筋収縮時の放電周波数特性(第二報)

——等張性表面筋電図の相関々数・フーリエ解析——

永 田 晟* 室 増 男** 北 本 拓***

FREQUENCY CHARACTERISTICS IN ISOTONIC MUSCULAR
CONTRACTIONS FROM CORRELATION FUNCTION
AND FOURIER TRANSFORMATION OF
SURFACE ELECTROMYOGRAM
(THE SECOND REPORT)

AKIRA NAGATA, MASUO MURO AND HIRAKU KITAMOTO

Analytical method of correlation function and Fourier transformation has been applied for surface electromyogram. This study is to be aimed to investigate relation between motor-activities in isotonic muscular contractions and frequency in muscular electric discharge. By help of digital electrical computer, frequency characteristics in isotonic contraction of M. Biceps Brachii and M. Rectus Femoris have been calculated as Power Spectrum Density clearly and quantitatively.

As the result of this study, following points were revealed.

1) Fourier transformation was cleared up as the available method of physical fitness research in interpretation of surface electromyogram, on the assumption whose phenomenon was stationary in the process of statistical probability.

2) Upon isotonic contraction, high and low frequency bands were divided distinctly among muscular discharge of surface electromyogram, that were about 20Hz and 75-90 Hz bands.

3) In proportion to intensities of load and to alteration of movement velocity, high discharge frequency band showed changes of ranges of $\pm 15\text{Hz}$, but low discharge frequency band showed no change.

4) In high discharge frequency band, density of Power Spectrum of M. Biceps Brachii was larger than that of M. Rectus Femoris, but on the other hand of low discharge frequency band, this Power Spectrum displayed no difference between both muscles.

5) Comparing with two sorts of muscular contraction, that were isotonic and isometric, high discharge frequency band of the former was higher about 10Hz than that of the later.

6) It was supposed that this low frequency band was dependent upon tonic Neuro Muscular Units and was corresponding to slow contraction of red-colored muscles.

7) It was considered that this high frequency band depended on phasic N.M.U. and had connection with quick contraction of pale-colored muscles.

(J. Physical Fitness Japan 1976, 25, 28~36)

* 東京都立大学 Tokyo Metropolitan Univ.

** 都立墨田川高校 Sumidagawa High school

*** 国学院大学 Kokugakuin Univ.

I. 緒 言

身体運動の筋機能を観察するには、筋収縮現象を電氣的活動として筋電図を測定すれば便利である。なぜなら筋活動が神経インパルスの発射頻度と対応関係にあるといわれているためである。1912年 Piper, H.²⁹⁾ による筋電図のモノグラフが報告されて以来、Adrian, E.D. と Bronk, D.W. (1927) の同心型針電極の考案、Fatt, P. と Katz, B. (1951) による細胞内導出法¹⁴⁾、さらに時実利彦・津山直一 (1952) の「筋電図の臨床」³⁵⁾ の報告によって、筋電図の研究は目覚ましい進歩を遂げてきた。現在筋電図の研究にこうした生体電気現象の中で神経・筋系には特有な放電間隔があり²⁸⁾、その活動の結果としてある身体運動パターンが現われる。神経インパルスが筋の活動を促し、その発射間隔によって筋活動の強弱すなわち張力の大小を調節しているといわれる。したがって筋活動の特性を調べるには筋放電量と放電間隔が状態関数となる。

本来、表面筋電図は隣接する筋線維群の活動電位をも混入するので干渉波(合成波)を形成し¹⁵⁾、さらに時間的に極めて複雑に変動する波形であり、パルス波形として導出される単一NMUに比して、放電間隔の分析は非常に困難である。したがって筋電信号を周波数分析するには、時間の経過と共に複雑に変動するものと仮定して、統計量を求めることになる。筋電信号を不規則過程内の発生量として捉え、その不規則信号の未来値は統計的な確率過程において定常状態に収束し、一種のエルゴード性をもつものと仮定する。すると時間領域における相関々数を求め、さらに周波数領域に変換(一種の複素数の領域)してパワースペクトルを求めることが可能となる。振動現象の定量的解析と同じように、表面筋電図の周波数分析が統計的に妥当な方法であることがわかつて思う¹⁾²⁾¹¹⁾²⁵⁾³¹⁾。特に鯨島³¹⁾ は確率過程内での周波数分析において、前提条件とされる現象の「定常性とエルゴード性」について検討し、表面筋電図を定常確率過程とみなして、データ処理法としての周波数解析が適当であると指摘している。近年こうした統計的な仮定を背景として筋の活動状態を周波数分析により定量的に表示し、多数の発表

