFを含む周波数構成は同様であることを報告している。また、本実験でも電極位置による結果の差異は見出せなかった。そこで結果には、運動終板帯から約15mm離れた位置に装着された電極から導出された値を示した。

### 1. 筋電位積分値の変化

筋電位積分値(IEMG)は、持続的筋力発揮初期に一定値をとり、その後漸次増加する傾向にあった(Fig. 1)。IEMG初期値(Fig. 1: 時間0秒)に対して有意に高値を示し始めた時間は3分であった。

### 2. 境界周波数の変化

表面筋電位の振幅スペクトラムにおける境界周波数TF (Fig. 2 挿入図)は、筋力発揮開始時 $71.1 \pm 4.0$ Hzであった。筋力発揮の持続時間に伴うTFの変化をFig. 2に示した。TFは、持続的筋力発揮0.5分から7分まで初期値より有意に低い値を示した。

### 3. 周波数成分の変化

Fig. 2に示したTFを基準にして筋電位周波数成分を低周波数成分(Low frequency component: LFC)

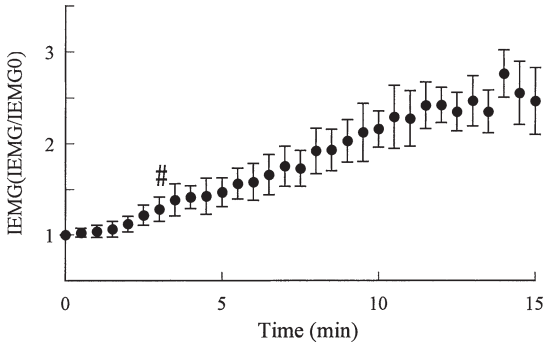


Fig. 1 Integrated surface electromyogram (IEMG) recorded from vastus medialis muscle during sustained contraction at 5% of maximal voluntary contraction for 15 min. The values are mean  $\pm$  standard deviations in 5 subjects. A sharp (#) symbol shows start of significant increase in EMG from basal value obtained during first 30 sec of contraction.

と高周波数成分 (High frequency component: HFC) に二分した。解析全周波数帯域に対する各周波数成分の含有率を求め、その持続的筋力発揮中の変化を Fig. 3 に示した。筋力発揮開始時、各周波数成分の含有率は LFC が  $50.4 \pm 1.3\%$ 、HFC が  $49.6 \pm 1.3\%$  であり、両者の間に差は認められなかった。この傾向は、7分まで観られたが、それ以降、LFC が HFC より有意に高い割合を示した。その後も LFC 含有率は漸次上昇し、15分目には約60%を示した。

持続的筋力発揮開始時と13分目の筋電位振幅スペクトラムの典型例を Fig. 4 に示した。15分間の持続的筋力発揮中、HFC のピーク周波数は85-90Hz の範囲に

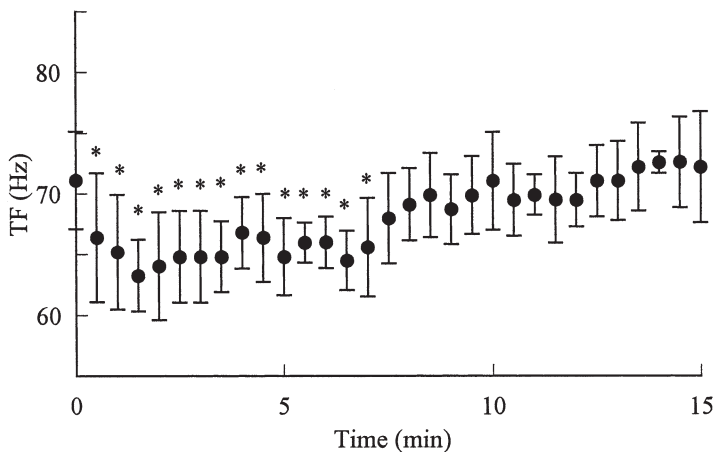


Fig. 2 Turning frequency (TF) value during the prolonged muscle contraction at 5% MVC for 15 min. The values are mean  $\pm$  standard deviations in 5 subjects. \* indicates a significant difference from the value at the onset of contraction. Inset: Typical data of amplitude spectrum of myoelectric signal and TF ( $\downarrow$ ).

