周波数成分からみた示指伸筋の疲労について

寺 沢 宏 次* 藤 原 孝 之** 柳 沢 健***
酒 井 秋 男****上 田 五 雨****

EMG ANALYSIS OF MUSCLE FATIGUE DURING ISOMETRIC CONTRACTION OF THE INDICIS PROPRIUS

KOJI TERASAWA, TAKAYUKI FUJIWARA, KEN YANAGISAWA,
AKIO SAKAI and GOU UEDA

Abstract

A study was conducted to investigate muscle fatigue during isometric contraction of the indicis proprius using EMG analysis (BIMUTAS Ver. 2. 1).

The subjects were 8 healthy men (ranging in age from 19 to 42 years).

Plummets (ranging from 300 g to 600 g) were placed on the distal knuckle of the index finger to create loads on the indicis proprius muscle. EMG was recorded until the plummet dropped, and the total time required was divided into 10 equal parts. In each part, the EMG record for the first 1000 ms was picked out. Then the mean power frequency (MePF) and median power frequency (MdPF) of the power spectrum were calculated.

The results were as follows :

- 1) Both MePF and MdPF showed shifts to lower frequency bands.
- 2) Integrated values of the EMG power spectrum increased with time.
- 3) The time courses of the MePF and MdPF in each EMG sample for the 8 subjects were determined by the 3-point moving average method.

A break-point was observed in each MePF and MdPF diagram.

It was considered that two-break points observed in the time courses of the EMG record were valid as an objective index of local muscle fatigue.

(Jpn. J. Phys. Fitness Sports Med. 1992, 41 : 108~116)

key words : Electromyogram, Fatigue, Median power frequency

I. は じ め に

筋力トレーニングは強度、時間、頻度と三つの条件を満たすことによって、筋線維が肥大し、最大筋力が増大するといわれている⁸⁾。この筋力トレーニングの時間的経過のなかで筋力増加は、筋の形態学的変化以上に早くみられ、運動学習が筋

力発揮時に影響をおよぼすものと考えられている²⁾。また、筋力の増加は、それに伴う筋の運動単位放電の増加と筋収縮組織の形態学的変化の要素が関与し、いわゆる神経的要素の改善によってもたらされているのではないかということが指摘されてきた^{11,16,17)}。しかし、このような筋力トレーニングを極限まで行くと筋肉は疲労し、翌日、

*信州大学教養部

〒390 長野県松本市旭3-1-1

**信州大学医療技術短期大学

〒390 長野県松本市旭3-1-1

***東京都立医療技術短期大学

〒116 東京都荒川区東尾久7-2-10

****信州大学医学部環境生理学教室

〒390 長野県松本市旭3-1-1

Faculty of Liberal Arts, Shinshu University 3-1-1 Asahi,
Matsumoto 390, Japan

School of Allied Medical Sciences, Shinshu University 3-1-1 Asahi,
Matsumoto 390, Japan

School of Allied Medical Sciences, Tokyo Metropolitan College 7-2-10
Higashiogu, Arakawa-ku, Tokyo 116, Japan

Department of Environmental Physiology, Shinshu University
School of Medicine 3-1-1 Asahi, Matsumoto 390, Japan

あるいは数日後までその影響が残る場合がある。この筋疲労は、筋収縮を継続することによって生じるものとされているが、たとえば筋の随意収縮が円滑に行われなくなり、大きな筋力を発生することができなくなった場合、筋疲労が進行しているものと考えられる²⁰⁾。この筋疲労が生体内でどのように起こり、変化しているのかをみる客観的指標としては、筋収縮を電気的活動として捉えるものと、筋の生理的・生化学的適応として捉えるものとが考えられる。筋収縮を電気的に捉えるものとしては、Piper²⁶⁾ が1912年に筋電図のモノグラフを発表して以来、研究が進み筋収縮のメカニズムが解明されていき^{3,9)}、針電極からの筋電位の導出も行われるようになってきた⁴⁾。そして、筋電図の臨床への応用から試みられるようになり³⁴⁾、表面筋電位導出方法も開発されていき^{5, 23, 35)}、筋電図の積分処理、周波数分析、(パワースペクトル)、がなされるようになってきた^{22, 24, 28)}。このような分析が進むにつれて筋疲労の定義として現在では、次の三つが提唱されている。すなわち、

