重畳M波解析による疲労に伴う表面筋電図徐波化機構

山 田 洋¹⁾ 木 塚 朝 博²⁾ 増 田 正¹⁾ 横 井 孝 志¹⁾
金 子 文 成¹⁾ 金 子 公 宏³⁾ 岡 田 守 彦⁴⁾

MECHANISM FOR SLOWING SURFACE ELECTROMYOGRAPHY DURING FATIGUING CONTRACTION REVEALED BY SUPERIMPOSED M-WAVE ANALYSIS

HIROSHI YAMADA, TOMOHIRO KIZUKA, TADASHI MASUDA, TAKASHI YOKOI, FUMINARI KANEKO
KIMIHIRO KANEKO and MORIHOKO OKADA

Abstract

We studied the mechanism for slowing surface electromyography (EMG) during fatiguing contraction using superimposed M-wave analysis. Seven healthy male subjects exerted 60% maximum voluntary contraction of isometric abductions in the left first dorsal interosseous muscle (FDI) until exhaustion. Simultaneously with voluntary contractions, the ulnar nerve was electrically stimulated at supramaximal intensity, and volitional EMG and superimposed M-waves were obtained. We examined the behavior of muscle fiber conduction velocity (MFCV) and median frequency (MDF) for both EMG, with the following results :

- 1) MFCV calculated from volitional EMG of FDI was about 6 m/s during 60% MVC.
- 2) The waveform of voluntary EMG detected from FDI slowed in all subjects during fatiguing contraction at 60% MVC, indicating fatigue had developed in the muscle.
- 3) As fatigue progressed, the waveform of the superimposed M-wave tended to decrease in amplitude and increase in duration.
- 4) As fatigue progressed, MDF and MFCV in volitional EMG decreased significantly ($p < 0.01$). The rate of change was larger in MDF than in MFCV ($p < 0.01$).
- 5) As fatigue progressed, MDF and MFCV in the superimposed M-wave decreased significantly ($p < 0.01$). The rate of change was larger in MDF than in MFCV ($p < 0.05$).

These results suggested that MFCV and other peripheral factors affected the slowing of volitional EMG. Elongation of the depolarization zone in muscle fiber is proposed as a peripheral factor.
(Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med. 2003, 52 : 29~42)

key word : muscle fiber conduction velocity, median frequency, FDI, maximum voluntary contraction

I. 緒 言

非侵襲的な筋疲労の評価法として、表面筋電図法が従来広く用いられており、疲労進行に伴い、

- 1) 筋電図積分値の増大、および 2) 徐波化(周

波数の低域シフト)が生ずることがよく知られている^{1~4)}。前者は試行差、筋差等の変動が大きいが、後者は比較的安定した結果を得ることができることから、筋疲労の評価法としてはほぼ確立しつつあり、中央周波数(Median Frequency : MDF)

- 1) 産業技術総合研究所人間福祉医工学研究部門
〒305-8566 つくば市東1-1-1
- 2) 筑波大学体育科学系
〒305-8576 つくば市天王台1-1-1
- 3) 明治大学商学部
〒168-8555 東京都杉並区永福町1-9-1
- 4) 筑波大学先端学際領域研究センター
〒305-8577 つくば市天王台1-1-1

- National Institute of Bioscience and Human Technology Higashi 1-1-1, Tsukuba-shi, 305-8566*
- Institute of Health and Sport Sciences, University of Tsukuba Tennodai 1-1-1, Tsukuba-shi, 305-8576*
- Meiji university the department of commercial science part time lecturer Eifukuchō 1-9-1, Suginami-ku, 168-8555*
- Center for Tsukuba Advanced Research Alliance, University of Tsukuba Tennodai 1-1-1, Tsukuba-shi, 305-8577*

や平均周波数(Mean Power Frequency: MPF)等の周波数特性値を用いた筋疲労モニタも考案されている³⁾。

この徐波化の機構については、筋内 pH の低下に基因する筋線維伝導速度(Muscle Fiber Conduction Velocity: MFCV)の低下による運動単位活動電位の shape^{注)}の変化が主因であることが、多くの研究より明らかになっている⁵⁻⁷⁾。しかしながら、実際は MFCV の低下よりも、MDF や MPF のような周波数特性値の低下のほうが大きいことが多い^{8,9)}。

この徐波化を生じさせる MFCV 低下以外の要因の第 1 候補として、古くから筋内埋入電極や表面筋電図を用いて、運動単位の同期化、運動単位発射パターンの変化等の中枢性要因の関与が調べられている^{1,2,10-12)}。低収縮・長時間収縮による疲労に伴い、運動単位の発射頻度に対応した周波数ピークが存在することも知られている⁷⁾。しかしながら、これらは表面筋電図の波形自体に影響を与えつつも、その周波数は 30 Hz 以下であること、加えてそのパワー自体も小さいことから、周波数特性値自体に与える影響は小さいとのみかたが強い¹³⁾。したがって、徐波化を生じさせる MFCV 低下以外の要因についての議論の決着は、未だついていない。

