

## 運動単位活動の変化からみた筋疲労の研究

山崎昌広<sup>1)</sup>・山崎和彦<sup>1)</sup>・久永 孟<sup>2)</sup>

1) 九州芸術工科大学・人間工学教室

2) 久留米大学・医学部・環境衛生学教室

要約 右手首に 10 kg の重さの負荷を課し、上腕二頭筋の等張等尺性収縮を疲憊に至るまで行なわせた。その後30秒の間隔を置き、同様な作業を12回繰り返させた。これらの作業前及び第9回作業以降の作業終了後に、針及び表面電極を用いて上腕二頭筋から筋電図を導出した。疲憊後には多相性活動電位の増加と活動電位の持続時間短縮が認められた。その結果を筋炎患者に見られる多相性活動電位発現機序及び筋疲労時の筋電図における従来の知見と比較考察した。表面筋電図では疲憊後、周波数の徐波成分が増大した。この徐波化は疲憊後の多相性活動電位の増加と関連していることを指摘し、多相性活動電位の増加は運動単位発射の不完全な同期化によるものと推論した。

### 序 文

疲労は過度の生体負担が加えられることにより生じる生体の生理的な機能減退であると考えられる。しかし生理的な機能減退は疲労に限ったものではないため疲労の本態を解明することは困難なことである。それゆえ疲労を研究するには生体諸機能の変化を現象としてとらえることが重要となるように思われる。

筋の疲労現象については筋電図による解析が行なわれてきており多数の研究報告がある。表面筋電図において筋疲労に伴い積分値及び振幅が増大し (LIPPOLD *et al.*, 1960), さらにその時の表面筋電図の周波数分析では徐波化の生じること (小木・袴田, 1962; SATO, 1965, 1966; SATO, 1977) が知られている。

一方、針電極を用いた筋電図では、作業時、筋疲労に伴う運動単位発射の同期化を観察したもの (BUCHTHAL and MADSEN, 1950; BIGLAND and LIPPOLD, 1954; 小木・袴田, 1962) や、単一運動単位の活動電位の振幅及び持続時間を作業継続中観察したもの (LINDSLEY, 1935; BIGLAND and LIPPOLD, 1954; DE LUCA and FORREST, 1973), 作業終了後観察したもの (BUCHTHAL *et al.*, 1954 b; LIPPOLD *et*

*al.*, 1960; LARSSON *et al.*, 1965) がある。

LARSSON *et al.* (1965) は、疲憊後に単一運動単位の多相性活動電位が多くなるという興味深い結果を示している。しかし疲労時の針筋電図は表面筋電図と比較して研究者により同一の結果は示されておらず、多相性活動電位の出現機序も明らかにされていない。

本研究の目的は、疲労前及び疲憊直後に運動単位の活動電位を導出し、その波形と持続時間を比較することである。また、疲労前及び疲憊直後に表面筋電図を導出し、そのパワースペクトルを求め、針電極による結果と併せて筋疲労時の筋電図について考察した。

### 方 法

被験者は健康な成人男子 (23~28歳) 12名であった。実験は気温約 25°C の室内で行なった。疲憊に至らすための筋作業として、右肘関節を直角に屈曲させ、手首に 10 kg の重さの負荷を与え保持させた。疲憊に達し負荷の保持が不能になったら作業を中止し、30秒の間隔を置いた後、同様にしてさらに作業を繰り返し行なわせた。第9回作業以降から次に示す筋電図の導出を行ない、第12回作業にて終了とした。なお

筋電図の導出のため、作業間隔は第9回作業後では約40秒、第10, 11回作業後では約130秒に延長された。

運動単位の活動電位は、作業前及び繰り返し作業の第10, 11, 12回終了直後、右上腕二頭筋から針電極で導出した。なお作業後においては、それぞれの作業終了時から2分間に限定した。導出中は右肘関節を直角に屈曲させ、腕の自重により、また場合によっては意識的に軽い収縮を行なわせた。針電極は同心型（日本光電製、1/4, 20 mm）を使用し、刺入後方向及び深さが徐々に変化するように移動させた。1被験者に対する刺入回数は作業前後のおおの6~8回であった。