- ① 最大筋張力発生の減少
- ② 一定張力保持中に EMG 活動の増加
- ③ EMG パワースペクトルの低い周波数帯域へ

の移動(徐波化)である²⁰⁾。一方、筋の生理的・生化学的適応の客観的指標としては、 $\dot{V}O_2$ 、血中乳酸レベル、グリコーゲン、クレアチン、クレアチン磷酸、ATP などの変化を測定し、筋疲労の指標としての研究が進められてきた^{1, 6, 30, 31)}。

本研究では、この筋収縮を電気的活動としてとらえ、実際に筋疲労を起こさせ、筋疲労の定義にしたがい、客観的の評価を行い、筋力トレーニングを疲労困憊まで行わずに効率良いトレーニングができないものかを模索することを目的としたものである。

II. 方 法

汎用パソコン (NEC 製. PC 9801 VX) を用いた高精度筋電位解析システム (キッセイコムテック製 BIMUTAS Ver. 2.1) により、等尺性収縮時の示指伸筋の疲労度を解析した。実験装置のブロックダイアグラムを図1に示した。また、被験者には健康成人男子 8 名(19~42歳)を用い、示指伸筋の負荷として、手関節および示指以外の指を熱可塑性材料(東京衛材製 New polycast)で固定し、遠位指節間関節に一致した位置に、300, 600 g の重錘を吊り下げた。重錘は約30秒以上 1分30秒以

Fig. 1. Block diagram of experiment.

内にそれが落下するまでのものを選び, その間の筋放電位を生体用前置増幅器 (日本光電製 AVB-10) を介してメモリーオシロスコープ (日本光電製 VC-10) で観察した. 筋電図は, データ・レコーダ (ミネベア製 RCD 728) に入力し, テープスピードは, 9.5 mm/sec, 周波数特性は, 2.5 KHz で保存した. その後, 同時サンプリング機能付入力装置と A/D コンバータ (キッセイコムテック製 KC-210) を介して, サンプリング・レート 1 KHz でパーソナルコンピュータに取り込んだ. 表面筋電図の導出には, ゲル状の皮膚研磨剤で前処理した後, 直径 1.5 cm の銀/塩化銀電極を示指伸筋筋腹中央の皮膚表面上に貼り付けた. 皮膚インピーダンスは, 皮膚インピーダンス測定装置 (日本電気三栄製特注) によって 20~500 Hz の範囲で可及的に $2\text{K}\Omega$ 以下になるよう処置した. 筋電計の周波数特性は 0.08~3000 Hz とし, 解析時には 10~500 Hz の band pass filter をかけた. 負荷開始から重錘落下までの時間を10等分し, その10等分の始めの 1000 ms ずつをサンプリング

し, それを解析用データとして保存した (S1~S10). さらに, 各サンプルごとに筋放電位の積分処理を行い, 周波数パワー・スペクトルの mean power frequency (MePF) と median power frequency (MdPF) を算出した.

算出方法は, 下記の方法でおこなった.

MEAN 周波数 (f mean)

$$f \text{ mean} = \frac{\int_0^f f \cdot P \times \times (f) df}{\int_0^f P \times \times (f) df}$$

MEDIAN 周波数

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

f_{med} ; median frequency

$P \times \times (f)$; パワー

$\times \times$; square

III. 結 果

被験者 1 名から導出した筋電図のデータを図 2

Fig. 2. EMG of experiment.

に示した。重錘を吊り上げ、それが落下するまでの時間は被験者によって異なったが、27～81 secの間にあった。縦軸は電圧値(μV)を示し横軸は時間をmsで表示している。矢印、左側が重錘を吊り上げた時点であり、右側は重錘が落下した時間を示している。負荷開始から時間の経過とともに筋放電位の振幅は上昇していき、重錘落下直後

で最大になり、落下とともに急速減少した。

図3は、筋電図のデータを高速フーリエ変換し、周波数解析を行なったものである。縦軸は、 $\mu\text{V}^2/\text{Hz}$ 、横軸はHzをあらわしている。また、右横の表示は、重錘落下までの時間を10等分し、それぞれの始めの1000msずつとったサンプルナンバーである。なお、右側の縦線はMePF、左側

Fig. 3. EMG power spectrums.

の縦線は MdPF を表わしている。周波数成分が左側にシフトし, MePF, MdPF も左側により, 徐波化の傾向を示した。

図 4 は, それを 2 次データとして保存し積分したものである。左側の縦軸は積分値を μV で表し, 右側の記載はサンプルナンバー, 横軸は時間を示している。負荷をかけてからの積分値は時間の経

過とともに増加していた。

図 5 は, 被験者 8 名における各サンプルごとの積分値の平均を表したものである。値は, 時間とともに上昇傾向を示しているが, 標準偏差が大きくなった。

図 6 は, 被験者 1 名の MePF と MdPF の各サンプリングナンバーをそれぞれ移動 3 点平均して

Fig. 4. EMG integral calculus.