がみられる¹⁸⁾²⁸⁾³²⁾。特に表面筋電図については、Walton, J.N.³⁷⁾ (1952), Fex, J. and Krakau, C.E. T.¹³⁾ (1958), 奥村²⁷⁾ (1957), 小木・袴田¹⁸⁾ (1962), 佐藤³²⁾³³⁾ (1967), らの報告がみられる。また Person, R.S. and Mishin, L.N.²⁸⁾ (1964), 松本²²⁾ (1967), Scott, R.N.³⁴⁾ (1967), 鯨島³¹⁾ (1973) らによって表面筋電図のパワースペクトル分析がおこなわれている。しかし、これらの報告の大部分はデータ処理法の不完全さと同時に演算の正確性、サンプリング法、S/N 比に若干の問題がみられるので、ディジタル計算機の機能を駆使し、身体運動パターンとの相互関係によって本研究をおこなった。著者らもこのような統計処理法を表面筋電図に応用し、身体運動上の特徴を把握しようとした。さらに筋・神経の相互連関メカニズムを筋放電状態から探索しようとするものである。著者らの第一報²⁵⁾ においては等尺性筋収縮の周波数特性を報告したが、第二報においては同じ手法を用いて等張性筋収縮時の周波数特性を解析した。

II. 方 法

1) 実験方法: 健康成人5名を被験者とし、被験筋は上腕二頭筋(長頭)・三頭筋(外側頭)および大腿直筋・二頭筋(長頭)を選び、等張性筋収縮をおこなわせ、そのとき生体用増幅器(フィルターなし)を介して、表面筋電図を記録した。各部位の姿勢と実験条件は第一報と同じである。

前腕部・下腿部の屈伸運動の速さは20, 40, 80/min. のリズムでおこなわせ、そのリズムが乱れないように動きの速度を正弦波としてブラウン管上に明示した。負荷状態として手首関節の屈曲時に負荷を、足首関節の伸展時に負荷をそれぞれ与え、その量は2.5, 5, 10, 15kgを用いた。当該筋の筋線維走行と平行に、皮膚上に2個の塩化銀皿電極を約2.5cm 離して各筋群の motor point と称される場所に貼り付けて、電極間抵抗を15k Ω 以上にならないよう皮膚にペーストをすり込み、電極が運動時に動揺しないように両面テープではりつけ、10数分後表面筋電図を導出し、ペン書きレコーダおよびアナログデータレコーダ(磁気記録装置)を用いて同時記録した。

2) データ解析方法: 複雑に変動する表面筋電信号と負荷量および屈伸リズムとの対応関係を明ら

かにするために, 不規則信号中から目的とする統計量を導き出す方法としてパワースペクトルを用いた¹⁾²⁾¹¹⁾。これらのデータ処理法と統計的な背景は第一報と同じである。すなわち一旦アナログデータレコーダに集録し, それを再生し A/D 変換することにより相関々数*を演算させ, Fourier 変換することによりパワースペクトル密度**を求め, それを同時に一方の出力端子から各周波数振幅をデジタルプリンタに記録し, 他方は D/A 変換して XY レコーダに書かせた。分析条件は有限積分とし, 時間間隔(τ)は 1 msec., 分析時間は 30-60sec., 周波数 Range (全周波数成分の分析範囲)は 500Hz とした。

3) 対象とした被験筋群: 当初, 上腕部と大腿部の主動筋と拮抗筋を同時記録したのであるが, こうした等張性筋収縮においては主動筋のみの緊張が大きく拮抗筋は小さかった。そのため主動筋のみの分析とし, 等張性筋収縮の特徴が把握できると判断した。

III. 結 果

上腕二頭筋 (M.B・B) と大腿直筋 (M.R・F) に屈伸運動による等張性筋収縮をおこなわせ, そのと

$$* \text{ 式: } \phi_{xx}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(t) \cdot x(t+\tau) dt$$