双極表面筋電図は、作業前及び繰り返し作業の第9回終了直後、右上腕二頭筋から導出した。導出中は右肘関節を直角に屈曲させ、手首に1kgの負荷を与え、30秒間これを保持させた。1kgの負荷は安定した筋電図を得る目的で用いた。電極には直径9mmの銀皿電極を用い、電極間距離3cmにて筋腹上に、筋線維に対し並行に配置した。増幅器の時定数は0.03秒、電極間抵抗は20K $\Omega$ 以下とした。本研究において表面筋電図と針筋電図の同時導出は雑

音の混入により不可能であったため、両者は分離して導出した。

以上の筋電図の記録はデータレコーダ（TE-AC製R-410）を使用し、毎秒30インチのテープ速度で行なった。針電極により導出した活動電位については、毎秒6インチのテープ速度で再生し、データ処理用電子計算機（日本光電製ATAC 501-20）に入力した。電子計算機に記憶させた活動電位はオシロスコープにその波形を表示させ、BUCHTHAL *et al.* (1954a) に基づき1, 2, 3相性及び4相性以上の多相性活動電位に分類して持続時間を測定した。表面筋電図については、その自己相関関数をフーリエ変換して6.2 Hz から192.2 Hz まで3.1 Hz 毎に（SATO, 1976）作業前後それぞれ15秒間のパワースペクトルを求めた。

## 結 果

10 kg の負荷による繰り返し作業の持続時間の推移は、第1回の平均値は150秒、第2回の平均値は60秒となり、第8回以降30秒程度に落ち着いた。第11, 12回作業では作業間隔の延長のため、持続時間はやや増加した（第1図）。

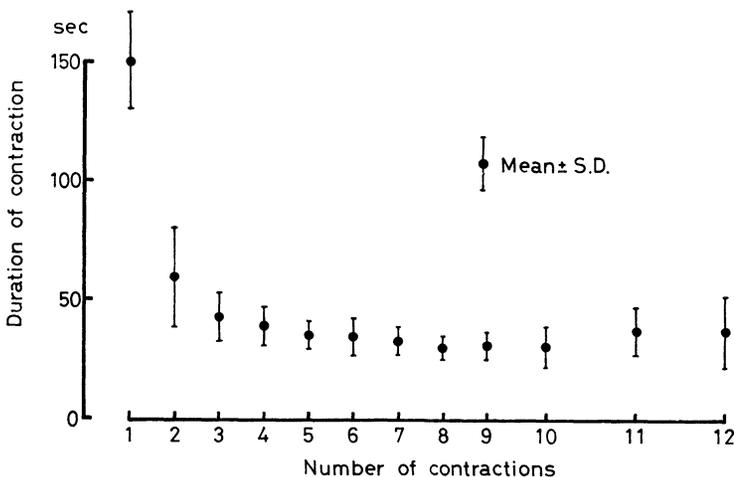


Fig. 1. The mean and S. D. of duration of sustained contractions.

**Table 1.** Changes of percentage frequency of 1-3 phasic and polyphasic action potentials before and after work. mean±S. D. \*\*p<0.01, \*\*\*p<0.001

	Before work	After work	Difference After-Before
1 phasic action potentials	11.98±5.80	5.21±3.96	- 6.77**
2 phasic action potentials	29.83±10.02	24.63±7.98	- 5.20
3 phasic action potentials	43.47±8.71	44.51±4.45	+ 1.04
1-3 phasic action potentials	85.29±3.95	74.35±7.46	-10.94***
Polyphasic action potentials	14.71±4.01	25.65±7.46	+10.94***

**Table 2.** Changes of duration of 1-3 phasic, polyphasic and all action potentials before and after work. mean±S. D. The bottom column shows the difference of duration between 1-3 phasic and polyphasic action potentials.