そこで我々は、疲労に伴う表面筋電図の徐波化に筋線維伝導速度低下以外の末梢性要因が関与するという仮説を設定し、これをヒトにおいて実験的に検証するために、誘発筋電図(M波)に着目した。誘発M波は、筋あるいは筋を支配する神経幹を電気刺激することによって得られる複合活動電位であり、中枢性の情報を含まない純粋な末梢の指標である¹⁴⁾。したがって、この誘発M波について、随意による表面筋電図変化と同様の結果が

得られれば、徐波化に対する末梢性要因の関与を立証することができる。本研究は、MFCV 以外の要因が表面筋電図の徐波化に關与するか否かを検証するために、筋疲労進行に伴う随意筋電位とそれに重畳する誘発M波の MFCV と MDF の変化動態を比較検討した。

II. 方 法

A. 被験者と実験設定

被験者はT大学に所属する健康な男子学生7名で、年齢は21~29歳(身長 176.2 ± 5.5 cm, 体重 72.9 ± 6.0 kg)であった。被験者にはあらかじめ実験の趣旨を説明したうえで了承を得た。被験者は全て右利きであった。実験は左手を対象として行った。

被験者を椅子に座らせ、手掌を回内した状態でプレートの上にのせ、示指の等尺性外転を行わせた。等尺性外転のための負荷装置は手掌固定用板と外転加重測定部分によって構成されている。被験者が外転力を加重板に加えるとロードセル(TEAC, TU-CR5K)に張力が加わる(図1A)。ロードセルの出力は動歪増幅器(KYOWA, DPM-711B)を通じてオシロスコープにモニタし、被験者に一定張力を維持させた。

同時に外部より尺骨神経を介した電気刺激を加え、第一背側骨間筋(First Dorsal Interosseus: FDI)より表面筋電位を導出した(図1B)。なお、FDIは示指の掌屈筋としても作用するため、外転力を正確に計測できないという報告もなされている¹⁵⁾。そこで本実験では、ストレインゲージ(共和電業, LM-5KA)を用いて掌屈方向の張力も計測し、随意収縮時、および電気刺激による収縮時に掌屈方向への力が出ないように留意した。

B. 電気刺激

電気刺激には生体電気刺激装置(日本光電, SEM-4201)を用い、誘発筋電図用表面刺激バー電極(バーのサイズ $110\text{ mm} \times 32\text{ mm} \times 13\text{ mm}$, 電極直径 9 mm, 電極間間隔 18 mm)を肘部に当て、尺骨神経を経皮的に刺激した。刺激ポイントは安静時に記録される単収縮力、M波の両者が最も大

注) shape は、振幅および時間領域におけるスケールが不変の信号特性を意味し、この例として活動電位の位相があげられる。これに対し、waveform は、信号や時間関数に關係する電流や電圧の伝搬の総括的概念を意味し、shape や振幅、持続時間等をすべて含んでいる(Basmajian and De Luca, Muscles Alive, 1985)。shape および waveform はいずれも波形(または波形状)と訳すが、本論文においては、これらを区別して取り扱う。

Fig. 1. Arrangement of pick-up electrode and thermometer (A). Experimental setup for recording muscular force, EMGs, and muscle temperature (B). Force regulation by visual feedback (C).

きく検出される部位とした。刺激は持続時間 0.1 msec の矩形波を単発で用い、5 秒間隔で行った。刺激強度は、M波の振幅が変化しない最大上強度を被験者毎に設定し、その値は 70～140 V の範

囲にわたっていた。

C. プロトコール

各試技に先立ち、被験者に約 3 秒間の最大随意

収縮(Maximum Voluntary Contraction : MVC)を行わせ、発揮張力を測定した。第一指と示指のなす角度は60度とし、示指の基節中節関節にマーキングを施し、力センサーの作用点にぴったり合うように留意した。試技は5分間の休息をはさんで2回行った。

10分間の休息後、60%MVC 強度の等尺性外転を行わせ、同時に肘部より経皮的に尺骨神経を刺激した。疲労課題は、被験者が発揮張力の目標レベルを維持できなくなるまで行わせ、臨界点(Failure Point : FP)はターゲットの-10%とし、収縮開始からFPまでの時間を持久時間(Endurance Time : ET)とした。なお、各試技の前後に安静時のM波および単収縮張力を記録した。

D. 記録方法

これまで多点アレイ電極を用いた表面筋電図計

測は、上腕二頭筋、前脛骨筋、外側広筋等の比較的大きな筋には適用されているが^{16,17)}、FDIでの報告はみられない。そこで今回、FDIにおける筋電位導出には、長さ4mmのステンレス線を2.5mm間隔で配置した7mm×24mm×3mmの小型10線多点電極(ユニークメディカル)を用い、隣接した線より9チャンネルを差動導出した(図2A)。