** $\phi_{xx}(\tau)$ を Fourier 変換すると式: $\Phi_{xx}(\omega)$

$$= \int_0^\infty \phi_{xx}(\tau) e^{-j\omega\tau} d\tau$$

ただし, x : ある信号 $x(t)$: x のある時刻 t での値, τ : 遅延時間

Fig. 1 A example of Power Spectrum Density in isotonic contraction

きの表面筋電図をパワースペクトルとして表示した。その結果, 筋放電の周波数成分が図1のように二分離して出現している。すなわち 20Hz 付近を低周波数成分(LFB), 75-90Hzの帯域を中心とする周波数を高周波数成分(HFB)と命名する。今後, M.B・B, M.R・F および LEB, HFB の略語を用いる。

1) 屈伸運動リズムの遅速による筋放電周波数変動について

等張性筋収縮をおこなわせたときの表面筋電図を周波数分析して, LFB と HFB のピーク値を sub. K, M の2人についてプロットしたものが図2, 3である。LFB は屈伸運動リズムの遅速による変動が小さく, 数 Hz 大きくなる傾向にあった。この LFB の中心は約 20Hz が主で, ± 5 Hz の変動範囲にあった。HFB において, リズムの遅速による影響は個人的に差があるが, リズム間の周波

Fig. 2 High and low frequency changes in Power Spectrum of M. Biceps Brachii

Fig. 3 High and low frequency changes in Power Spectrum of M. Rectus Femoris

Fig. 4 Power Spectrum Density in isotonic contraction of M. Biceps Brachii with changing load and rhythm

Fig. 5 Power Spectrum Density in isotonic contraction of M. Rectus Femoris with changing load and rhythm

数の変動幅は LFB に比して大きく、リズムが速くなるにつれて中心周波数は低減する傾向を示し、 $\pm 15\text{Hz}$ の範囲内で変動している。

2) 負荷量の増減による筋放電周波数変動について

LFB は変動が小さく $\pm 5\text{Hz}$ くらいの変動範囲であった。しかし HFB は負荷量の影響を受け、増大と共に中心周波数が数 Hz 低減する傾向を示し、実験条件によって $\pm 15\text{Hz}$ くらいの範囲内で変動している。

3) 上腕部と大腿部の筋放電周波数成分の特性について

屈伸運動の主動筋としての M.B・B と M.R・F のパワースペクトルの密度波形を示したものが図 4, 5 である。M.B・B において, LFB と HFB のパワースペクトル密度(density)は HFB の方が, 若干大きい傾向にある。しかし大腿直筋は逆に LFB の密度が大きい傾向を示した。また M.B・B では軽い負荷 2.5kg において LFB・HFB の程度が両者共に殆んど同じパワー密度を示すが, 5 kg 以上の重い負荷になると HFB の密度が大きく出現している。他方 M.R・F では, 負荷 2.5, 5 kg においてすでに LFB・HFB の密度が異なっている。すなわち, LFB の密度が大きく現われるが, 被験者によっては逆に HFB の密度が大きくなる場合もある。全体的に M.B・B は HFB, M.R・F では LFB に高い密度を示した。

IV. 考 察

1) 表面筋電図のデータ検出と処理システムについて

筋電図の周波数分析に当って, まず大切なことは純粋な筋電信号を正確に導出することである。

それには, すべての筋電図は活動電位をそのまま記録しているのではなく, あくまでも電極そして生体増幅器を仲介し, さらに生体のインピーダンス等々の複雑な物理現象を含んで, 記録器に記録されていることを考えねばならない。筋電信号の記録に当って最も問題になるのは S/N 比である。したがって筋電信号の導出は電極や各種機器の接続端子からノイズを拾うことが多いので細心の注意を払うべきである。記録は磁気記録装置のノイズ発生が少ない高性能な FM 変調方式のアナログデータレコーダを用い, 一旦集録した。表面筋電図は干渉波であるため, 個々の NMU が重り合って合成波を形成している。そうしたことから筋電信号は静的な実験データでなく, 時間という変数を含んだ動的な信号であり, 不規則現象であると考え, 現象から生ずる物理量の変動の未来値をどの位の確率で生ずるかという統計的な取り扱いが必要になる。そこで不規則現象の性質を把握するに重要な役割を果たすスペクトル密度といわれる量を処理できるシステムを組んだ²⁾²⁷⁾³¹⁾。

