筋電図からの運動司令の推定法と 前腕高速運動へのその適用†

三 島 健*・黒 川 隆 夫*・田 村 博*

A Method of Estimating Motor Commands from Electromyogram and Its Application to Fast Forearm Movements

Ken MISHIMA*, Takao KUROKAWA* and Hiroshi TAMURA*

This paper proposes a simple method of estimating the motor command, or the motor control signal to a muscle, from the electromyogram (EMG) recorded with a bipolar wire electrode. Value ranges of waveform parameters of typical single spikes (action potentials) are determined by examining the EMG. A digital computer transforms the EMG into a pulse train in the way that the computer assigns a pulse to the time instant when a local EMG waveform is recognized to be a spike based on the waveform parameters. Then a pulse density function is computed by using the pulse train and the pulse density functions from several movements of the same kind are averaged. It is stated that the average pulse density function gives a reasonable estimation of the motor command. The method is applied to fast ballistic movements of the human forearm and some properties of the motor command are considered from the standpoint of motor control.

1. ま え が き

筋活動電位（以下筋電図と略省する）は生体信号のうちでも、もっとも大きくかつ容易に測定できるものの一つである。さらに筋電図は筋の活動を直接反映しており、筋活動の指標として多用される。人を被験者として運動に関する実験を行う場合、運動を制御する中枢神経系の活動の詳細を直接得るのは容易でないため、筋電図はそれに代るものとして広く活用される。

もっとも多用されている筋電導出法は表面電極によるもので、各筋線維の収縮に対応するスパイク（活動電位）波形が組織および電極の伝達特性で変形されて、多数重畳した筋電図が得られる。電極の性質上、広範囲の筋線維の活動を反映し、ときには拮抗筋の活動が重畳してくる場合もある。この方法では通常導出筋電図の振幅、あるいは筋電図を整流平滑した値が筋活動の指標とされる。後者は整流平滑した値が筋の等尺性収縮力と大きい相関を有するとの結果¹⁾に根拠を置いている。しかし筋電図波形をそのまま利用することは電極近傍の筋線維の活動を過大に評価することにもなるうえ、整流平滑された筋電図の理論的意義も明らかではない。また最近は一上腕二頭筋の筋電図の解析に基づいて、表面筋電図は筋の活動状態を推定するには適当でないとの判断も示されている²⁾。

これに対し針金電極や針電極を用いる活動筋からの深部導出によれば、電極近傍の多数の筋線維からの変形度の小さいスパイク波形を得ることができる。このスパイク波形を種々の観点から解析したり³⁾⁻⁵⁾、スパイクを判別して運動ニューロンの発火周波数や活動参加の測定などに利用されるほか、整流平滑法により定量化することも行われる。一方スパイクの密度に着目し、その変化を筋活動の指標とする試みもなされているが^{6), 7)}、スパイク密度が重要な因子であるにもかかわらず、これを用いて中枢の運動制御様式を研究することはあまり行われていない。その中で比企らは喉頭筋より針金電極で導出した筋電図から、筋に伝えられる神経スパイク密度の時間変化を電子回路的に抽出する方法を示し、整流平滑法に比して良好な運動制御信号が得られることを明らかにした⁸⁾。

筆者らも前腕運動の中枢制御機構に関する研究において、腕の正常な運動を妨げず、かつ被験者に苦痛を与えないで中枢の有意な運動制御信号を得る手法とし

† 第17回計測自動制御学会学術講演会で発表（昭 53・8）

* 大阪大学基礎工学部 豊中市待兼山町 1-1

* Faculty of Engineering Science, Osaka University, Toyonaka

(Received May 16, 1980)

(Revised January 24, 1981)

て針金電極を採用し、筋電図の解析を試みている。このために観測されたスパイク波形の性質を吟味して、多数の筋線維からのスパイクが重畳した筋電図より、個々のスパイク波形を検出し、種々の処理を施すことのできるシステムを構成した。本稿ではこのシステムで採用した筋電図処理法と筋への制御入力である運動司令の推定法を述べ、本法をバリスティック運動と呼ばれる高速運動に適用した結果を報告する。この方法は、筋の収縮力が動員される運動単位数とそれぞれの活動頻度、ひいては神経スパイク密度により制御されているとの理論と実験結果^{9),10)}に基づくものであり、今後中枢の筋収縮あるいは運動の制御様式の研究に有用と考えられる。