\*p&lt;0.05, \*\*p&lt;0.01, \*\*\*p&lt;0.001

	Before work	After work	Difference After-Before
1 phasic action potentials	5.44±1.46	4.90±1.08	-0.54*
2 phasic action potentials	5.85±1.54	5.39±1.30	-0.46***
3 phasic action potentials	6.56±1.76	6.40±1.29	-0.16
1-3 phasic action potentials	6.15±1.70	5.96±1.76	-0.19*
Polyphasic action potentials	6.83±1.98	6.32±1.78	-0.51*
All action potentials	6.25±1.76	6.04±1.78	-0.21**
Difference Poly.-(1-3)	0.68***	0.36**	

**Table 3.** Averaged percentage of the power of the lower frequency components (below 40 Hz) to the total power in the surface electromyograms (EMG) before and after sustained contraction in biceps brachii. mean±S. D. \*\*p<0.01

	Before work	After work	Difference After-Before
Percentage of lower frequency components	33.71±8.78	45.91±8.94	12.20**

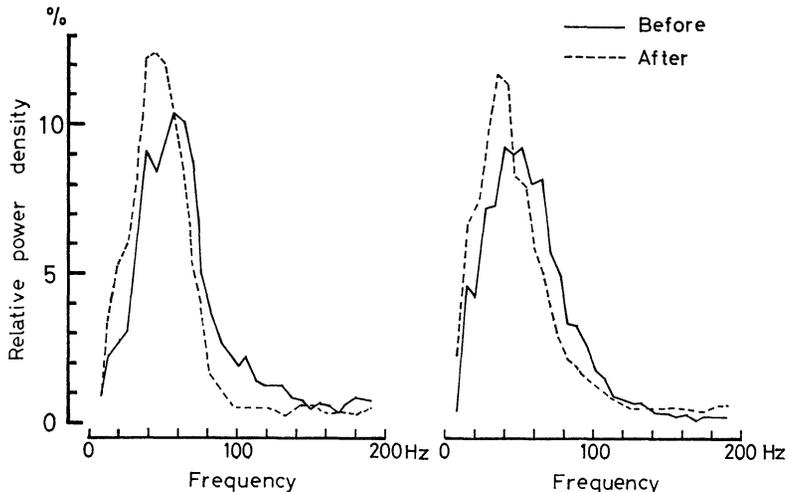
針電極で導出した活動電位の1被験者あたりの総数は、作業前77~170、作業後46~131で、作業前後合わせて143~238であった。第1表は1-3相性及び多相性活動電位の出現率を作業前後について示してある。値は個人毎の出現率の平均及び標準偏差である。作業後、1-3相性活動電位は85.3%から74.4%と減少し( $P < 0.001$ )、一方多相性活動電位は14.7%から25.7%と増加した( $P < 0.001$ )。なお1-3相性活動電位の各相における出現率の変化は、1相性活動電位では作業後有意な減少を示したが、2相性及び3相性活動電位では有意な変化を示さなかった。

第2表は得られた全標本の1-3相性及び多相性活動電位における持続時間を、作業前後について示したものである。持続時間は、1-3相性活動電位では作業前6.15 m secから作業後5.96 m secとなり、多相性活動電位では作業前6.83 m secから作業後6.32 m secとなり、いずれも作業後有意に( $P < 0.05$ )減少した。1-3相性活動電位の各相においては、作業後3相性活動電位以外は持続時間が有意に減少すること

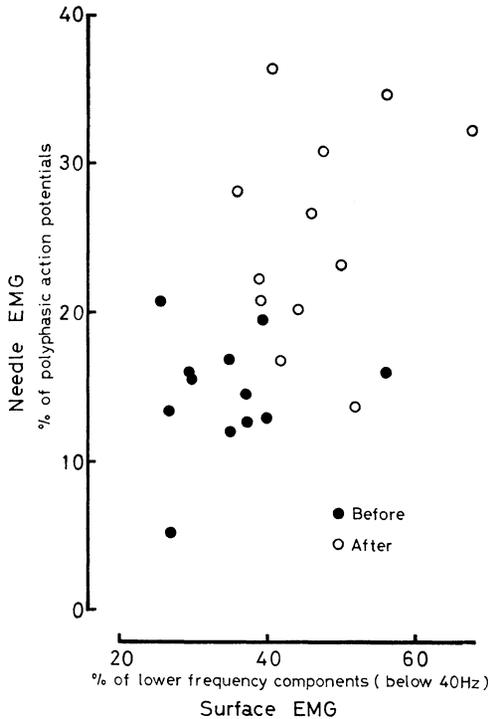
が認められた。

表面筋電図の周波数分析において、作業後徐波化することが認められた。低周波数成分(40 Hz以下)が全体に対し占める割合について平均値を比較すると、作業前が33.7%であるのに対し、作業後は45.9%となり疲労により徐波化している(第3表)。第2図に代表的な2名についてパワースペクトルの変化を示した。作業後ピークが低周波数方向に偏位している。