換言すれば通常いかなる信号波形も一定の振幅および位相特性を持った異なった周波数の正弦波の和として表わすことができるから, 統計量をパワースペクトルとして, 不規則信号の中に正弦波の各周波数成分が平均してどのような割合で含まれているかを示すことになる。したがってパワースペクトルが示すピーク値は, ある筋運動をおこなっているときの中心的に働いている周波数成分であると評価してもよい。

2) 周波数分析法の応用性について

一般的に, 表面筋電図を導出して記録紙に筋電波形を書かせ, その放電状態から運動パターンの特性を検討しているのが通常であった。身体運動学上, 針電極法と比較しても皮膚表面からの筋電図の導出は極めて大切な手段であることはいうまでもない。従来のように単に筋電図の波形の出現状態から運動特性を知るだけでは, 神経一筋の作用機序を探ることにならず, あくまでも視覚的な定性的分析に終わってしまう。筋発射頻度を周波数分析する方法により, 従来みられなかった神経一筋の規則的な機序が解明できそうである¹³⁾²⁷⁾。周波数分析法には, Piper, H.²⁹⁾による通称 Piper rhythm をとり出したような直視的観察法を始め, audiospectral analysis, Fourier analysis, Auto-correlation, (Cross-correlation), Power spectrum density 等の測定方法が用いられている⁸⁾³⁰⁾。最近, 神経生理学でインパルス確率過程からみて, その統計的性質を知り, 神経・筋系の作用機構を追究しようとする研究が多くなった⁴⁾¹³⁾²⁸⁾³¹⁾。表面筋電図もそのような統計処理が可能だと思われる²⁰⁾。特に身体運動学上, 神経一筋の対応関係から筋収縮現象の特性を知ることが動作解析に役立ち, 分析の一手法として確立できると思われる。身体運動特性を知る上で表面筋電図の応用として, 主に筋放電量(振幅変化および積分筋電図等)の考察にとどめていたが, こうした周波数分析によって別の側面の考察が可能となった。この分析法は生体の電気現象を振動論的解明にまで適用したことになる。

3) 屈伸運動リズムの遅速変化および負荷量の増減が筋放電間隔に及ぼす影響について

日常の身体運動の殆んどは等張的な筋収縮で屈, 伸, 内転, 外転, 回旋筋等の組合せによって

Table 1 Distribution of low and high frequency bands with regard to muscles, loads, rhythm and two subjects

Muscle	load (kg)	sub. Rhythm	K			M		
			20/min	40/min.	80/min	20/min	40/min	80/min
Biceps Brachii	2.5		24 94	25 98	23 90	19 91	19 90	26 97
	5		23 105	24 86	21 83	26 87	25 94	20 89
	10		24 90	26 75	19 77	24 96	27 94	27 81
	15		26 80	25 86	—	27 78	27 80	—
Rectus Femoris	2.5		16 72	16 72	20 78	20 88	14 98	18 76
	5		17 79	16 88	23 86	19 91	16 88	22 76
	10		18 76	18 80	22 83	20 80	20 98	22 71
	15		19 74	20 79	24 76	18 90	20 98	25 82

単純な運動から複雑な運動までおこなわれる。等張性筋収縮の特性をみるためのパラメーターとしてリズム変化 (20/min→40/min→80/min) と負荷量変化 (2.5kg→5kg→10kg→15kg) から検討すると、LFB はリズムおよび負荷量変化による影響は殆んどなかった (図 4, 5 参照)。この等張性筋収縮では筋の長短による運動をおこなっていると共に、その時間的あるいは空間的な筋収縮に筋緊張を必要とするため、LFB はこの緊張性の運動をつかさどる筋群の放電間隔とみて間違いない³⁵⁾。しかし HFB は LFB に比して負荷量変化や運動リズムの遅速変化による影響は大きく、個人差も大きかった。HFB は等張性筋収縮における運動調節筋線維群から発生するもので身体運動の基本要素である運動速度や筋張力発揮の役目はこの HFB が関与し、この作用レベルによって運動の遅速や張力の強弱が左右されるようだ。