2. 筋電図からのパルス抽出と運動司令

2.1 筋収縮力と運動司令

Fig. 1 は骨格筋制御系の機能を簡略化して示したブロック図である。上位中枢からの制御信号は脊髄の α 運動ニューロンに中継されて筋の収縮力発生要素である筋線維に伝達されるが、この α 運動ニューロンの活動特性は活動参加の時点と活動時の発火周波数により表わすことができる。しかし α ニューロン群全体を信号中継点とみなす考えに立てば、脊髄からの信号は特定筋へ向かう全線維群を 1 本の出力線路と仮想した場合の発火周波数であると考えられる。本稿ではこの発火周波数を運動司令と呼ぶことにする。一般に 1 個の α 運動ニューロンは多数（上腕二頭筋で約 200）の筋線維を支配しており、両者はまとめて運動単位と呼ばれる。 α 運動ニューロンが筋線維を興奮させると一過性の電位変化（スパイク）が生じると共に収縮が起る。このスパイクが各線維ごとに異なった減衰特性をもって電極に伝えられ、複数個の運動単位のスパイク波形が加算された複雑な形として観測されるものが筋電図である。一方各筋線維の収縮力は加算されて (F) 筋の力学的特性や外部負荷に応じた筋収縮を引起す。このときの筋収縮量や筋張力は筋肉受容器を通してフィードバックされる（破線）が、受容器の感度は主と

して γ 運動ニューロンを介して中枢が調節している。

筋の収縮力 $F(t)$ は巨視的にみると、収縮速度 $v(t)$ および筋長 $l(t)$ 、筋の活動状態 $P(t)$ の関数である。 F と v, l, P の関係は完全に知られてはいないが、 v, l, P が互いに独立であると仮定すれば、いくつかの生理実験の結果に基づいて F とこれら筋の状態を示す変数の関係を以下のようにモデル化できよう。

筋長と活動状態が一定の場合には、 F と v の関係は Hill の特性式により (1a) 式のように記述できる^{11), 12)}。

$$F(t) = \frac{nk_1\{v_0 - v(t)\}}{nv_0 + v(t)} \quad (1a)$$

ここで v_0 は筋の最大収縮速度、 n は筋により定まる定数であり、 k_1 は比例定数を表わす。しかし筋が伸張して ($v < 0$)、 v がある値 v_1 よりも小さい場合には F はほぼ一定となることが知られている¹²⁾。この場合には (1a) 式は次式に置き換えられなければならない。

$$F(t) = \frac{nk_1(v_0 - v_1)}{nv_0 + v_1} \quad (1b)$$

この際、 $v=0$ での最大収縮力すなわち最大等尺性収縮力(注1)をもってその活動状態 P と定義すれば、 F は P に比例するとみなせる^{13), 14)}。

$$k_1 = k_2 P \quad (2)$$

さらに $p(l)$ を $l=l_0$ (最大等尺性収縮力 F_0 を発揮する際の筋長) で最大値 1 をとる長さ-収縮力関係を表わす関数とすれば¹⁵⁾、

$$k_2 = p(l) \quad (3)$$

とできる。

以上をまとめれば、筋の収縮力は Hill の式を拡張した (4) 式によって表わせることになる。

$$F(t) = \begin{cases} \frac{n\{v_0 - v(t)\}}{nv_0 + v(t)} p\{l(t)\} P(t) & v(t) \geq v_1 \\ \frac{n(v_0 - v_1)}{nv_0 + v_1} p\{l(t)\} P(t) & v(t) < v_1 \end{cases} \quad (4)$$

(4) 式によれば等尺性収縮力は

$$F(t) = p(l)P(t) \quad (\text{特に } F_0 = P) \quad (5)$$

で与えられる。

ところで本稿で対象とするような高速運動ではほとんどの運動単位がほぼ同時に活動を開始することが確認されているため¹⁶⁾、筋の全運動単位が同じ収縮力発生特性をもつと仮定して議論をすすめても差支えない。このとき筋の活動状態 $P(t)$ は全運動単位が発生するスパイクの密度 $S(t)$ に