Fig. 5. Time course for integrated areas of 10 EMG divisions.

Fig. 6. MePF and MdPF with time of a example (subject: male 20 years).

▲: A break point.

表したものである。MePF, MdPF ともに偏曲点 (Break point) が確認された¹³⁾。さらに、被験者 8 名を平均してまとめた MePF と MdPF が図 7, 8 である。上下の点線は標準偏差を表している。図 7 からは偏曲点は明確でなかったが、図 8 の MdPF ではこの偏曲点を確認された。

IV. 考 察

被験者 1 名から導出した筋電図のデータを図 2 に示したが、その筋電図のデータを高速フーリエ変換し、筋放電スペクトル波形によって周波数解析を行なったものが図 3 である。筋電図の解析方法は、筋線維タイプについての報告^{32,33)}から筋放電スペクトル波形についての報告¹⁴⁾、さらにそれらを応用した報告も見られ^{7,19,25)}、その用途は多

Fig. 7. Averaged time course of MePF for 8 subjects.

A break point which appears in individual curve disappears in the averaged time course.

Fig. 8. Averaged time course of MdPF with time for 8 subjects.

▲: A break point.

様化されてきている。

永田²¹⁾は筋放電のパワー・スペクトルにより上腕二頭筋の疲労を解析しているが、疲労するに従い、スペクトルは徐波 (ゆっくりとした周波数成分) 化の傾向を強く示している。そして疲労前後の筋電スペクトルの MPF (MePF) をとってみると統計的に有意な変動を示した。すなわち、疲労前の平均パワー周波数は 110 Hz を示したが疲労後は 54 Hz を示し、疲労後の二つの値を比較すると顕著な減少が認められ、こうした変動はその筋を構成している筋線維タイプに左右される、と報告している。

本実験より周波数解析した筋電位の MePF (mean power frequency) と MdPF (median power frequency) に注目してみると, 重錘を吊り下げて最初の S1 では, MePF は 134 Hz を示し, MdPF では 121 Hz を示していた. しかし, 時間が経過するとともに MePF, MdPF の周波数成分はともに左側にシフトし徐波化の傾向が見受けられ S10 では, MePF は 63 Hz, MdPF は 54 Hz を示し, 周波数は減少した. これは, 前述の永田の疲労前と疲労後の値とはほぼ一致した結果となった.

疲労に関する報告としては, 1890年 Mosso¹⁸⁾ のエルゴグラフ (筋作業記録器) から得られた疲労曲線に代表されるが, この疲労曲線が MePF と MdPF の曲線と非常に酷似していることに気付く. またこの結果を1967年に猪飼と矢部^{10,12)} が追試実験し, 意志による最大筋発生張力よりも電気刺激による最大筋発生張力のほうが高い値を示すことから, 疲労曲線は中枢性のものだけではなく末梢性の問題も無視できない, という報告もあり現時点では中枢性と末梢性双方の要素を考慮せざるを得ないものと考えられる.

周波数成分を積分した図4では, S1 の値は, 173 mV・ms であったのに対し, S10 では 275 mV・ms と増加した. このことから筋疲労が起っているものと考えられる. さらに, 全ての被験者における各サンプルごとの積分値を平均し, それを移動3点平均したものが図5である. 標準偏差に多少のばらつきはあったものの, 時間の経過とともに積分値は増加しており, ここでも筋疲労を起こしている過程を間接的に考察することができる. 以上のことから筋電位の疲労の定義である, 同一張力下での積分値の増加, 周波数パワースペクトルの徐波化があげられ, 示指伸筋における局所性筋疲労の発生が観察できたと考える.