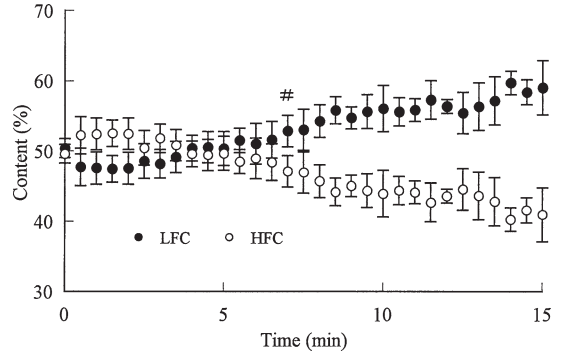


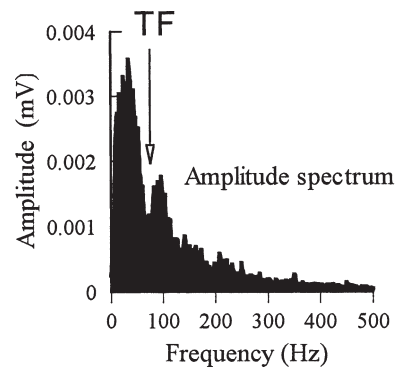
Fig. 3 Changes in content of low frequency component (LFC) and high frequency component (HFC) during the contraction. The values are mean  $\pm$  standard deviations in 5 subjects. A sharp (#) symbol shows start of significant difference between the LFC and the HFC value.

あり、時間に伴う変化は観られなかった。LFC のピーク周波数は、8分までは25-30Hz の範囲にあった。しかし、8-13分以降、著しく大きいピークが11-15Hz に出現した。

## IV. 考 察

### 1. 積分値の変化

IEMG は、持続的筋力発揮3分目から漸増する傾向を示した。一定筋力発揮時の IEMG の増大は、筋力発揮初期より活動している運動単位に疲労 (力発揮能力の低下) が発現し、その力低下を補償するため生ずる“新しい運動単位の活動参加”と“運動単位の放電頻度



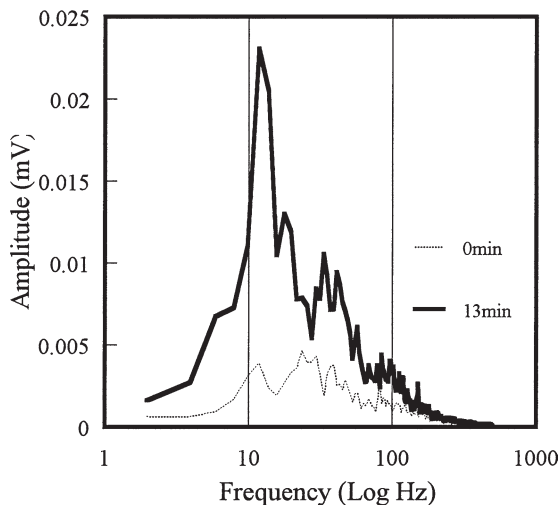


Fig. 4 Typical amplitude spectrum of electromyogram at 0 min (dashed line), and at 13 min (solid line) during sustained contraction at 5% MVC for 15 min in vastus medialis muscle.

の上昇”を反映すると考えられている<sup>4)</sup>。Kamo<sup>6)</sup>、加茂と森本<sup>7)</sup>は、本実験と同様な筋力発揮条件における運動単位活動を筋内埋入電極法により直接観察し、筋力発揮開始時から運動単位の放電頻度は3分から5分までは低下し、それ以降は一定あるいは上昇する傾向に転ずること、多くの運動単位の活動参加が生ずることを観察している。これらの直接的な観察結果と一致して双極表面筋電位積分値が3分から漸増することが報告されている<sup>6)</sup>。本研究において、単極表面筋電位積分値も疲労を反映して同時期から増加することが確認された。