表面筋電図の周波数分析における低周波数成分(40 Hz以下)が全体に対し占める割合と、多相性活動電位の出現率との相関について第3図に示した。作業前後にわたる両者の相関係数は0.518( $P < 0.01$ )となり、徐波化が進む程度と多相性活動電位の出現率とは有意な正の相関が認められた。作業前のみ或いは作業後のみにおける両者の相関には有意性が見られなかった。しかし低周波数成分が全体に対し占める割合及び多相性活動電位の出現率の、作業前に対する作業後の比においては(第4図)、この両者の相関係数は0.705( $P < 0.05$ )となり、有意な正の相関が認められた。



**Fig. 2.** Power spectra of the surface EMG in typical two subjects. Solid line and broken line mean the power spectra before and after work respectively. The ordinate means the percent of the power density of each frequency to the total power.

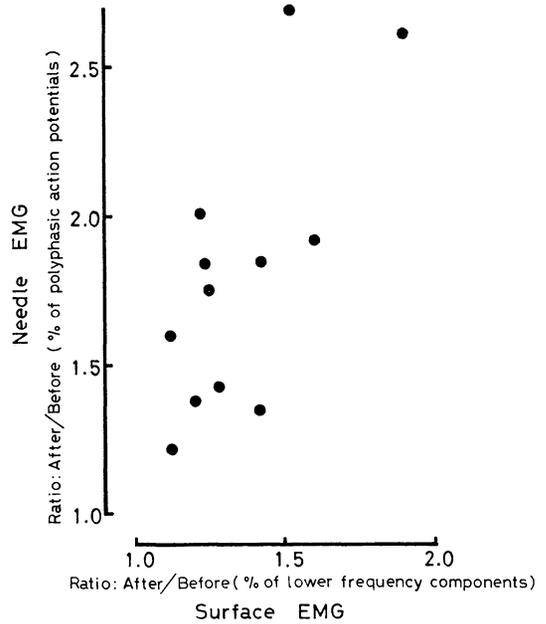


**Fig. 3.** Correlation between percentage of lower frequency components below 40 Hz in the surface EMG and percentage of polyphasic action potentials in the needle EMG.

考 察

針電極により導出した運動単位において、疲憊後4相性以上の多相性活動電位の割合が有意に増加した(第1表)。疲労時の多相性活動電位の増加は LARSSON *et al.* (1965) 及び BUCHTHAL *et al.* (1954 b) によって指摘されている。LARSSON *et al.* (1965) は作業終了後15分目から20分目の間に運動単位の活動電位を導出し、上腕二頭筋では4相性以上の活動電位が疲労前の13.7%から26.7%に増加することを示した。BUCHTHAL *et al.* (1954 b) は作業終了直後に多相性活動電位が疲労前の8%から23%に増加することを示した。

運動単位の活動電位の持続時間は疲憊後減少することが認められた(第2表)。LIPPOLD *et al.* (1960) は作業終了後活動電位の持続時間が



**Fig. 4.** Correlation between ratio; after/before in percentage of lower frequency in the surface EMG and ratio; after/before in percentage of polyphasic action potentials in the needle EMG.