図6は, S1 から S10 の各サンプルごとの MePF, MdPF をそれぞれ移動3点平均したグラフである. MePF は S5.4, MdPF は S4.9 のところで, 偏曲点 (Break point)¹³⁾ が確認された. しかし, この点はサンプルナンバーの非連続性といった観点から, 小数点を四捨五入し, いずれも

偏曲点は S5 とした. 他の被験者においても S4 から S6 の間で偏曲点を確認された. これより, 時間の経過とともに偏曲点までは急速に下降しているが, 偏曲点を過ぎると緩徐な下降かまたはプラトーをたどっていることがわかる. さらに, 全ての被験者における各サンプルごとの MePF と MdPF を平均し, それぞれ移動3点平均した MePF では, 偏曲点は見出せなかったものの, MdPF では S5 のところに偏曲点が見出されている. MePF は, パワースペクトルの面積を平均した値で運動単位参加様式を評価したものとして用いられているが^{14,27)}, MdPF はその中央値を示している (前述の算出式参照). MePF はパワースペクトル分布の裾がのびている方に引き摺られる傾向があり, 最頻値は分布のすみの方に行くことがある. これに対し, MdPF の位置は分布形の動きに対しても比較的安定していることから²⁹⁾, MePF と MdPF の偏曲点に違いが出てきたものと思われる.

以上のことから, 筋電位解析による周波数パワーの変動様式は偏曲点を境に変化しており, この点をどのように解釈するかが今後の課題であろう. また偏曲点以降は下降傾向から緩やかになり, 疲労が蓄積され, やがて疲労困憊となり重錘が落下するものと考えられる. 実験中における被験者の生理的状態について述べると, 偏曲点を過ぎたあたりから顔が強ばり, 腕にふるえが出現し, 続いて指が下がって重錘の落下に至っている. このような状況を踏まえて, 筋力トレーニングを考えていくと, 単に生理的限界までおい込むのではなく, 偏曲点を過ぎたあたりでトレーニングを中止することにより, 著しい疲労を残すことなく, 効率の良いトレーニング効果があげられる可能性が示唆される. 今後の課題としては, 負荷の方法を工夫し, 四肢体幹の各筋群で同様の検索を試みるつもりである.

V. ま と め

汎用パソコンを用いた高精度筋電位解析システム (BIMUTAS Ver. 2.1) により, 等尺性収縮時の示指伸筋の筋放電位を解析した. 被験者には健常

成人男子 8 名(19~42歳)を用い、示指伸筋の負荷として、遠位指節間関節に 300, 600 g の重錘を吊り下げ、それが落下するまでの筋放電位を記録した。負荷開始から重錘落下までの時間を10等分(S1~S10)し、A/D 変換の後それぞれ 1000 ms ずつサンプリングした。各サンプルごとに周波数パワースペクトルの MePF, MdPF を算出した。その結果；

1) MePF と MdPF は時間の経過とともに全例において著明な徐波化傾向を示した。

2) 筋放電位における積分値は時間とともに顕著な増加を示した。

3) S1~S10 のサンプルごとの MePF, MdPF を移動 3 点平均処理するとそのグラフの中心附近に偏曲点を確認できた。

以上のことから、筋電位周波数解析から見た局所筋疲労の偏曲点、特に MpPF の偏曲点は筋疲労の客観的指標として有用性があるものと考えられた。

この論文は、1989年第44回体力医学会で発表したものである。

(受付 平成 3 年 6 月 14 日)

References

- 1) Chwalbinska-Moneta, J., Robergs, R. A., Costill, D. L. and Fink, W. J. (1989) : Threshold for muscle lactate accumulation during progressive exercise. *J. Appl. Physiol.*, **66**(6), 2710-2716.
- 2) DeLorme, T. L. and Watkins, A. L. (1948) : Techniques of progressive resistance exercise. *Arch. Physiol. Med.*, **29**, 263-273.
- 3) Eccles, J. C. (1948) : Conduction and synaptic transmission in nervous system. *Ann. Rev. Physiol.*, **10**, 93-116.
- 4) Fatt, P. and Katz, B. (1951) : An analysis of the endplate potential recorded with an intracellular electrode. *J. Physiol.*, **115**, 320-370.
- 5) Fex, J. and Krakau, C. E. T. (1958) : Frequency analysis of the Piper rhythm, *Acta Psychiat. Neurol. Scand. Scand.*, **33**, 54-68.
- 6) Fitts, R. H. and John, O. H. (1976) : Lactate and contractile force in frog muscle during development of fatigue and recovery. *Am. J. Physiol.*, **231**, 430-433.
- 7) Hagbarth, K. E., Hagglund, J. V., Wallin, E. U. and Young, R. R. (1981) : Grouped spindle and electromyographic responses to abrupt wrist extension movements in man. *J. Physiol (Lond)*, **312**, 81-96.
- 8) ヘティンガー, Th. (1970) : アイソメトリックトレーニング, 初版, 筋力トレーニングの理論と実際. 大修館書店, 東京, 79-139.
- 9) Hunt, C. C. and Kuffler, S. W. (1950) : Pharmacology of neuromuscular junction. *J. Pharmacol. Rev.*, **2**, 96-120.
- 10) 猪飼道夫 (1970) : 生理学体系Ⅳ. 医学書院, 東京, 721-780, 937-975.
- 11) Ikai, M. and Fukunaga, T. (1970) : A study on training effect on strength per unit crosssectional area of muscle of ultrasonic measurement. *Int-Z- Angew-Physiol.*, **28**(3), 173-180.
- 12) 猪飼道夫, 矢部京之助 (1967) : 筋力と疲労の研究. 体育の科学, **17**, 108-113, 166-172.
- 13) Jones, R. H. and Molitoris, B. A. (1984) : A statistical method for determining the breakpoint of two lines. *Analytical biochemistry.*, **141**, 287-290.
- 14) Komi, P. V. and Tesch, P. (1979) : EMG frequency spectrum, muscle structure and fatigue during dynamic contractions in man. *Eur. J. Appl. Physiol.*, **42**, 41-50.
- 15) Kwatny, E. Thomas, D. H. and Kwatny, J. G. (1970) : An application of signal processing techniques to the study of myoelectric signals. *IEEE Transactions on Bio-medical Engng.*, **17**, 303-313.
- 16) Moritani, T. and de Vries, H. A. (1978) : Reexamination of the relationship between the surface integrated electromyogram (IEMG) and force of isometric contraction. *Am. J. Phy. Med.*, **57**, 263-277.
- 17) Moritani, T. and de Vries, H. A. (1979) : Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am. J. Phy. Med.*, **58**, 115-130.
- 18) Mosso, A. (1890) : Untersuchungen an Muskeln des Menschen. *Arch. f. Physiol.*, 89-168.