4) 部位差による周波数成分

上腕部・大腿部を代表する M.B・B と M.R・F の周波数成分を考えてみると、LFB と HFB において M.B・B の方が M.R・F よりも高い周波数成分を示している (表 1 参照)。これは各種筋群の性質や連結関節部位によって、神経支配比 (多重神経支配比も含む) や筋力発生に必要な筋線維の収縮参加数の問題が上げられる。すなわち神経支配比の小さいものは細い運動 (密な運動) ができ、また大きいものはあらい運動 (粗な運動) になるといわれている¹⁵⁾。上腕部は前者に、大腿部は後者に属すると思われるので同一運動でも筋放電周

波数に有意差が生じたようだ²⁶⁾。さらに M.B・B は M.R・F にくらべて HFB の密度が大きく、M.R・F は逆に LFB の密度が大きくあらわれ、大腿部は Tonic な緊張的な動きをあらわし、上腕部は Phasic な相動的な動きをあらわす特徴を示した。

5) 等尺性筋収縮と等張性筋収縮の比較

第一報で報告した等尺性筋収縮と今回の等張性筋収縮時のパワースペクトルの波形はほとんど変わらない²⁵⁾。しかし密度において被験者 M と K では異なっている (図 6 参照)。周波数成分から見ると、LFB では両者の違いがないが、HFB では等張性収縮の方が約 10Hz 高くなる。そのため等張性筋収縮の HFB は平均して 75~90Hz で、等

Fig. 6 Comparison between Power Spectrum of isotonic and isometric contraction

尺性筋収縮の HFB は 70~80Hz となった。これは筋収縮の運動特性からすばやい動きを伴う等張性筋収縮が等尺性筋収縮よりも著明な Phasic 的な NMU の発射間隔に対応しているものと考えられる³⁾。そのために等張性筋収縮の HFB が高い結果となった。姿勢保持などの緊張性(持続性)の NMU 発射間隔と関係する LFB は、両筋収縮に同じように存在し、比較的速い動きに関与する相動性の NMU 発射間隔に相対する周波数成分は等張性筋収縮に多く関係していると思われる。換言すると等張性筋収縮では Phasic 的な NMU が多く参加しているものと考えられる³⁵⁾³⁶⁾。図 6 は M.R・F の場合であるが、M.B・B の場合もほとんど同じ傾向を示した。

6) 等張性筋収縮における LFB と HFB の放電について

骨格筋は機能的に収縮速度の速い筋(速筋)と遅い筋(遅筋)、組織学的に白筋・赤筋・中間筋、さらに NMU の発射頻度により相動性(Phasic or Kinetic NMU)と緊張性(Tonic NMU)に区別されている⁵⁾⁹⁾¹⁰⁾²⁴⁾³⁵⁾。こうして機能的に分類して、二種類の現象を報告している例が多い。表面筋電図のパワースペクトルの密度の場合も LFB と HFB に二分されて出現している(図 1 参照)。表面筋電図は筋群の活動を導出しているが、単一 NMU の放電間隔が基本すなわち発生源になっている。その観点から、時実・津山ら³⁵⁾は単一 NMU の最短固有間隔を緊張的な性質をもつ Tonic NMU で 20Hz、動的な性質をもつ Phasic or Kinetic NMU で 50Hz を区別して報告している。また Eccles, Granit¹²⁾¹⁶⁾¹⁷⁾らは、運動ニューロンの性質から、後過分極の持続時間が相動性運動ニューロン(Phasic motoneurone)において 50~100msec., 緊張性運動ニューロン(Tonic motoneurone)において 130~200msec. であり、各種運動ニューロンの放電間隔との関係を相動性運動ニューロンで 30~60Hz、緊張性運動ニューロンでは 10~20Hz であるとし、神経・筋の放電間隔に対応すると報告している¹⁹⁾²¹⁾。こうした報告を参考にすると、LFB の約 20Hz が単一 NMU における Tonic NMU の最短固有間隔に近似した周波数を示すのではなかろうかと推察される。そして持続的かつ筋収縮に参加する Tonic 的な

