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——

永 田 晟* 室 増 男** 北 本 拓***

FREQUENCY CHARACTERISTICS IN ISOMETRIC MUSCULAR CONTRACTIONS FROM CORRELATION FUNCTION AND FOURIER ANALYSIS OF SURFACE ELECTROMYOGRAM

AKIRA NAGATA, MASUO MURO AND HIRAKU KITAMOTO

Analyses of correlation function and Fourier transformation are one of the important tools in the investigation of biological phenomena. Since the method of these analyses had been applied for interpretation of surface electromyogram, isometric muscular contractions had been estimated easily and accurately. Reliability and validity of measured values had been acquired by the assistance of the electro-computer and statistology. On the assumption that generated processes of surface electromyogram of arm and leg were 1) probabilistic 2) stationary and 3) Gaussian, power spectrums of probability density functions of measured values, were calculated in X-Y charts.

As the results of the expeliment, following points were revealed.

1. For the estimation of surface electromyogram upon muscular isometric contractions, these analytical methods should be applied for physical fitness researches with reliability and validity of the results.

2. Upon the isometric muscular contraction, main discharge-frequency among surface electromyogram were existed in two bands of about 20 Hz and 90 Hz peaks.

3. In proportion to intensities of load (Kg), magnitude of the agonist's discharge was increased in the frequency-band of 90 Hz, and that of the antagonist's discharge also was increased in the frequency-band of 20 Hz.

4. According to these results, it was assumed that frequency-band of about 20 Hz would be corresponded with tonic muscular discharge and that of about 90 Hz would be equivalent to phasic muscular discharge.

5. The longer time of muscular contractions sustained, the wider the frequency-band of about 90 Hz became on account of mixed and interfered discharges of neighboring muscle groups.

(J. Physical Fitness Japan 1975, 24 : 111~117)

I. 緒 言

身体運動上、神経-筋の関連はきわめて大切であることはいうまでもない。それゆえ、筋収縮に関する単一筋線維の針電極筋電図の周波数分析は数多く研究され、神経-筋のメカニズムを探ろう

としている。他方運動学上表面筋電図も必要な情報源である¹²⁾²⁰⁾。必ずしも針電極法ばかりではなく表面電極法の有利な点も存在する。この表面筋電図の周波数分析は Piper rhythm をはじめとして数多く報告されている⁸⁾¹⁸⁾。この表面筋電図は、個々の筋群の放電が重合し干渉波形をつくること

* 東京都立大学 Tokyo Metropolitan Univ.

** 都立墨田川高校 Sumidagawa High Shool

*** 国学院大学 Kokugakuin Univ.

はもちろんで²¹⁾, その中にどのような放電間隔の規則的周期成分が埋れているかを厳密に知るには, 従来の手計算の方法では困難であり, 信頼性に欠けるものと考ええる。今回, 電子計算機の力を借りて, 表面筋電図の処理に成功し, 運動パターンとの関係を見い出そうとした。すなわち, 表面筋電図はいろいろな周波数を含んでいることから統計的性質を時間領域から調べることによって相関々数を導入し, それを周波数領域で解するフーリエ変換をおこない, スペクトル密度を得る方法である¹⁾²⁾。この相関々数・フーリエ解析法を身体運動学上の新しい評価方法として体力科学的に位置づけ²¹⁾, 筋電図の振動論的分析を可能にした, 若干の基礎資料を提供するものである。

II. 実験方法

Fig. 1 A example of surface electromyogram

図1のような表面筋電図を記録しながら, 図2のようなブロックダイアグラムで分析した。主動筋(上腕二頭筋, 大腿直筋)と拮抗筋(上腕三頭筋, 大腿二頭筋)の表面筋放電量を生体増幅器を通してデータ・レコーダに集録し⁴⁾, そのデータをA-D変換して, 電子計算機によって相関々数(自己)を求めたのち, さらにフーリエ変換してパワースペクトル密度を求め, それを再度D-A変換しXYレコーダに記録させた。上腕部の実験姿勢は, 図3の左側に示したように椅子に座り, 腕を回外し, 肘関節を直角に保持した静止状態, 手掌部と手根関節と前腕部の内側1/2に平板をあて, それにワイヤーを通して錘りを加えた等尺性筋収縮をおこなった。負荷量は2.5kg, 5kg, 10kg, 15kg, 20kgの4種類とした。大腿部の実験姿勢は図3の右側に示したように上体を固定した椅座位