## 2. 筋力発揮初期における周波数構成の変化

筋力発揮開始時のTF値( $71.1 \pm 4.0$ Hz)は、加茂と森本<sup>8)</sup>の5% MVC発揮条件の値とよく一致していた。持続的筋力発揮0.5分から7分までTFは初期値より低い値を示した。しかし、この間、TFを基準に分離した各周波数成分の含有率に有意な変化は観られなかった。このことは、TF低下と同時に各周波数成分を構成する振幅の分布に変化が生じたことを示唆する。今後、各成分内の周波数構成変化についても解析し、TF変化の原因について検討していく必要がある。

## 3. LFC含有率の増大

TFで分離したLFCとHFCの含有率は、開始時から7分まで同率であったが、それ以降、LFCが有意に

高値を示した。筋電位の低周波数成分の増大(徐波化)には、運動単位活動と運動単位活動電位波形の変化が関与する。中高強度の持続的筋力発揮における双極表面筋電位の徐波化には、運動単位活動電位の伝導速度低下あるいは脱分極ゾーンの拡がりによる活動電位波形変化が主に関与すると考えられている<sup>1),9-11),18)</sup>。しかし、低強度持続的筋力発揮では、初期より活動していた運動単位の伝導速度は低下するものの、その低下は新しく活動参加する伝導速度の速い運動単位により相殺され、筋全体の伝導速度としては変化がないと報告されている<sup>10)</sup>。そのため、活動電位波形変化が徐波化に及ぼす影響は小さいと考えられている。このような双極表面筋電位の知見から、低強度持続的筋力発揮では単極表面筋電位に対しても伝導速度低下が及ぼす影響は小さいものと推察される。したがって、単極表面筋電位のLFC含有率の増大は、運動単位波形変化より運動単位活動の変化を反映しているものと考えられる。さらに、単極誘導された単一運動単位活動電位波形と表面筋電位の解析からTFにより分割されたLFCは運動単位の同期化および群化放電を反映することが推察されている<sup>8),17)</sup>。また、筋収縮の力と筋電位をシミュレートした研究においても運動単位の同期放電が筋電位低周波数成分、すなわち本研究におけるLFCに匹敵する成分を構成することが示されている<sup>21)</sup>。したがって、本研究での持続的筋力発揮に伴うLFC含有率の上昇は、運動単位活動電位相互の同期確率の上昇によるものと推察される。

## 4. LFCにおけるピーク周波数の変化

LFCのピーク周波数は、筋力発揮開始8分までは、25-30Hzの範囲にあった。しかし、8-13分以降、著しく大きなピークが11-15Hzに出現した。この大きなピークの出現も低周波数成分含有率の増大に貢献しているものと考えられる。出現した周波数ピークは、伸張反射弓のオシレーション等に起因する運動単位群化放電の頻度8-12Hz<sup>12)</sup>に近い値である。双極表面筋電位では、群化放電は、疲労困憊(目標筋力保持不能)付近で観察されることが報告されている<sup>10),13)</sup>。5% MVCの持続的膝関節伸展では1時間以上筋収縮持続が可能である<sup>19)</sup>ことから、15分間持続は、疲労が発現しているものの初期状態であると考えられる。双極表面筋電位とは異なり、単極表面筋電位においては、疲労の初期状態においても10Hz付近のピークが出現することが明らかとなった。この双極と単極表面筋電位の

差異がどのような仕組みによるものなのか今後検討する必要がある。

## V. ま と め

持続的筋力発揮中、単極表面筋電位の振幅スペクトルにおいてTFおよびTFにより二分されるLFCとHFCの解析全周波数帯域に対する含有率に変化が認められた。筋力発揮初期から疲労発現の有無に関わらず、LFCとHFCの含有率変化を伴わないTFの低下が観察された。この低下は含有率との関係から各周波数成分内の周波数分布の変化によるものと考えられた。疲労発現後に観られたLFCの含有率上昇には運動単位相互の同期確率の上昇が関与することが推察された。また、LFC含有率上昇には10Hz付近の周波数ピークの出現も関与し、そのピークは群化放電を反映するものと考えられた。