疲労実験に先立ち、電極を筋線維走行と平行に配置し、精度良く筋線維伝導速度および筋電図周波数パラメータを計測するために、導出電極位置を決定するための実験を行った。被験者のFDIに電極を仮装着した後に50%MVC強度の示指の外転をさせ、Masuda¹⁸⁾の開発したテレビモニタを用いて多チャンネルで検出された筋電位の伝搬を確認した。同時に、得られたEMGをコンピュータに取り込み、各チャンネルについて相互相関係数(cross correlation coefficient : CC)を計算し、

Fig. 2. Voluntary EMGs and superimposed M-waves detected by small multi-channel electrode. The time shift was calculated from propagation pattern of EMGs.

すべてのチャンネルで0.8以上の値が得られる部位を検出部位として採用した。

得られた筋電位データは時定数0.03秒、高域遮断周波数1 kHzで増幅後、電気刺激のトリガー信号、外転力、掌屈力とともにデータレコーダ (SONY, PC208Ax) に収録した。被験筋の表面温は温度計 (テルモ, コアテンプ) によりモニタした。

E. 解析方法および統計処理

収録したデータはサンプリング周波数10 kHz, 12 bit で A/D 変換した。このとき、得られた9 ch の EMG のうち、随意筋電位とそれに重畳して出現するM波 (以下、重畳M波とする) のそれぞれについて、神経支配帯の影響を受けずに明瞭な伝播パターンと時間ずれが検出できる7 ch を選択した (図2 B)。なお、収縮開始直後は発揮張力が安定しないために、疲労課題開始後、発揮張力が目標レベルに達してからのデータを解析に用いた。

解析パラメータとして、随意筋電位および重畳M波の両者について中央周波数 (median frequency : MDF) を用い、以下の式によって算出した^{7, 19)}。

$$\int_0^{f_{med}} P(f) df = \int_{f_{med}}^{\infty} P(f) df$$

ここで $P(f)$ は、筋電位パワースペクトルを表す。

また、筋線維伝導速度 (muscle fiber conduction velocity : MFCV) を以下の式によって算出した。

$$MFCV = D/T$$

ここで D は電極間距離、 T は EMG の時間差を表し、隣接する信号のピーク間の時間差を求めた^{16, 20)}。

重畳M波の波形解析区間は電気刺激トリガー後5 ms から51.2 ms とし、十分な解析区間を得るために zero padding を行い、3276.8 ms の信号を解析した²¹⁾。随意筋電位の解析区間は8192 ms、シフト長は1 s とし、1 秒毎のデータを求めた。なおM波やその記録に伴う基線の揺れ等を避けるために、電気刺激のアーチファクトをトリガーとして、直前の5秒間毎に値を算出した。

表面筋電図変数の算出には、CC が最も高く、神経・筋接合部の影響をうけないチャンネルペアを選択した。一人の被験者について得られた筋電図変数を1 秒毎にプロットし、回帰直線をもとめ、疲労前、疲労後の値を算出した^{22, 23)}。統計処理については対応のある t-test を用い、有意水準は5 %未満とした。

Ⅲ. 結 果

A. 表面筋電図変数の絶対値

表1 に60%MVC 疲労試技前に、FDI で得られた筋電位変数を示す。FDI の外転力は平均で2.2 kgであった。CC は、随意筋電位および重畳M波において0.9以上と高い値を示した。MDF の値は、随意筋電位と比較して重畳M波で大きかった。これに対し、MFCV の値は、随意筋電位で大きかった。

B. 収縮持続に伴う筋電位の変化

60%MVC 強度の収縮課題における ET は78.4

Table 1. Pre-fatigue EMG variables of voluntary EMG and M-wave during 60% maximum voluntary contraction. CC : cross correlation coefficient, MDF : median frequency, MFCV : muscle fiber conduction velocity

Parameter	Voluntary EMG	Superimposed M-wave
CC	0.96 ± 0.01	0.98 ± 0.02
MDF (Hz)	102.91 ± 31.83	152.13 ± 47.25
MFCV (m/s)	5.99 ± 1.83	4.17 ± 2.41

Valus are mean ± S.D.

Fig. 3. Typical change of EMG waveform during 60% MVC fatiguing contraction. Each EMG waveform was at beginning (10 s), middle (50 s), and end (80 s) of sustained abduction of index finger. Vertical dotted line denotes stimulation point. The slowing of voluntary EMG and superimposed M-waves were seen with fatigue progression.