Fig. 2 Block diagram of experiment

Fig. 3 Experimental postures of arm and leg

姿勢で、膝関節を直角に保持した静止状態で足関節部にワイヤーにて錘りを加えた等尺性筋収縮で、負荷量は、2.5kg, 5kg, 10kg, 15kg, 20kgの5種類とした。上腕部の上腕二頭筋・上腕三頭筋、大腿部の大腿直筋・大腿二頭筋のモーターポイントに皿型表面電極を取り付け、表面筋放電量を検出した。双電極間のインピーダンスは約15k Ω になるように配慮した(電極間距離約2.5cm)。被験者は、健康な成人男子5名とした。年齢は23~27才で、上腕屈曲力約28kg, 脚伸展力約85kgではほぼ等しかった。なお、特別な訓練や運動選手ではなかった。データ処理条件として、サンプリング・タイムは1 msec, 全周波数帯域は500 Hz, データ集積方法は有限積分を用いた。

III. 結 果

図4に等尺性筋収縮時のパワースペクトル波形を示す。上腕二頭筋群の被検者OとHの場合であるが、0 dB以上の振幅で著明な成分のみ解析した。そのためピーク値(20Hz付近の帯域を低周

Fig. 4 Power spectrum of surface electromyogram

波数成分(LFB) 80~100Hz付近の帯域を高周波数成分(HFB)とよぶが2ヶ所にみられることを知った。帯域は狭く、HFBの帯域は広く現われた。LFBの負荷10kg, 15kg, 20kgの変化に対してスペクトル密度はLFBよりもHFBが大きく現われている。大腿直筋群では、図5のよう

Fig. 5 Power spectrum of surface electromyogram of m. rectus femoris

Fig. 6 Comparison with spectrum of m. biceps brachii and m. triceps brachii

に上腕部と同一負荷で HFB よりも LFB のスペクトル密度が大きい。しかし, 上腕と大腿筋群では被験者が異なるが, 他の被験者についても同様な傾向がみられた。

図5の大腿直筋では負荷が増大すると, LFB のスペクトル密度はほぼ比例的に漸減し, HFB のスペクトル密度は漸増していった。上腕三頭筋群及び大腿二頭筋群の拮抗的な筋群のスペクトル密度は, いずれの場合も LFB が HFB より大きく, 筋収縮作用の区別を示した。図6に示すように主動筋群(上腕二頭筋群)の HFB のスペクトル密度が増大するとともに拮抗筋群(上腕三頭筋群)の LFB のスペクトル密度が急増していくことを著明に示している。

IV. 論 議

1. 表面筋電図データ処理法としての相関々数とフーリエ解析について

一見表面筋電図の波形はランダム状で規則性がないように思われる。さらに表面筋電図の特徴として, 各種 NMU や支配筋線維群の複合であり, 電極付近の筋群の干渉波が多く含まれている²⁹⁾。

この複雑な波形の周波数的規則性を見い出すために, 従来のような肉眼による手計算では不可能に近い。そこでサンプリングの正確性と量子化にすぐれた能力を発揮する電子計算機を使うことになる。処理目的のための妥当性と客観性のために, アナログ的な計算よりもデジタル化した計算の方がすぐれていることは証明済みで⁷⁾, 我々も A-D 変換によるデータ処理をおこなった。測定・記録した信号が S/N 比の問題とともに信頼できるものかどうかの判別と同時に, たとえノイズの中に埋れていた信号でも検出し, 周期的な信号成分を抽出し得る機能を借用すべきである。測定信号は生体から発せられたものである限り, 非連続性が強い。しかし相関々数を見い出したり, フーリエ展開する条件には, 信号データの連続性を仮定している¹⁰⁾。この仮説を容認することによって, 今回のデータ処理も可能であろう。さらに表面筋電図の不規則性のデータにも, “エルゴードの定理(確率過程)”⁴⁵⁾を応用していることである。すなわちある不規則に変動している量 x があるとき, そのもの自身あるいはその関数 $f(x)$ の確率

平均(空間的平均)と時間とともに移り動く時間の平均が互いに等しいことである。この定理が十分に適用できると判断したのである²⁴⁾。さらに生体の系から発せらる情報源を“ガウス過程”と考えること。また, 表面筋電図の分析時間中変化しないという“定常性”を仮定する。これらの定理や仮定はすべて表面筋電図に応用できると思われる¹⁵⁾¹⁷⁾²²⁾²⁸⁾。

2. 等尺性筋収縮中の周波数成分について

相関々数を出してフーリエ解析した結果, 図4, 5, 6 のように 20Hz 成分と 70~100Hz 成分が独立してあらわれた。この周波数帯域は不動のものであって, すべての被験者, 被検筋群の表面筋放電においてあらわれた現象である²⁵⁾²⁷⁾。他方近藤ら¹⁰⁾は上腕二頭筋の等尺性最大収縮をおこなった場合, 表面筋電図は時間の経過とともに Piper rhythm がくずれると報告し, 50Hz成分の周波数が 20Hz に移行するといっている。我々のデータでも 20Hz 成分は存在するが 50Hz 付近の周波数は 0 dB 以上のスペクトル密度としてあらわれず, 筋収縮中の主成分ではないことを示している¹⁸⁾。また, 橋本らは⁹⁾, フィルターを使用しての分析で, 上腕二頭筋の表面筋電図は時間の経過とともに 60Hz 以上の周波数成分よりも 40Hz 以下の成分が著明にあらわれることを報告している。これは我々の報告と近似している。表面筋電図ではなく, 単一筋線維についての筋放電間隔や周波数分析は, 数多くの文献があり¹¹⁾²⁸⁾³¹⁾, 我々の結果よりも低い周波数(2~10Hz)が多く報告されてい