- 19) Nagata, A. (1982) : EMG power spectra during various levels of isometric contraction and fatigue. *Yokohama. Med. Bull.*, **33**, 1, 49-74.
- 20) 永田 晟(1983) : からだ・運動の科学. 朝倉書店, 東京, 15-57.
- 21) 永田 晟(1984) : 筋と筋力の科学. 不昧堂, 東京, 129-176.
- 22) 永田 晟, 室 増夫, 北本 拓(1975) : 筋収縮時の放電周波数特性(第1報), 等尺性表面筋電図の相関関数・フーリエ解析. *体力科学*, **24**, 111-117.
- 23) 奥村修三(1957) : 表面筋電図の周波数スペクトルに関する基礎的研究. *岡山医学雑誌*, **69**, 401-411.
- 24) Person, R. S. and Mishin, L. N. (1964) : Auto and cross-correlation analysis of the electrical activity of muscles, *Med. and Biol. Eng.*, **2**, 155-159.
- 25) Petorfsky, J. S. (1979) : Frequency and amplitude analysis of the EMG during exercise on the bicycle ergometer. *J. Appl. Physiol.*, **41**, 1-15.
- 26) Piper, H. (1912) : *Elektrophysiologie menschlicher Muskeln*. Springer Verlag, Berlin.
- 27) 鯨島宗弘(1973) : 表面筋電図のスペクトル解析. *臨床脳波*, **15**, 375-383.
- 28) Scott, R. N. (1967) : Myo-electric energy spectra, *Med. and Biol. Eng.*, **5**, 303-305.
- 29) 芝 祐順, 渡辺 洋, 石塚智一(1984) : 統計用語辞典. 新曜社, 東京, 170-171.
- 30) Spande, J. I. and Schottelius, B. A. (1970) : Chemical basis of fatigue in isolated mouse soleus muscle. *Am. J. Physiol.*, **219**, 1490-1495.
- 31) Talmadge, R. J., John, I. S. and Silverman, H. (1989) : Glycogen synthesis from lactate in a chronically active muscle. *J. Appl. Physiol.*, **66** (5), 2231-2238.
- 32) Tesch, P., Sjodin, B., Thorstensson, A. and Karlsson, J. (1978) : Muscle fatigue and its relation to lactate accumulation and LDH activity in man. *Acta. Physiol. Scand.*, **103**, 413-420.
- 33) Thorstensson, A. and Karlsson, J. (1976) : Fatigability and fiber composition of human skeletal muscle. *Acta. Physiol. Scand.*, **98**, 318-322.
- 34) 時実利彦, 津山直一(1952) : 筋電図の臨床. 協同医書, 東京, 68-81.
- 35) Walton, J. N. (1952) : The electoromyogram in myopathy, Analysis with the audiofrequency spectrometer. *Neurosurg. Psychiat.*, **15**, 219-226.