±15.4秒であった。図3に収縮初期、中期および終期の随意筋電位および重畳M波の生波形の一例を示す。収縮持続に伴い、随意筋電位が徐波化する様子がわかる。随意筋電位の振幅は一貫した変化を示さなかった。一方、重畳M波の振幅が低下し、持続時間が延長する様子も認められる。これらの結果は全被験者について共通して認められた。

C. 随意筋電位の MDF と MFCV の変化パターン

図4に随意筋電位の MDF および MFCV の経時変化を示す。縦軸は疲労試技における初期値を100%、横軸はETを100%としてそれぞれ基準化し、平均値±標準偏差で示した。随意筋電位の MDF と MFCV はともにほぼ単調に減少した。MDF の減少は、初期値に対して10%ET から有意となり、MFCV の減少は20%ET から有意と

なった($p<0.05$)。MDF と MFCV を比較すると、MFCV より MDF で減少の幅が大きく、20%ET から100%ET 間において有意な差が認められた($p<0.05$, $p<0.01$)。

D. 重畳M波の MDF と MFCV の変化パターン

図5に重畳M波の MDF および MFCV の経時変化について、図4と同様に示す。重畳M波の MDF, MFCV はともに減少し、疲労の進行を示していた。MDF, MFCV の減少は、初期値に対していずれも10%ET から有意となった($p<0.05$, $p<0.01$)。MDF と MFCV を比較すると、MDF でより大きく減少しており、30%, 80%, 100%ET において有意な差が認められた($p<0.05$)。MDF と MFCV の減少幅は、随意筋電位に比べ、重畳M波で小さかった。

Fig. 4. Changes in the relative value of median frequency (MDF; open circle) and muscle fiber conduction velocity (MFCV; closed circle) for the voluntary EMG during 60% MVC fatiguing contractions. MDF and MFCV are normalized by the value at beginning contraction. MDF and MFCV decreased significantly during the contractions ($p<0.01$). Values are mean and S. D. of the 7 subjects. Asterisks show significant differences between the MDF and MFCV (* $p<0.05$; ** $p<0.01$).

Fig. 5. Changes in the relative value of MDF (open circle) and MFCV (closed circle) for the superimposed M-wave during 60% MVC fatiguing contractions. MDF and MFCV are normalized by the value at beginning contraction. MDF and MFCV decreased significantly during the contractions ($p < 0.01$). Values are mean and S. D. of the 7 subjects. Asterisks show significant differences between the MDF and MFCV (* $p < 0.05$; ** $p < 0.01$).

IV. 考 察

A. 計測・解析の妥当性について

方法で述べたように、表面筋電図変数は等尺性収縮力が維持出来ている範囲内でもとめた。したがって、得られた表面筋電図信号は、波形解析における定常性・エルゴード性を満たしている^{21,22)}。そのため、算出された筋電位信号は筋の生理学的状態を忠実に反映していると仮定してよい。

本実験では、随意筋電図の解析区間を0.8秒に設定した。筋電図の周波数解析には、2秒から3秒の解析区間が必要であるという報告もあるが¹⁾、最近では計算機の性能、計算法の改良に伴ってサンプリング周波数を大きくして時間分解能を向上することにより、0.8秒程度の短い時間でも十分な精度が得られることが知られている²³⁾。

一方、これら周波数解析をM波に適用した先行

研究は、特殊な手法^{13,24)}を除いてはあまり行われていない。なぜならば、M波は潜時が5～15 ms、持続時間が多くとも50 ms以内の極めて短い時間で出現する電位であり¹⁴⁾、上述した周波数解析をするうえでの定常性・エルゴード性を仮定できないからである。先行研究として、Nagata et al.²⁵⁾は、前脛骨筋において誘発したM波に高速フーリエ変換によるスペクトル解析を行い、その高周波数成分がFT(fast twitch fiber)線維に、低周波数成分がST(slow twitch fiber)線維に由来することを報告しているが、上述した解析区間の問題までには言及していない。本研究では、誘発M波という極めて持続時間の短い電位に対して、解析区間の問題をクリアし、精度よい周波数解析を行うために、筋電位信号に白色信号を加えるzero-paddingを行った²³⁾。この処理により、精度のよい周波数解析を行うために十分な解析区間を得た。

本研究では10線の小型アレイ多点電極を用いて9chの多点表面EMGを導出し、得られたCCの最も高いチャンネル・ペアからMFCVを算出した。CCは全体を通じて、ほぼ0.9と高い値を示した。これらの結果は、多点アレイ電極が筋線維とほぼ平行に配置しており、精度よく筋電位変数が算出できたことを示唆していた。

B. FDIの筋線維伝導速度

MFCVは4～6m/sの範囲にあり、Sadoyama et al.²⁶⁾の外側広筋の報告(平均5m/s)やMasuda et al.²⁰⁾の上腕二頭筋の報告(平均4m/s)と比較するとやや高い値であった。