(注1) 等尺性収縮力とは筋の全長を一定とした場合に生じる収縮力という。

Fig. 1 Schematic diagram of motor control system

比例するとみなせる。このことは α 運動ニューロン群の活動の代りに筋を電気刺激する生理実験で P が広い範囲で刺激強度にほぼ比例する結果が得られていること¹²⁾に対応する。

したがって筋のいくつかのパラメータがわかっていて、筋電図より $S(t)$ が推定できれば、筋の収縮力ひいては骨格筋による運動を計算することが可能となる。スパイク密度関数 $S(t)$ は運動を制御するための脊髄の出力すなわち運動司令と考えることができる。

2.2 筋電図の性質とスパイク波形パラメータの抽出

$S(t)$ を推定するためには筋電図よりスパイク波形を識別する必要があるが、本節ではそのアルゴリズムに用いる波形パラメータおよび筋電処理法と関係する筋電図の性質について述べる。

前腕運動を生じる主要な屈筋と伸筋である上腕二頭筋と上腕三頭筋より筋電図を得た。用いた電極はテフロン被覆された 2 本の針金 (直径 45 μm , ステンレススチール) を注射針に通し、先端 3 mm のところで折り曲げて筋に垂直に挿入後、注射針のみを抜き取ったもので、正確には双極つり針電極と呼べる³⁾。解析対象とした筋電図は成人男性被験者が右前腕を水平面内または垂直面内で自由に回転するレバーに載せて肘関節を中心とする前腕の高速屈曲運動および伸展運動を行った場合のものである。筋電図は磁気テープに記録 (速度 30 in/s) して、オフラインでの計算機処理に備えた。また運動との対応付けのために、レバー回転軸に直結したポテンシオメータより得られる角度変位を微分して求めた角加速度波形を磁気テープに同時記録した。この種の運動の高速部分は末梢からのフィードバック信号に依存せず、主に中枢からの運動司令のみで開ループ (プログラム) 制御されており、バリスティック運動と称されている¹⁷⁾。

筆者らが得た筋電図で単一のスパイク波形とみなせるものは、おおむね単相性、二相性、三相性の波形を示すが (Fig. 2(a)), このうち二・三相性のものが大部分を占める。これら波形の相異は 1 運動単位をなす筋線維の筋内分布の形、電極と筋線維の空間的關係、電極の形状などによる^{4), 8), 18)}。

記録紙上に再生された多数の単一スパイク波形を解析し、それを模式的に表わしたのが Fig. 2(b) である。5 個の時間パラメータ $a \sim e$ と 2 個の振幅パラメータ p_1, p_3 (三相性波形のみ) を設定したが、このうち b と d は後述のしきい値 θ_+ , θ_- を導入することにより生じる正負波形の間隔の長さを示す。なお第 1 相と第 2 相の振幅の間には有意な相関は存在しなかった。

Fig. 2 Typical wave forms of action potential (spike) (a) 3 types of wave forms (b) wave form parameters characterizing spikes

実際にはこの条件を満たさないスパイク波形や、この条件に合致してもそれが複数個の運動単位のスパイクの合成波形である可能性は残されているが、その数は全体でわずかと考えられる。

3 種のスパイク波形の第 1 相振幅とその出現頻度の関係を調べたところ、高速運動時、運動終了時とも振幅のほぼ 2 乗に反比例して出現頻度が減少した¹⁹⁾。スパイクの振幅は筋線維と電極の距離の 1~2 乗に反比例するとされており^{4), 18), 20)}、電極から離れるほど一定距離にある線維数はふえるから、この結果は小振幅のものが遠距離にある筋線維のスパイクであることを示している。

さらに一つの運動単位に属する筋線維は筋内で広範囲に分布しており¹⁸⁾、各運動単位の活動はほぼ独立とみなせる²¹⁾から、電極が比較的多数の筋線維のスパイクを検出しておれば、筋電図のスパイク密度 $E(t)$ は全運動単位の活動を反映しているとみなせる。実験で得た最大密度は約 2,000 スパイク/s であり、各運動単位が 1 s 間に 50 回興奮する (これはほぼ最大頻度である) とすれば電極を通して約 40 個の運動単位に属する筋線維の活動を観測できることになり、上の条件を満足している。すなわち $E(t)$ は $S(t)$ とほぼ比例関係にあると考えてよい。