NMU と遅筋・赤筋(slow muscle, red muscle)からの放電に該当するものとも考えられる。また HFB の約 75~90Hz は、相動的あるいは速い筋収縮に参加する Phasic 的な NMU と速筋・白筋(fast muscle, pale muscle)からの放電に該当するものと考えられる。しかし他の文献による Phasic NMU の最短固有間隔は 50Hz であるのに対して本研究のそれに相当する HFB が約 75~90Hz である。これについての説明として、Tokizane, T. and Shimazu, H.³⁶⁾らによって NMU の活動には非同期的な放電の報告がある。すなわち、個々の NMU が非同期的に筋収縮に参加しているために、放電周波数の増大も現出してくる。そのためか本研究の HFB のパワースペクトルはブロードな帯域を示し、上の事実を裏付けられると思われる。さらに表面筋電図のために周囲の各種の筋線維群が相互に干渉波を形成しながら筋放電を作っているため、単一筋線維から導出された周波数より高い値がみられるようだ⁷⁾。その逆に同期化現象とみられる LFB は、帯域が狭く現われている⁶⁾。付言すると、50Hz 中心の周波数帯域はピーク密度として存在せず、HFB や LFB よりも 4~10dB の減少がみられた。

V. 要 約

生体の物理現象即ち表面筋電図を振動論的解明によって周波数分析法を応用した。その結果、等張性筋収縮運動パターンと筋放電周波数成分に一連の規則性を見出した。等張性筋収縮時の上腕部・大腿部の周波数特性を Power Spectrum Density から定量的に求めた。その結果、

1) 定常性などの統計的確率過程の仮定のもとで、表面筋電図の相関々数並びに Fourier 解析法が有効な分析法であることがわかった。

2) 分析した全周波数帯域(Range 500Hz)中、著明な周波数成分が二分して現われ、LFB(約 20 Hz)と HFB(約 75~90Hz)にわかれた。

3) 等張性筋収縮時のリズム遅速変化や負荷量の増減によって HFB の成分が $\pm 15\text{Hz}$ 範囲で変動した。しかし LFB には影響がなかった。

4) 上腕部の筋群(上腕二頭筋群)の HFB のパワースペクトル密度は大腿部の筋群(大腿直筋群)よりも大きく、LFB のパワー密度は同じ値

を示した。

5) 等尺性筋収縮の HFB と等張性筋収縮の成分との差は約 10Hz であった。

6) LFB は緊張性で, Tonic な NMU から発射される放電間隔と対応し, 遅い収縮の筋群に関連しているようである。

7) HFB は相動性で, Phasic な NMU から発射される放電間隔と対応し, 速く収縮する筋群に関連しているようである。

(受付 昭和51年 1月31日)