延長することを示し、これは筋線維内の伝導速度の変化によると考察した。DE LUCA and FORREST (1973) は作業継続中70例の運動単位の活動電位を観察し、40例で延長、23例で短縮、平均値では延長するという結果を示した。BUCHTHAL *et al.* (1954 b) は作業直後の活動電位の持続時間に有意な変化を認めなかった。LARSSON *et al.* (1965) は疲憊後、活動電位の有意な持続時間短縮を認めた。このように作業継続中或いは疲憊後とも研究者により異なった結果が得られている。著者らの結果は LARSSON *et al.* (1965) と一致するものである。LARSSON *et al.* (1965) はその機序については明確な考察をしておらず、今回の研究においても明らかにすることはできなかった。

4相性以上の多相性活動電位の増加及びその

持続時間短縮が疲憊後認められた。同様の結果を得た LARSSON *et al.* (1965) は疲憊後の多相性活動電位の増加及びその持続時間短縮は、筋疾患において見られる現象と酷似していることを指摘した。myopathy では運動単位の中のいくつかの筋線維が破壊され、その結果筋線維活動の非同期化が生じ、多相性活動電位の増加と持続時間短縮が生じると考えられている (GOODGOLD and EBERSTEIN, 1972)。HATHAWAY *et al.* (1969) はモルモットの腓腹筋をマッサージしたりハンマーで軽く叩くことによって myopathy に類似した組織変化が生じることを示した。さらに針を何回も筋内に刺入することによっても needle myopathy の存在することが示されている (ENGEL, 1967)。これらの知見から、今回のような強度の収縮による筋疲労では筋炎に類似した現象を生じていることが考えられる。しかし myopathy による多相性活動電位の持続時間は正常な運動単位活動電位の持続時間より短いことが知られている (GOODGOLD and EBERSTEIN, 1972)。本研究結果では多相性活動電位の方が 1-3 相性活動電位より持続時間が長く (第 2 表)、この現象は myopathy 的な筋組織変化で説明することは困難である。

また、多相性活動電位の出現は、神経筋接合部での伝達時間に差が生じたり或いは筋線維内における興奮伝導に筋線維相互間に差を生じるためとも解釈されている (津山, 1966)。この場合、活動電位の持続時間の延長と振幅の減少が指摘されており (LIPPOLD *et al.*, 1960) 疲憊後に活動電位の持続時間短縮を認めた本研究とは一致するものではない。

BUCHTHAL *et al.* (1954b) は、作業後運動単位発射が同期する傾向が強まることを指摘し、疲労時の多相性活動電位の増加は、運動単位発射の不完全な同期によるものと考察した。疲労前及び疲憊後とも多相性活動電位の持続時間が 1-3 相性活動電位より長いこと BUCHTHAL

*et al.* (1954b) が指摘しているように、単一運動単位の多相性活動電位ではなく複数の運動単位発射の不完全な同期によるものと考えの方が妥当のように思われる。疲憊後多相性活動電位の持続時間が短縮したのは、個々の運動単位の活動電位の持続時間が短くなり、これらの運動単位の発射がより完全な同期活動をするためと考えられる。

筋疲労時の双極表面筋電図における徐波化は上腕二頭筋においては 40 Hz あたりをさかいにしておくことから (小木・袴田, 1962; SATO, 1977), 40 Hz 以下の周波数成分が全体に占める割合を算出した。その結果疲憊後の表面筋電図の周波数分析では 40 Hz 以下の成分が顕著に増大した (第 3 表)。この表面筋電図の低周波数成分 (40 Hz 以下) が全体に占める割合と多相性活動電位の出現率とは有意な正の相関が認められた (第 3 図)。さらに低周波数成分が全体に対し占める割合及び多相性活動電位の出現率の作業前に対する作業後の比においても有意な相関が認められた (第 4 図)。これらの結果は、疲憊後の多相性活動電位の増加は表面筋電図における徐波化と関連していることを示している。小木・袴田 (1962) は、著しい疲労の下では運動単位発射の群化と表面筋電図における徐波が対応することを確認した。このことは本研究における観察 (第 3 図) と一致する。以上の事実は、疲憊後に運動単位発射の同期化がおこり、疲憊後の多相性活動電位の増加は運動単位発射の同期化の結果生じるということを示すものと思われる。

## 文 献

- BIGLAND, B. & O. C. J. LIPPOLD, 1954: Motor unit activity in the voluntary contraction of human muscle. *J. Physiol.*, 125: 322-335.  
 BUCHTHAL, F. & A. MADSEN, 1950: Synchronous activity in normal and atrophic muscle. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 2: 425-444.  
 BUCHTHAL, F., C. GULD & P. ROSENFALCK, 1954a: Action potential parameters in nor-