2.3 スパイク識別アルゴリズムと運動司令の推定

磁気テープに記録された筋電図は Fig. 3 に示す流れ図に従って各種処理が施され、最終的に運動司令が

Fig. 3 Flow chart for off-line processing of EMG

Fig. 2 の基準から逸脱しない最大周期に若干の余裕を見込んで決めたものである。なお以下のスパイク識別アルゴリズムを適用した場合に、0.2 ms 以下の周期では抽出数はほぼ一定しており、0.3 ms 以上では急激に抽出数が減少するという結果が得られ (Fig. 4), 0.2 ms が適切であることが確認できた。また最大スパイク密度 2,000/s に照らしてもこの値は妥当である。

まず筋電図に重畳している雑音は適当なしきい値以下の波形をカットすることで除去する。このため CRT に表示された筋電図上でスパイク波形が存在しない静止時の区間 (長さは可変) を指定し、その間の最大振幅の 2.5 倍を正負両側のしきい値 θ_+ , θ_- とした。このように比較的大きい値を用いたのは、電極から遠い筋線維群の微小スパイクによる干渉波形をできるだけ除去し、対象とするスパイク波形を比較的大きく、かつ Fig. 2 の特徴を備えたものに限るためである。

つぎに筋電図上のスパイク波形を識別して、各スパイクをパルスで表現する。単～三相性のスパイク波形の判定には先に抽出したパラメータ値を利用し、以下のアルゴリズムによって筋電図をパルス列に変換した。

(1) 開始。

時間間数として得られる。筋電図の状態は実験条件により微妙に変化するほか、対象とする筋や運動の種類により著しく性質が異なってくる。筆者らは図の各処理をオフラインで、また会話形ソフトウェアで行うことにより、多様な筋電図状態に対応して適切な処理パラメータの設定を行うことができた。各処理段階はすべて CRT 上でモニタでき、それをチェックしながら次段の処理に移れる。

計算機に筋電図を入力する際のサンプリング周期は実時間換算で 0.2 ms とした。これは各種周期でサンプルした波形を比較し、スパイク波形が

Fig. 4 Effect of sampling period on the number of detected spikes in fast movement phase (●) and in terminal movement phase (○, eye-detected: ○)

- (2) 処理すべき筋電図がなければ(8)へ、そうでないなら θ_+ を越えた時点でパルスを立てる。(3)へ。
- (2)' パルスを立てる。
- (3) 連続して θ_+ 以上である時間 a ms とその間の最大振幅 p_1 を逐次測定。 $a > 0.8$ ならその時点で (2)' へ。
- (4) 連続して 0 である時間 b ms を測定。 $b > 0.2$ ならその時点で (2) へ。また b ms 後に θ_+ を越える場合は (2)' へ。
- (5) θ_- 以下である時間 c ms を測定。 $c > 1.0$ ならその時点で (2)' へ。
- (6) 連続して 0 である時間 d ms を測定。 $d > 0.4$ ならその時点で (2) へ。また d ms 後に θ_- 以下になる場合には (2) へ。
- (7) 連続して θ_+ 以上である時間 e ms とその間の最大振幅 p_3 を測定。 $e > 1.6$ または $p_3/p_1 > 0.3$ ならその時点で (2)' へ、そうでないなら (2) へ。
- (8) 終了。

(3), (4) または (5), (6) で一連のルーチンを脱け出した場合には (2) か (2)' で始まった電位変化がそれぞれ単相性または二相性のスパイク波形であったことを意味し、(7) まで達した場合には三相性スパイク波形であったことになる。なお上では第 1 相の電位が正である場合に限ったが、負の場合にも同様なアルゴリズムを採用した。

次段のデータ整理は、加速度の立上り時点 (適当なしきい値を設定して検出) を運動開始時刻と定義し、得られた全パルス列をこの時刻を基準として揃えるための操作である。この結果パルス列は運動開始時刻を時間原点とし、-0.1 s から 0.7 または 1.5 s までの

Fig. 5 Application of estimation method of motor command to two types of forearm movement Left column: fast step movement (extension) Right column: fast recoil movement (a) angular acceleration and s.d. (b)~(d) motor commands $\bar{S}$ to triceps brachii (e) traveling average of (b)

Fig. 6 Squared deviation of $\bar{S}$ (○: $n=1, 3, 5$) and traveling average (●: window width=20, 100 ms) from $\bar{S}$ ($n=10$)