## VI. 謝 辞

本研究の一部は、平成13年度二階堂奨励研究費の補助を受け実施した。研究助成に対し、深く感謝致します。

## 文 献

- 1) Brody L.R., Pollock S.H., Roy S.H. et al. (1991) pH-induced effects on median frequency and conduction velocity of the myoelectric signal, *J. Appl. Physiol.* 71 : 1878-1885.
- 2) Broman H., Bilotto G. and DeLuca C.J. (1985) Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of force and time, *J. Appl. Physiol.* 58 : 1428-1437.
- 3) DeLuca C.J. (1985) Myoelectrical manifestation of localized muscular fatigue in humans, *CRC. Crit. Rev. Biomed. Eng.* 11 : 251-279.
- 4) Edwards R.H.T. and Lippold O.C.J. (1956) The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle, *J. Physiol.* 132 : 677-681.
- 5) Gamet D. and Maton B. (1989) The fatigability of two agonistic muscles in human isometric voluntary submaximal contraction: an EMG study I. Assessment of muscular fatigue by means of surface EMG, *Eur. J. Appl. Physiol.* 58 : 361-368.
- 6) Kamo M. (2002) Discharge behavior of motor units in knee extensors during the initial stage of constant-force isometric contraction at low force level, *Eur. J. Appl. Physiol.* 86 : 375-381.
- 7) 加茂美冬, 森本 茂 (1990) 単一運動単位の持続的筋力発揮時の放電様式とその筋興奮伝導速度, *体力科学* 39 : 298-306.
- 8) 加茂美冬, 森本 茂 (2000) 表面筋電位の振幅スペクトラムに観られる周波数帯域を分割する境界周波数, *体力科学* 49 : 171-182.
- 9) Kiryu T., Morishita M., Yamada H. et al. (1998) A muscular fatigue index based on the relationships between superimposed M wave and preceding background activity, *IEEE. Trans. Biomed. Eng.* 45 : 1194-1204.
- 10) Krogh-Lund C. and Jorgensen K. (1992) Modification of myo-electric power spectrum in fatigue from 15% maximal voluntary contraction of human elbow flexor muscles, to limit of endurance: reflection of conduction velocity variation and/or centrally mediated mechanisms?, *Eur. J. Appl. Physiol.* 64 : 359-370.
- 11) Lindstrom L., Magnusson R. and Petersen I. (1970) Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals, *Electromyography* 10 : 341-356.
- 12) Lippold O. (1981) The tremor in fatigue, *Ciba Found. Symp.* 82 : 234-248.
- 13) Loscher W.N., Cresswell A.G. and Thorstensson A. (1996) Excitatory drive to the  $\alpha$ -motoneuron pool during a fatiguing submaximal contraction in man, *J. Physiol.* 492 : 271-280.
- 14) 増田 正 (1991) 筋電図による筋肉の機能と構造の推定, *バイオメカニズム学会誌* 15 : 132-141.
- 15) Morimoto S., Umazume Y. and Masuda M. (1980) Properties of spike potentials detected by a surface electrode in intact human muscle, *Jpn. J. Physiol.* 30 : 71-80.
- 16) 森本 茂, 加茂美冬 (1990) 単一運動単位の活動電位に観られる電気緊張性成分, *体力科学* 39 : 126-132.
- 17) 森本 茂, 加茂美冬 (2000) 単一運動単位の活動電位波形の表面筋電位構成への貢献, *体力科学* 49 : 157-170.
- 18) Sadoyama T., Masuda T. and Miyano H. (1983) Relationships between muscle fiber conduction velocity and frequency parameters of surface EMG during sustained contraction, *Eur. J. Appl. Physiol.* 51 : 247-256.
- 19) Sjøgaard G., Kiens B., Jørgensen K. and Saltin B. (1986) Intramuscular pressure, EMG and blood flow during low-level prolonged static contraction in man, *Acta Physiol. Scand.* 128 : 475-484.
- 20) Stulen F.B. and DeLuca C.J. (1982) Muscle fatigue monitor: A noninvasive device for observing localized muscular fatigue, *IEEE. Trans. Biomed. Eng.* 29 : 760-768.

21) Yao W., Fuglevand A.J., and Enoka R.M. (2000)  
Motor-Unit synchronization increases EMG amplitude and decreases force steadiness of simulated contraction, *J. Neurophysiol.* 83 : 441-452.

(平成15年9月24日受付)  
(平成15年11月20日受理)