FDIでMFCVを算出している研究はこれまでみられないために、先行研究との直接的な比較はできないが、これらの違いは、筋線維組成にみられる代謝特性や解剖学的構造に加え、運動単位の動員動態や発火特性を反映していると考えられる^{26～29)}。筋線維組成に関して、FDIはFT線維とST線維をほぼ同等の割合で有しており、上腕二頭筋や外側広筋とそう大きな違いはない³⁰⁾。しかしながら、表面電極を用いて筋電図を導出する場合、FDIは皮膚表層に近いために電極のピックアップエリア内にFT線維が多く存在し、それらから電位を検出した可能性は高い⁷⁾。Mito and Sakamoto³¹⁾は、同じく小筋群である咬筋の伝導速度を調べ、これらがおおよそ10～12m/sの範囲にあることを認め、この速い伝導速度が、同じ組織化学的構造を持つ筋線維が密集する咬筋特有の構造に依存することを指摘している。

一方、Basjimajian and DeLuca(1985)⁷⁾は、FDI等の小筋群では、50%MVCまでを動員によって、それ以上を発火頻度で調節するのに対し、三角筋等の大筋群では70%MVCまでを動員で、それ以上を発火頻度で調節するとを報告している。さらにFDIでは最大発火頻度が70pulse/sにも及ぶこともあることについても言及している。したがって、このようなFDI固有の運動単位の動員・発射特性が、今回のMFCVの値に影響を与えている可能性も考えられる。

電極貼付の際に、神経・筋接合部の近隣に電極

を配置した場合、得られる多点表面筋電位間の時間差が小さくなり、その値が大きくなることがよく知られているが^{29,31)}、本研究ではあらかじめ電極位置についての吟味を十分にしているために、この影響は小さいと考えられる。

C. 随意収縮持続に伴う随意筋電位の変化

随意収縮の進行に伴い、随意筋電位は全ての被験者において徐波化し、疲労の進行を示唆していた。この徐波化は、1) 筋収縮により筋内の血流が阻害される、2) 酸素不足が生じ、酸化的代謝を無酸素的代謝へ変化させることにより乳酸が生成される、3) 血流量が少ないためにこの副産物を洗い出すことが出来ず、細胞内pHが低下する、4) pHの低下によりMFCVが低下する、5) MFCVの低下により運動単位活動電位のshapeがゆるやかになる、6) その結果、表面筋電図の周波数スペクトルが低域にシフトするという連鎖的事象によって生ずることがわかっている⁵⁾。またこれらの機構にみられる末梢性機能低下を補償するために、新たな運動単位の動員や発火頻度の増大や同期化等が生じ、これらがスペクトルの低周波数成分に影響を与えるという報告もなされている^{13,32)}。

これに対し、随意筋電位の振幅は一貫した変化を示さなかった(図3)。表面筋電図の振幅は疲労に伴って漸増的に増加することがよく知られているが、これらは上述の中樞補償機構によるという考え方が主流である^{4,33,34)}。FDIにおいてこの補償機構が小さいことは、主として上述したFDI固有の運動単位の動員および発火特性に依存していると考えられる。また、下腿三頭筋や大腿四頭筋のような大筋群においては疲労に伴う運動単位の活動交代や、あるいは他の筋からの活動の参入がクロストークとして振幅を増大させている可能性があるのに対し³⁵⁾、第一背側骨間筋は、ほぼ単一で示指の外転力を維持しているために、これらの関与がないことも原因のひとつとしてあげられる。

D. 疲労に伴う重畳M波の変化

疲労進行に伴い、重畳M波の振幅は低下し、持続時間は延長した(図3)。これらの報告も先行研究と同様であった^{13,36)}。収縮持続に伴う安静時の誘発M波の振幅低下は、主として神経・筋接合部における化学物質の伝達遮断に起因することが報告されているが¹⁵⁾、これらの機構が、今回計測した随意筋電位に重畳するM波に単純に適用できるかどうかについては、今後検討の余地があると思われる。

この重畳M波は、電気刺激により誘発された電位であり、その持続時間の延長は、筋線維膜を伝搬するインパルスの伝導速度低下によって引き起こされたと考えられる。安静時の誘発M波の持続時間の延長の機構については、ラットの摘出筋を用いた実験や³⁷⁾、コンピュータ・シミュレーションを用いた工学的手法により検証されており³⁸⁾、重畳M波についても、同様の機構によって生ずることがわかっている²⁴⁾。これら収縮持続に伴う随意筋電図、および重畳M波の変化は全て先行研究と同様であり、本実験において60%MVCの持続的な筋収縮によって疲労が進行していたことを示唆していた。

E. 重畳M波生成機構を考慮した徐波化機構

この表面筋電図変化パターンはMDFやMFCVにより定量できる。図4に示すように、随意筋電位のMDFとMFCVは疲労進行に伴って単調減少を示し、その変化幅はMFCVに比べMDFで大きかった。これらの結果は先行研究と同様であった⁹⁾。