データに標準化される。このパルス列データはディスクに保存して他の解析に用いることができる。

本システムでは運動司令を推定するための手法としてパルス密度の加算平均法を利用した。先に得られたパルス列を 2 ms ごとに区切り、各区間に存在するパルス数より当該区間でのパルス密度を算出し、この変化を階段関数 $E_i(t)$ で表わす。これはスパイク密度に相当する。同じ処理を行って得られた n 個のパルス密度関数 $E_i(t)$ ($i=1 \sim n$) のアンサンブル平均

$$\bar{S}(t) = \sum_{i=1}^n \frac{E_i(t)}{n} \quad (6)$$

を求め、これを推定運動司令と考える。

Fig. 5 は前腕のステップ運動 (左列) と一定角度まで行って直ちに引返す運動 (右列) についての処理結果である。いずれも同じ被験者 MSK の前腕の伸展から始まる運動で、(a) に加速度の平均と標準偏差、(b)~(d) に n を変えて求めた上腕三頭筋の $\bar{S}$ を示す。なお比企らは移動平均法により運動司令を求めているが⁸⁾、これとの比較のために移動平均の窓を 20 および 100 ms として得られた (b) のパルス密度の移動平均を (e) に示した。以上 5 結果のうち n を 5, 10 とした $\bar{S}$ と窓の幅を 20 ms とした移動平均は非常に類似した変化を示し、一定の時間差をもって加速度波形とも対応している。 n を増加すれば $\bar{S}$ はほぼ一定の形に収束すると思われるので、 $n=10$ の場合の $\bar{S}$ を収束形と見なし、他の結果を評価するためにこれとの 2 乗偏差を計算したのが Fig. 6 である。 $\bar{S}$ (加算平均) による場合には $n=5$ で満足すべき運動司令の推定が可能と考えられ、更に n を増しても改善の度合は小さい。一方移動平均では幅 20 ms 程度の窓を用いることで比較的良好な結果が得られるが、急峻なパルス密度の変化を表現するには難がある。また Fig. 5(c), (d) と比べてもわかるように平均的な運動司令とは異なる、試行に特有の変化がみられるが、これは 1 試行のデータのみを利用することによる限界である。したがって相動的な筋電図を呈する運動の場合には移動平均により運動司令を推定するのは適当でないことがわかる。

Fig. 7 Motor commands for fast step movement (extension) of various amplitudes θ_r . Upper and middle traces: motor commands to triceps and biceps. Lower traces: angular acceleration and s.d.

3. 前腕の高速運動における運動司令

以上に述べた方法に従って前腕の高速ステップ運動(伸展方向)実験のデータより推定した運動司令を示し、その性質について簡単に考察する。

Fig. 7 は目標角度 θ_r を変えた場合の上腕三頭筋、上腕二頭筋に対する運動司令および加速度波形 ($n=5$) を Fig. 5 と同じ被験者の別の実験日の結果より求めたものである。筆者らが採用した被験者の大部分は定性的には本図と同じ運動司令波形を示した。その性質を要約するとつぎのようになる。

(1) 主動筋(三頭筋)への司令は一定時間差(MSKで約 40 ms)をもって正の加速度とよく対応する。拮抗筋(二頭筋)への司令も負の加速度に対応させうが、時間差は θ_r が大きくなると減少する。

(2) 同じ筋への司令の最大パルス密度には非常に小さい θ_r を除いて、 θ_r による差は認められない。

(3) 拮抗筋への司令開始時刻は非常に小さい θ_r を除いて、 θ_r が大きくなるに従って遅くなる。

Fig. 8 Changes of parameters characterizing acceleration wave as functions of t_{TB}

(4) いずれの運動司令もピーク値は運動の進行につれ単調減少する。

2章1節で述べた開ループ制御を行う運動司令は動筋への司令波形が第2の立上りを示す時点までで、それ以降はサーボ補助制御のための中枢からの司令と末梢からのフィードバック情報が加算された運動司令と考えられる²²⁾。ここでは運動初期の開ループ運動司令に着目して、高速運動の制御機構について検討しておく。