Fig. 7 Relations between frequency and sustaining time of muscular contraction

Fig. 8 Relations between frequency and load in the power spectrum of surface electromyogram

る。時間の経過とともに帯域の変化状態は図7にまとめた。20Hzと90Hz付近に最大振幅、すなわち最大筋放電振幅があらわれている。LFBはA, HFBはBに相当する。

3. 運動強度・時間と筋放電周波数について

負荷量を2.5kg, 5kg, 10kg, 15kg, 20kgと増加させると90Hz周波数時の振幅が増大し、20Hz成分の振幅が減少するようだ⁶⁾。ただし拮抗筋としての上腕三頭筋の場合は逆の現象を示し、強度増加とともに20Hz成分の振幅が増大し、90Hz成分の振幅が減少している。大腿二頭筋についても同様のことが観察できた。これは、運動強度増大に対応して筋放電間隔の変化は少なく、NMU並びに筋線維関係のものが、筋収縮に参加する量が多くなったことを物語るようだ³⁰⁾。ただ拮抗筋については筋放電間隔の広い収縮がおこなわれ、主動筋が運動強度に対応しやすいように補助しているようだ。この点からも運動強度と直接関係をもつものは、90Hz成分の筋群が主役割りを行なっていることがいえる。図7にみられる如く、各運動強度に対応して(図8も参照)運動時間のFirst, Middle, Endの区分とともに周波数帯域の広がりが見られる⁸⁾。高周波数成分も90Hzの中心周波数から120Hz成分に移行している。これは時間の経過とともに筋疲労の現象がみられ、筋放電の強さ(振幅)に依存するよりも、他の筋群(筋線維)や他のNMU関係の協応作用を生来している現象と考えられる¹⁴⁾。主動筋のみの現象であるが、干渉表面筋電図が多くなり、複合された筋収縮を呈するようだ。

4. 上腕筋群と大腿筋群の表面筋電図の比較について

身体部位の差によって、筋収縮様相の差があらわれるかどうかの問題であるが、今回の実験結果にみられるように(図5, 6参照)、大腿直筋と上腕二頭筋群では、同じ主動筋であり運動系の筋群でありながら、若干の相異があらわれた。すなわち大腿部においては、20Hz成分の低い周波数の振幅が高い周波数成分より比較的大きくあらわれる傾向であった。さらに高周波数成分(90Hz付近)が運動強度とともに変動しないのに反して、低周波数成分は運動強度によって左右される傾向があるのは、大腿部の方が著明であった。しかし運動系の主動筋であれば、筋放電の周波数については大差ないようだ。

5. tonic な表面筋電図と phasic な表面筋電図について

真島ら¹⁸⁾は筋が徐々に収縮を増すとき、最初に tonic な NMU が活動を開始し、つぎに phasic な NMU の活動がみられ、その周波数は20Hzと報告している。これは単一筋線維についてであり、同じような報告は、Karvinen や Lippold ら¹⁶⁾も筋張力との関係で考察している。表面筋電図についても同様に tonic と phasic な筋電図が存在すると思われる¹⁸⁾。なぜならば等尺性収縮の弱い段階、すなわち腕の位置を保持する段階では20Hz成分が著明にみられ、負荷を強くしていくと80~90Hz成分が20Hz成分よりも大きくあらわれる。負荷増大とともに筋収縮の強さ、筋放電の発射頻度を密にせざるを得ない状態を物語っている。さらに1つのNMUに対する筋線維数も多く

筋収縮に参加し, さらに NMU 数も多くなり²⁶⁾, ついには単一筋群のみではなく周囲の筋群も参加せざるを得ない状態になっている。これが高周波数成分を出現させる主因ではなからうか。90Hz 成分になると単一筋群ではなく, 周囲の筋群からの干渉が多く影響しているようだ。20Hz 成分は一種の筋緊張の様相を示し, 90Hz 成分は相動的な筋収縮段階を示すと考えられる。

V. 結 論

身体運動の科学的な基礎資料として電子計算機を利用した各種の新しいデータを得ることができ, 今後とも運動現象の解析とデータ処理にこのような手法が利用できることがわかった。

1. 体力医学的なデータ処理に電子計算機を使うことの妥当性を確認し, その便宜性を知り, 今後の処理に有効な手段となるだろう。一見不規則性の表面筋放電波形にも, 規則性ある信号を見い出すことができた。