今回、この随意筋電位にみられる徐波化機構、とりわけMDF低下を生じさせるMFCV以外の機構を検討するために、重畳M波解析を用いた。M波は神経幹を電気刺激することによって得られる複合活動電位である。したがって、脊髄やそれ以上の上位レベルの情報は含まれない。上述したように、FDIにおいて60%MVCでは、ほぼ全ての運動単位が動員されている。従って、この重畳M波を調べることで、疲労試技に動員されていた全ての運動単位の末梢レベルでの生理的状態

を検出できる。

この重畳M波についてMDFとMFCVの関係を調べたところ、随意筋電位と同様にその変化幅はMFCVと比較してMDFでより大きかった(図5)。これらは、これまで報告されていない新たな知見である。上記の重畳M波出現機構より、このMDFの低下に及ぼす運動単位の動員や発射特性の変化等の中枢性の要因は無視できる。したがって、これら重畳M波の徐波化には、MFCV以外の末梢性要因のみが関与していると考えられることができる。

これら末梢性機構解明に焦点をあてて、運動単位活動電位のshapeに影響を及ぼす要因を調べた研究として、Brody et al.³⁷⁾は、ラットの横隔膜の筋標本を電気刺激し、pHおよび頻発刺激疲労がM波のshapeに及ぼす影響を調べ、疲労による表面筋電図中央周波数の変化が、運動単位活動電位のfundamental shapeの変化(歪み)によって生ずることを示している。そして彼らは、このfundamental shapeの歪みに対して、筋線維膜の Na^+ と K^+ 勾配(筋鞘における脱分極と再分極の速度)の変化、つまり筋線維膜におけるイオンチャンネルの拡がり関与していることを明らかにした。これらは、同様の動物実験によって細胞膜レベルにおいても証明されている^{39,40)}。

ヒトを対象とした実験では、Kiryu et al.¹³⁾は前脛骨筋を対象として随意収縮中に電気刺激を施し、随意筋電位の平均周波数と重畳M波の瞬時周波数の相関関係を検討し、これらの相関関係の変化が重畳M波の陽性ピーク、陰性ピーク毎に異なることを見出し、疲労進行に伴う表面筋電図の徐波化に対して運動単位活動電位のshapeの変化が関与していること、shapeの変化に対して筋線維の脱分極ゾーンの延長が関与していることを報告している。Yamada et al.(2001)³⁶⁾は第一背側骨間筋を対象として同様の報告をしている。これらに関して、Merletti et al.(1999)³⁸⁾は数学モデルを用いて、ヒトの前脛骨筋より導出したM波のスペクトルパラメータに対して、筋線維伝導速度と脱分極ゾーンの拡がり関与することを証明している。

これらの報告に今回の知見をふまえると、表面筋電図の徐波化を生じさせる末梢性要因として、筋線維膜のイオン勾配の変化に起因する脱分極ゾーンの空間的な拡がりが最も有力であると考えられる。この脱分極ゾーンの拡がりは、随意筋電

位(あるいはM波)を構成する個々の活動電位のshapeを決定する要因であり、pH低下による伝搬障害によって全ての活動電位に共通してみられる伝導速度低下とは異なった機構であることが報告されている^{37,38,41)}。

Fig. 6. Mechanism for slowing surface electromyography during fatiguing contraction. Schematic illustration for recording of motor unit action potential detected by using surface electrode (A). Schematic illustration for changes of shape in the motor unit action potential (B).

図6は, 一般的な活動電位の発生機構⁴²⁾をもとに, 運動単位活動電位の shape に影響を与える因子を模式化したものである。Aは, 表面電極により得られた運動単位活動電位の発生機序について示している。この図では, (a)から(e)にかけて, 筋線維の中を脱分極ゾーンが伝導していく様子を示している。(a), (c), (e)では, 基準電極G2に対して活動電極G1は等電位になっているが, (b)では陰性, (d)では陽性となるために, 結果として二相性の活動電位が得られる。Bは, Aで発生した運動単位活動電位の変化機序について示している。従来⁴⁾の報告通り, 筋線維内における脱分極ゾーンの伝導が遅くなると, 表面電極によって記録された二相性の活動電位が, (1)のように単調に, かつ均等に間延びする⁴⁻⁶⁾。これに対し, 脱分極ゾーンが空間的に拡がると, (2)のように陰性および陽性ピークから基線への戻りが遅れ, 歪みが生ずる^{13, 36-38)}。この図に示すように, 筋線維膜のイオン勾配の変化に起因する脱分極ゾーンの空間的な拡がり, 個々の運動単位活動電位の shape を変化させる。そして, pH低下に起因する伝導障害による筋線維伝導速度の低下にみられる時間的な拡がり, 運動単位活動電位の shape の全体的間延びを生じさせる。これらが複合した結果として, 伝導速度の低下を上回る周波数低下が生じたと考えられる。