上の性質(2)、(3)は運動が主動筋、拮抗筋への司令開始時間差 t_{TB} により制御されていることを示唆している。このことを吟味するために、 t_{TB} の関数として加速度波形の特徴量である正のピーク達成時刻 $t(\theta_1)$ 、零クロス時刻 $t(\theta_1)$ 、負のピーク達成時刻 $t(\theta_2)$ の変化をデータ平滑して Fig. 8 に描いた。本図において、3時刻とも勾配1のA領域、 $t(\theta_1)$ と $t(\theta_2)$ が勾配1のC領域($t(\theta_1)$ は二頭筋へ司令が加わる前に出現)、両者間の移行部であるB領域が区別できる。主動筋は運動開始の一定時間前に活動を始めるから、各曲線の勾配が1の区間では、拮抗筋への司令開始がその時刻を決めているとみなせる。Fig. 8 には加速度の正のピーク値 θ_1 と負のピーク値(絶対値) θ_2 の変化も示したが、これらも各領域で異なる特性をもち、加速度波形、したがって運動が t_{TB} により制御されているとの考えを支持する。これに対し各筋への運動司令の持続時間は試行差が大きく、 t_{TB} あるいは加速度特徴量との間に強い相関は存在しなかった。

4. 検 討

本法は筋電図上のスパイク波形を識別して運動司令を抽出することを目的としたものである。筋電スパイク波形の吟味は従来より種々の観点でなされている

が³⁾⁻⁵⁾, 運動制御機構の解明を意図して運動司令を抽出する試みは比企らの研究⁸⁾以外には知られていない。比企らの手法が喉筋筋を対象として電子回路的にオンラインでスパイク波形を検出し、得られたパルス密度関数から移動平均法で運動司令を求めるものであったのに対し、本法はさらに多様な筋電図に対処できることを目標として開発を行った。

まず筋電処理をオフラインで行うことにより処理パラメータの適切な設定が可能となつて、筋や運動の種類、被験者の違いに応じた処理ができる。

スパイク波形の識別アルゴリズムは少数の波形パラメータを利用する簡単なものであるが、電極から遠距離にある筋線維のスパイクが多数重畳した複雑な波形はしきい値操作でカットされているために本方法によっても妥当な識別が行えると考えられる。なおほぼ同時に発生した複数スパイクの重畳波形から各単一スパイクを検出することは非常に難しいが、本法の意味での運動司令を求めるにはそこまでの解析を要求されることはないと思われる。

本法の適用例として前腕の高速運動の場合をあげたが、これらの運動で目標角度 θ_e が一定の場合には運動波形、速度波形、加速度波形ともにきわめて形にはまった時間経過を示す²²⁾。同種運動についてのパルス密度関数のアンサンブル平均をもって運動司令としたが、加算平均法は同じ運動に共通した特徴は保存し、ランダムな変動は相殺する操作であるから、以上のように同種の運動を何度も繰返せる場合にこの平均法を適用するのは妥当であろう。これにより、比企らの移動平均法とは違って、急峻な運動司令をも的確に表現できる。ただし実験条件が異なる場合の運動司令を相互比較することには問題があり、今後筋電導出条件や筋の性質などの面よりこのことを検討する必要がある。

本研究で取りあげた運動では高速部分に対する運動司令がほぼ台形で近似できる。運動司令が最大活動水準に達するのにある程度の時間を要することは大脳の運動ニューロンの観測結果とも一致し²³⁾、また動筋と拮抗筋の同時活動もみられることから、中枢は従来指摘されてきたような^{14), 24)}、単純な on-off 制御で運動を発現しているのではないと推定される。3章で述べた高速運動における運動司令の性質に基づいて、台形状に変化する運動司令のモデルを設定し、シミュレーション実験を行ったところ実際の運動にきわめて近い運動波形が得られ²⁵⁾、これによっても本手法により推定される運動司令は妥当なものと考えられる。

5. む す び

つり針電極を用いて人の筋肉より導出した筋電図から多数の運動単位のスパイクを抽出し、それより運動司令を推定する簡単な方法について述べた。本法は運動単位群のスパイク密度が筋収縮を制御するとの理論および実験結果に基づいている。スパイクの抽出は筋電図上の単一スパイク波形のパラメータと少数の処理パラメータを用いて行われ、筋電図の特性や品質に見合った処理が容易である。そのため本法は多様な運動の運動司令を推定し、中枢の運動制御過程を理解するのに役立つと思われる。