- mal human muscle and their dependence on physical variables. *Acta Physiol. Scand.*, 32: 200-218.
- BUCHTHAL, F., P. PINELLI & P. ROSENFALCK, 1954b: Action potential parameters in normal human muscle and their physiological determinants. *Acta Physiol. Scand.*, 32: 219-229.
- DE LUCA, G. J. & W. J. FORREST, 1973: Some properties of motor unit action potential trains recorded during constant force isometric contractions in man. *Kybernetik*, 12: 160-168.
- ENGEL, W. K., 1967: Forcal myopathic changes produced by electromyographic and hypodermic needles. *Arch Neurol.*, 16: 509-511.
- GOODGOLD, J. & A. EBERSTEIN, 1972: *Electrodiagnosis of neuromuscular diseases*. 1st ed., Baltimore.
- HATHAWAY, P. W., D. S. DAHL & W. K. ENGEL, 1969: Myopathic changes produced by local trauma. *Arch Neurol.*, 21: 355-357.
- 小木和孝・袴田 忠, 1962: 筋疲労時の表面筋電図の周波数分析, *労働科学*. 38: 519-528.
- LARSSON, L. E., H. LINDERHOLM & T. RINGQVIST. 1965: The effect of sustained and rhythmic contractions on the electromyogram (EMG). *Acta Physiol. Scand.*, 65: 310-318.
- LINDSLEY, D. B., 1935: Electrical activity of human motor units during voluntary contraction. *Am. J. Physiol.*, 114: 90-99.
- LIPPOLD, O. C. J., J. W. T. REDFEARN & J. VUCÖ, 1960: The electromyography of fatigue. *Ergonomics*, 3: 121-131.
- SATO, H., 1976: Power spectral analysis of surface electromyograms during isometric contractions. *J. Anthrop. Soc. Nippon*, 84: 1-14.
- SATO, H., 1977: Electromyographic study of muscle fatigue in sustained isometric contractions. *J. Anthrop. Soc. Nippon*, 85: 83-94.
- SATO, M., 1965: Some problems in the quantitative evaluation of muscle fatigue by frequency analysis of the electromyogram. *J. Anthrop. Soc. Nippon*. 73: 20-27.
- SATO, M., 1966: Muscle fatigue in the half rising posture. *J. Anthrop. Soc. Nippon*. 74: 195-201.
- 津山直一, 1966: 筋電図入門. 三木威勇治・時実利彦編, 第3版, 東京, 130-133.

(1977年4月16日受付)

## Changes of the Motor Unit Activities in Muscle Fatigue

Masahiro YAMASAKI<sup>1)</sup>, Kazuhiko YAMASAKI<sup>1)</sup> and  
Hajime HISANAGA<sup>2)</sup>

1) *Department of Ergonomics, Kyushu Institute for Design  
Research*

2) *Department of Environmental Health, Kurume University*

Changes of the surface and needle electromyogram (EMG) of the biceps brachii in fatigue were investigated.

The subjects kept a 10 kg weight applied to the wrist with the elbow flexed about 90°, until they were not able to maintain the elbow in this position. This exhausting contraction was repeated twelve times with a pause of 30 sec between each contraction until eight times. The pause durations from 9th contraction to 12th were longer than 30 sec in order to record the EMG.

The surface EMG were recorded during slight contraction in the biceps brachii after the 9th sustained contraction, and the needle EMG after 10th, 11th and 12th contractions.

In fatigue which followed exhausting contractions, the percentage of polyphasic action potentials recorded with a concentric needle electrode increased, and the duration of all action potentials decreased (Table 1 & 2). These results were discussed comparing with the characteristic EMG of myopathy and with the previous electromyographic studies on muscle fatigue. The power spectra of the bipolar surface EMG showed the frequency lowering in fatigue (Fig. 2 & Table 3).

It was ascertained that the correlation between the percentage of polyphasic action potentials and that of lower frequency components (below 40 Hz) was significant (Fig. 3). It was inferred that increased polyphasic action potentials and the frequency lowering in fatigue was due to synchronization between discharges from different motor units.