本実験の結果から, 随意収縮の持続に伴う表面筋電図の徐波化に対して, 筋線維伝導速度以外の末梢性要因が関与していることが明らかとなった。そして, その末梢性要因のひとつとして, 膜イオン勾配の変化に起因する筋線維膜の脱分極ゾーンの空間的拡がりの関与が提案された。これらの機構については, 今後コンピュータシミュレーションやさらなる動物実験による検証が必要であると思われる。

V. ま と め

本研究では, 第一背側骨間筋(FDI)を対象に, 最大随意収縮力の60%強度で疲労困憊までの等尺性示指外転を行わせ, 随意筋電位と, 電気刺激によってそれに重畳して得られる誘発M波につい

て, 筋線維伝導速度(MFCV)と中央周波数(MDF)の関係を調べ, 随意収縮による疲労進行に伴う表面筋電図の徐波化機構について検討した。得られた結果は以下の通りである。

1) 60%MVC 時の FDI における随意筋電図より算出した MFCV は, 平均でおよそ 6 m/s であった。

2) 60%MVC の持続的収縮に伴い, FDI から導出した随意による表面筋電図は全ての被験者について徐波化し, 疲労の進行を示唆していた。

3) 疲労進行に伴い, 随意筋電位に重畳するM波の振幅は低下し, 持続時間は延長した。

4) 疲労進行に伴い, 随意筋電位の MDF と MFCV は有意に低下し($p < 0.01$), その変化幅は, MDF において有意に大きかった($p < 0.01$)。

5) 疲労進行に伴い, 末梢性指標である重畳M波の MDF と MFCV は有意に低下し($p < 0.01$), その変化幅は, MDF において有意に大きかった($p < 0.05$)。

これらの結果より, 随意筋電図の徐波化に対し, MFCV とそれ以外の末梢性要因が関与することが明らかとなった。また, その末梢性要因のひとつとして, 筋線維膜のイオン勾配の変化に起因する脱分極ゾーンの空間的な拡がり関与している可能性が推察された。

(受理日 平成14年10月22日)

参 考 文 献

- 1) 小木和孝, 袴田 忠. 筋疲労時の表面筋電図の周波数解析. 労働科学. (1962) **38**: 519-528.
- 2) Okada, M. Some properties of the 'Global' electromyogram in man as revealed by frequency analysis. J. Fac. Sci. Univ. Tokyo (1971) **4**: 61-80.
- 3) Stulen, F.B. and De Luca, C.J. Muscle fatigue monitor: A noninvasive device for observing localized muscular fatigue. IEEE. Trans. Biomed. Eng. (1982) **29**: 760-768.
- 4) DeLuca C. J. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. CRC Crit. Rev. Biomed. Eng. (1984) **11**: 251-279.
- 5) Lindström, L., Magnusson, R. and Petersén, I. Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. Electromyography. (1970) **10**: 341-356, 1970.