文 献

- 1) 赤池弘次(1968): スペクトル解析, 相関々数とスペクトル, 東大出版会, 28-46
- 2) Akaike, H. (1964): Statistical measurement of frequency response function, *Ann. of Inst. Statist. Mathemat.*, Suppl. **3**, 5-17
- 3) Andree, J. Lloyd., (1971): Surface electromyography during sustained isometric contractions. *J. Physiol.*, **30**, 713-719
- 4) Blackman, R.B. and Tuckey, J.W., (1958): The measurement of power spectra from the point of view of communication engineering, Part I. II, *BSTJ*, **37**
- 5) Buller, A.J., Eccles, J.C. and Eccles, R.M., (1960): Differentiation of fast and slow muscles in the cat hind limb. *J. Physiol.*, **150**, 399-416
- 6) Buchthal, F. and Madsen, A. (1950): Synchronous activity in normal and atrophic muscle. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, **2**, 425-444
- 7) Cerquiglini, S., Venerando, A. and Wartenweiler, J. (1973): *Medicine and Sport*, Vol. 8, Biomechanics III, Evaluation of athletic fitness in weight-lifters through biomechanical, bioelectrical and bioacoustical data, IS-BN, New York, 189-195
- 8) Chow, K.L. and Lindsley, D.F. (1969): Microelectrode study of residual neurons in the denervated lateral geniculate nucleus of the cat. *J. Neurophysiol.*, **32**, 116-126
- 9) Close, R., (1965): Effects of cross-union of motor nerves to fast and slow skeletal muscles. *Nature*, **206**, 831
- 10) Denny-Brown, D. (1929): The histological features of striped muscle in relation to its functional activity. *Proc. Roy. Soc. B.*, **104**, 371-411
- 11) 電気学会通信教育会(1973): 測定値の統計的処理, 3版, 信号処理, 電気学会, 83-154
- 12) Eccles, J.C., Eccles, R.M. and Lundberg, A. (1958): The action potentials of the alpha motoneurons supplying fast and slow muscles. *J. Physiol.*, **142**, 275-291
- 13) Fex, J., and Krakau, C.E.T., (1958): Frequency analysis of the Piper rhythm, *Acta Psychiat. Neurol. Scandinav.*, **33**, 54
- 14) Fatt, P. and Katz, B. (1951): An analysis of the endplate potential recorded with an intracellular electrode. *J. Physiol.*, **115**, 320-370
- 15) 藤森間一編(1966): 生理学大系VII運動系の生理学, 初版, 筋電図, 医学書院, 327-350
- 16) Granit, R., Hennatsch, H.D. and Steg, G. (1956): Tonic and phasic ventral horn cells differentiated by post-tetanic potentiation in cat extensors. *Acta Physiol. Scand.*, **37**, 114-126
- 17) Granit, R., Phillips, C.G., Skoglund, S. and Steg, G. (1957): Differentiation of tonic from phasic alpha ventral horn cells by stretch, pinna and crossed extensor reflexes. *J. Neurophysiol.*, **20**, 470-481
- 18) 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
- 19) Kuno, M., Miyata, Y. and Munoz-Martinez, E.J. (1974): Differential reaction of fast and slow α motoneurons to axotomy. *J. Physiol.*, **240**, 725-739
- 20) Kwatny, E. Thomas, D.H. and Kwatny, H. G., (1970): An application of signal processing techniques to the study of myoelectric signal. *IEEE Transactions on biomedical eng.*, **BME-17**, 303-313
- 21) Lippold, O.C.J., J.W.T. Redfearn, and J. Vuco., (1957): The rhythmical activity of groups of motor units in the voluntary contraction of muscle, *J. Physiol.*, **137**, 473-487
- 22) 松本 淳(1967): 表面筋電図の周波数分析に関する研究, 北関東医学, **17**, 369-387
- 23) 真島英信, 猪飼道夫(1974): 生体の運動機構と

- その制御, 2 版, 運動ニューロンの発射様式, 杏林書院, 143-155
- 24) 永井寅男(1974): 筋の生理学, 初版, 速筋と遅筋, 朝倉書店, 183-191
- 25) 永田 晟, 室 増男, 北本 拓(1975): 筋収縮時の放電周波数特性(第一報), 等尺性表面筋電図の相関々数・フーリエ解析, 体力科学, **24**, 111-117
- 26) 野島元雄, 松家 豊, 榑原久司, 西庄武彦(1975): 神経, 筋電図より人工義肢の筋電制御, 日本臨床, **33**, 142-147
- 27) 奥村修三(1957): 表面電極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
- 28) 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
- 29) Piper, H. (1912): *Elektrophysiologie menschlicher Muskeln*. Springer Uerlag, Berlin
- 30) 阪本捷房, 池田研二(1966): 生体現象における相関々数の測定, 医用電子と生体工学, **4**, 393-407
- 31) 鯨島宗弘(1973): 表面筋電図のスペクトル解析, 臨床脳波, **6**, 375-383
- 32) 佐藤方彦(1964): 双極表面誘導筋電図の周波数分析, 人類学雑誌, **72**, 92-106
- 33) Sato, M. and Tsuruma, S. (1967): A scope of the frequency analysis of the electromyogram. *Ann. Report of physical Education.*, **1**, 7-28
- 34) Scott, R.N., (1967): Myo-electric energy spectra., *Med. and Biol. Eng.*, **5**, 303-305
- 35) 時実利彦, 津山直一(1952): 筋電図の臨床, 協同医書出版, 68-81
- 36) Tokizane, T. and Shimazu, H. (1964): Functional differentiation of human skeletal muscle. *Univ. of Tokyo Press.*, 62
- 37) Walton, J.N., (1952): The electromyogram in myopathy, Analysis with the audio-frequency spectrometer., *J. Neurosurg. Psychiat.*, **15**, 219