2. 今回の等尺性筋収縮実験において, 50Hz 付近の周波数帯域の筋放電間隔は少なく, 20Hz と 90Hz 成分が多かった。たとえ長時間, 重い負荷を課しても 50Hz 付近の周波数は, 筋収縮時の主成分として抽出されなかった。

3. 運動強度の増大とともに主動筋の 90Hz 成分の周波数振幅が増大する傾向が強く, 拮抗筋では 20Hz 成分の周波数振幅が増大した。

4. 運動時間が長くなると 90Hz 成分から 120 Hz 成分に中心周波数帯域が移行し干渉波の複合成分が多くなるようだ。

5. 大腿部と上腕部の運動系の主動筋群については, 筋放電の周波数成分には大差はなかった。

6. 表面筋電図波形にも, 単一筋線維によって分析されていたように, tonic な筋電図と phasic な筋電図の 2 種類の筋放電種類が存在し, それぞれの NMU や筋線維系のものが異なると推察される。

7. 各種運動パターンと表面筋電図の周波数分析との関連が強く, 運動場面の表面筋電図によっても, 多くの情報を得ることが可能となった。

(受付 昭和 50 年 10 月 28 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, 東京, 28-46

- 2) Akaike, H., (1964): Statistical measurement of frequency response function, *Ann. of Inst. Statist. Mathemat., Suppl.* **3**, 5-7
- 3) Andree J. Liloyd., (1971): Surface electromyography during sustained isometric contractions, *J. Physiol.*, **30**, 713-719
- 4) 朝倉哲彦(1962): 脳波・心電図・筋電図, 初版, 筋電図, 南江堂, 東京, 209-244
- 5) 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**
- 6) 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, ISBN, New York, 189-195
- 7) 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, 東京, 83-154
- 8) Fex, J. and Krakau, C.E.T., (1958): Frequency analysis of the Piper rhythm, *Acta Psychiat. Neurol. Scandinav.*, **33**, 54
- 9) 橋本邦衛, 遠藤敏夫(1973): 生体機能の見かた 初版, 筋電図, 人間と技術社, 東京, 70-77
- 10) 久松栄一郎, 猪飼道夫(1974): スポーツ医学, 初版, スポーツ医学研究法, 杏林書院, 東京, 37-42
- 11) 藤森聞一(1966): 生理学大系 VII 運動系の生理学 初版, 筋電図, 医学書院, 東京, 327-352
- 12) 猪飼道夫(1973): 身体運動の生理学, 初版, 運動の制御, 杏林書院, 東京, 59-112
- 13) 川上正澄(1962): 性ホルモンと骨格筋, 初版, 男女性の T-S 曲線, 協同医書出版, 東京, 73-81
- 14) 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
- 15) Kwatny, E., Thomas, D.H. and Kwatny, H.G., (1970): An application of signal processing techniques to the study of myoelectric signals. *IEEE Transactions on biomedical eng.*, *BME-17*, 303-313
- 16) Lippold, O.G.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
- 17) 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
 - 18) 真島英信, 猪飼道夫(1974): 生体の運動機構とその制御, 2 版, 筋運動の基礎, 杏林書院, 東京, 65-193
 - 19) 南定雄, 鈴木良次(1963): 筋電による機械系の制御, *医用電子と生体工学*, **1**, 324-327
 - 20) 永井寅男(1974): 筋の生理学, 初版, 活動電位朝倉書店, 東京, 110-123
 - 21) 荻島秀男(1974): リハビリテーションにおける筋電図, 2 版, 臨床筋電図, 医歯薬出版, 東京 97-164
 - 22) Person, R.S. and Mishin, L.N., (1964): Auto- and cross-correlation analysis of the electrical activity of muscles., *Med. & biol. Eng.*, **2**, 155-159
 - 23) Scott, R.N., (1967): Myo-electric energy spectra., *Med. & biol. Eng.*, **5**, 303-305
 - 24) 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
 - 25) 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
 - 26) 佐藤昌康(1970): 神経・筋・シナプス, 初版, 電気と神経生理学, 医歯薬出版, 東京, 9-34
 - 27) 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
 - 28) 里吉宮二郎, 豊倉康夫 (1973): 筋肉病学, 初版, 筋収縮の力学, 南江堂, 東京, 107-249
 - 29) 時実利彦, 津山直一(1952): 筋電図の臨床, 協同医書出版, 68-81
 - 30) 吉村寿人, 高木健太郎, 猪飼道夫(1970): 生理学大系IX適応協同の生理学, 初版, 疲労, 医学書院, 東京, 937-975
 - 31) Walto, J.N., (1952): The electromyogram in myopathy. Analysis with the andio-frequency spectrometer., *J. Neurol. Neurosurg. Psychiat.*, **15**, 219