- 6) Sadoyama, T., Masuda, T. and Miyano, H. Relationships between muscle fibre conduction velocity and frequency parameters of surface EMG during sustained contraction. *Eur. J. Appl. Physiol.* (1983) **51** : 247-256.
- 7) Basmajian, J.B. and De Luca, C.J. *Muscles Alive*. 5th. Ed. Williams & Wilkins, 1985.
- 8) Krogh-Lund, C. and Jorgensen, K. Myo-electric fatigue manifestations revisited: power spectrum, conduction velocity, and amplitude of human elbow flexor muscles during isolated and repetitive endurance contractions at 30% maximal voluntary contraction. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* (1993) **66** : 161-173.
- 9) Masuda, K., Masuda, T., Sadoyama, T., Inaki, M. and Katsuta, S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *J. Electromyogr. Kinesiol.* (1999) **9** : 39-46.
- 10) 佐藤方彦, 及極表面誘導筋電図の周波数成分, 人類学雑誌, (1964) **72** : 92-106.
- 11) Kadefors, R., Kaiser, E. and Petersén, I. Dynamic spectrum analysis of myo-potentials with special reference to muscle fatigue. *Electromyography*, (1968) **8** : 39-74.
- 12) Mills, K.R. Power spectral analysis of electromyogram and compound muscle action potential during muscle fatigue and recovery. *J. Physiol.* (1982) **326** : 401-409.
- 13) Kiryu, T., Morishita, M., Yamada, H. and Okada, M. A muscular fatigue index based on the relationships between superimposed M wave and preceding background activity. *IEEE. Trans. Biomed. Eng.* (1998) **45** : 1194-1204.
- 14) 藤原哲司, 筋電図マニュアル, 金芳堂, 1984.
- 15) 小宮山伴与志, 河合辰夫, 古林俊晃, 筋疲労の神経生理学的機序, 千葉大学教育学部研究紀要, (1994) **42** : 53-72.
- 16) Masuda T., Miyano, H. and Sadoyama, T. The propagation of motor unit action potential and the location of neuromuscular junction investigated by surface electrode arrays. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* (1982) **55** : 594-597.
- 17) Merletti, R., Fiorito, A., Lo Conte, L. R. and Cisari, C. Repeatability of electrically evoked EMG signals in the human vastus medialis muscle. *Muscle Nerve*, (1998) **21** : 184-193.
- 18) Masuda, T. Interface device which displays the propagation of motor unit action potentials on a television screen. *Med. & Biol. Eng. & Comput.* (1985) **23** : 493-495.
- 19) Merletti, R., Sabbahi, M. A. and De Luca, C. J. Median frequency of the myoelectric signal. Effects of muscle ischemia and cooling. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* (1984) **52** : 258-265.
- 20) Masuda, T., Sadoyama, T. and Shiraishi, M. Dependence of average muscle fiber conduction velocity on voluntary contraction force. *J. Electromyogr. Kinesiol.* (1996) **6** : 267-276.
- 21) 南茂夫, 科学計測のための波形データ処理, CQ 出版社, 1986.
- 22) 鈴木良次, 佐藤俊輔, 池田研二, 吉川昭, 生体信号—計測と解析の実際—, コロナ社, 1989.
- 23) 増田正, ～口伝 表面筋電図篇～ ただいま処理中の巻, バイオメカニズム学会誌 (2001) **25** : 88-92.
- 24) Kiryu, T., Saitoh, Y. and Ishioka, K. A muscle fatigue index based on the relationship between preceding background activity and myotatic reflex response (MRR). *IEEE. Trans. Biomed.* (1992) **39** : 105-111.
- 25) Nagata, A. and Christianson, J. C. M-wave modulation at relative levels of maximal voluntary contraction. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* (1995) **71** : 77-86.
- 26) Sadoyama, T., Masuda, T., Miyata, H. and Katsuta, S. Fibre conduction velocity and fibre composition in human vastus lateralis. *Eur. J. Appl. Physiol.* (1988) **57** : 767-771.
- 27) Masuda, T. and De Luca, C. J. Recruitment threshold and muscle fiber conduction velocity of single motor units. *J. Electromyogr. Kinesiol.* (1991) **1** : 116-123.
- 28) 増田 正, 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 (1991) **15** : 132-141.
- 29) Yamada, H., Masuda, M. and Okada, M. Age-related EMG variables during maximum voluntary contraction. *Perceptual and Motor Skills*, (2002) **95** : 10-14.
- 30) Zijdwind, I. and Kernell, D. Fatigue associated EMG behavior of the first dorsal interosseous and adductor pollicis muscles in different groups of subjects. *Muscle Nerve*, (1994) **17** : 1044-1054.
- 31) Mito, K. and Sakamoto, K. Distribution of muscle fiber conduction velocity of m. masseter during voluntary isometric contraction. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* (2000) **40** : 275-285.
- 32) Kranz, H., Williams, A. M., Cassell, J., Caddy, D. J. and Silberstein, R. B. Factors determining the frequency content of the electromyogram. *J. Appl. Physiol.* (1983) **55** : 392-399.
- 33) Maton, B. Frequency analysis of surface electromyogram during sustained isometric contractions. *Eur. J. Appl. Physiol.* (1981) **43** : 173-182.
- 34) 森谷敏夫, 筋肉と疲労, 体育の科学, (1992) **42** : 335-341.
- 35) De Luca, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. *J. Appl. Biomechanics*, (1997) **13** : 135-163.
- 36) Yamada, H., Okada, M. and Kiryu, T. Development of muscle fatigue assessed by using superposition of evoked and volitional myoelectric potentials. *Perceptual and Motor Skills*, (2001) **93** : 3-10.
- 37) Brody, L.R., Pollock, S.H., Roy, S.H., De Luca, C.J.

- and Bartolome, C. pH-induced effects on median frequency and conduction velocity of the myoelectric signal. *J. Appl. Physiol.* (1991) **71** : 1878-1885.
- 38) Merletti, R., Roy, S. H., Kupa, E., Roatta, S. and Granata, A. Modeling of surface myoelectric signals - Part II: Model-based signal interpretation. *IEEE. Trans. Biomed. Eng.* (1999) **46** : 821-829.
- 39) Dimitrova, N. Influence of the length of the depolarization in the extracellular potential field of a single unmyelinated nerve fibre. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* (1993) **13** : 547.
- 40) Edward, M. B. and Fitts, R. H. Effects of depolarization and low intracellular pH on charge movement currents of frog skeletal muscle fibers. *J. Appl. Physiol.* (2001) **90** : 228-234.
- 41) Chisari, C., D'alessandro, C., Manca, M. L. and Rossi, B. Sarcolemmal excitability in myotonic dystrophy: Assessment through surface EMG. *Muscle Nerve.* (1998) **21** : 543-546.
- 42) Kimura, J. 神経・筋疾患の電気診断学. 西川書店, 1989.