終りに筋電導出に関しご教示をいただいた大阪大学工学部 藤井克彦教授ならびに 赤沢堅造助手に感謝する。

参 考 文 献

- 1) G.L. Gottlieb and G.C. Agarwal: Dynamic Relationship between Isometric Muscle Tension and the Electromyogram in Man, *J. Appl. Physiol.*, **30**, 345/351 (1971)
- 2) T.W. Calvert and A.E. Chapman: The Relationship between the Surface EMG and Force Transients in Muscle, *Proc. IEEE*, **65**, 682/689 (1977)
- 3) 荻島編: リハビリテーションにおける筋電図, リハビリテーションクリニック 3, 医歯薬出版, 東京 (1974)
- 4) 佐藤: 筋電図波形分析上の諸問題, 脳波と筋電図, **5, 3** (1977)
- 5) 広瀬, 宇尾野: 最大随意収縮時筋電図波形の分析—その方法と臨床意義, 脳波と筋電図, **5, 4** (1977)
- 6) 広瀬, 馬場: 定量的筋電図法による平山—祖父江型筋萎縮床(仮称)の検討, 脳波と筋電図, **6**, 146/154 (1978)
- 7) J.F. Soechting et al.: Changes in a Motor Pattern Following Cerebellar and Olivary Lesions in the Squirrel Monkey, *Brain Res.*, **105**, 21/44 (1976)
- 8) 今泉, 比企: パルス計数法による筋電図からの神経指令の抽出, 医用電子と生体工学, **15**, 389/396 (1977)
- 9) H. Hatze: The Relative Contribution of Motor Unit Recruitment and Rate Coding to the Production of Static Isometric Muscle Force, *Biol. Cybernetics*, **27**, 21/25 (1977)
- 10) A.W. Monster and H. Chan: Isometric Force Production by Motor Units of Extensor Digitorum Communis Muscle in Man, *J. Neurophysiol.*, **40**, 1432/1443 (1977)
- 11) A.V. Hill: The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle, *Proc. Roy. Soc., Ser. B* **126**, 136/195 (1938)
- 12) G.C. Joyce and P.M.H. Rack: Isotonic Lengthening and Shortening Movements of Cat Soleus Muscle, *J. Physiol.*, **204**, 475/491 (1969)
- 13) H.T. Milhorn, Jr.: The Application of Control Theory to Physiological Systems, Saunders Co., Philadelphia (1966)
- 14) L. Stark: Neurological Control Systems, Plenum Press, New York (1968)

- 15) A. S. Bahler, et al.: The Dynamic Properties of Mammalian Skeletal Muscle, *J. Gen. Physiol.* **51**, 368/384 (1968)
- 16) H. J. Büdingen and H. J. Freund: The Relationship between the Rate of Rise of Isometric Tension and Motor Unit Recruitment in a Human Forearm Muscle, *Pflügers Arch.*, **362**, 61/67 (1976)
- 17) H. H.: Kornhuber: Motor Functions of Cerebellum and Basal Ganglia, *Kybernetik*, **8**, 157/162 (1971)
- 18) P. A. M. Griep, et al.: A Study of the Motor Unit Action Potential by Means of Computer Simulation, *Biol. Cybernetics*, **30**, 221/230 (1978)
- 19) 崎山：パルス計数法による筋電処理とその応用，大阪大学基礎工学部特別研究報告 (1979)
- 20) C. H. Hakanson: Action Potentials Recorded Intra- and Extracellularly from the Isolated Frog Muscle Fibre in Ringer's Solution and in Air, *Acta Physiol. Scand.*, **39**, 291/312 (1957)
- 21) R. Shiavi and M. Negin: Multivariate Analysis of Simultaneously Active Motor Units in Human Skeletal Muscle, *Biol. Cybernetics*, **20**, 9/16 (1975)
- 22) 倉内他：前腕による高速位置決め運動の解析，人間工学，**16**, 263/270 (1980)
- 23) B. Conrad, et al.: Precentral Unit Activity Related to Control of Arm Movements, *Exp. Brain Res.*, **29**, 85/95 (1977)
- 24) J. J. Denier van der Gon and J. P. Thuring: The Guiding of Human Writing Movements, *Kybernetik*, **2**, 145/148 (1965)
- 25) 倉内他：前腕の高速位置決め運動とその制御機構のモデル，第 17 回 SICE 学術講演会予稿集，247/248 (1978)