

原著

非等尺・非等張運動における筋電図による筋力測定

井口傑*

Measurement of muscle force by means of electromyographic method during anisometric-anisotonic exercise

SUGURU INOKUCHI

Department of Orthopaedic Surgery, School of Medicine, Keio University

A correlation between muscle force and electro-myogram (EMG) was studied in anisometric and anisotonic exercise. During the elbow flexion, the EMG was recorded by a pair of electrodes either attached on the skin surface above the brachial biceps muscle or inserted intramuscularly. The muscle force necessary to achieve the flexion exercise was calculated from the angle of the elbow joint and the load on the hand, both of which were measured simultaneously with the EMG. The calculated muscle force had close correlations with either integrated values of the EMG or spike number contained in the EMG. The correlations could be expressed by the following equations:

$I=ae^{bT}$ and $F=aT^{b}$

where I is integrated value of the EMG; T, calculated muscle force; F, spike number per sec; a and b, constants. These equations were found to be little influenced by degree of the angle of the elbow joint and by magnitude of the angular velocity of the exercise. However, the constants, a and b, inevitably varied with the individuals of the subjects as well as the positions of the electrodes.

These results indicated that, if only the constants are estimated prior to each experiment, the electromyographic method can be used for measurement of muscle force, instead of conventional, time-consuming mechanical method.

はじめに

近年,整形外科において運動障害の力学的解析 が行われるようになり,運動の重要な要素である 筋収縮の張力(以下,筋力という)を定量的に測 定する必要が生じてきた。

筋力測定法としては, 腱に直接, 張力計をつけ て実測するのがもっとも正確であるが, 人体に適

* 慶応義塾大学医学部整形外科学教室助手 1979年10月22日受理 用するのは一般に困難である。そのため、運動を 計測し、力学方程式でその運動に必要な筋力を計 算した値(以下,筋力計算値という)を使用して いるが、この測定法は多項目にわたる記録と煩雑 な計算を必要とし、しかもその適用は単純な運動 に限られている。

筋電図は,複雑な運動中においても容易に記録 することができ,従来から力学的解析における筋 力の定性的,半定量的指標とされてきたが,個 体,筋肉,電極,導出範囲などの差異により,同



Fig. 1 A. Axis of elbow flexion (the crossing point of longitudinal axis of the radius in two different position) in a multiexposed X-ray photograph of the elbow joint.

B. Attaching point of brachial biceps tendon on radius (the crossing point of longitudinal axis of the tendon on cortex of radius) in a soft X-ray photograph of the elbow joint.

ーの運動においても波形が異なり, さらに 筋肉 長,筋収縮速度により筋力との関係が強く影響さ れるとされ,筋力の定量的指標とはなりえないと 考えられていた。

しかし, 筋電図のみを定量的指標として筋力の 値を測定しうるならば, 複雑な運動における筋力 の定量的測定が可能となり, 臨床における運動障 害の力学的解析も容易となる。

そこで、上腕二頭筋の肘関節屈曲運動で実験を 行い、単純な非等尺、非等張運動での筋電図と筋 力計算値の相関関係を調べ、両者の関係式を導い たのちに、複雑な運動において筋電図から筋力の 値を、この関係式をもちいて算出し、その値の信 頼性を検討した。また、筋肉長、筋収縮速度の両 者の相関関係に対する影響も調べ、筋電図のみを 指標として、筋力を定量的に測定しうるかを検討 した。

その結果,筋電図と筋力計算値は強い相関関係 にあり,筋肉長,筋収縮速度の影響も少ないの



Fig. 2 Schematic representation of the experimental arrangement.

で、測定の直前に単純な運動で関係式のパラメー ターを決定しておけば、複雑な運動においても、 一定の筋力の範囲、ある程度の誤差内で筋力の値 を定量的に測定しうることが解ったので、ここに 報告する。 1981.



Fig. 3 Display of EMG indices, load and angle of elbow.

- A: During flexion exercise in indicated angular velocity (180/sec) against constant load (2 Kg weight).
- B: during flexion exercise in voluntary angular velocity and variable load.
- 1: Spike number/sec. of intramuscular EMG (128 spikes/division)
- 2: Spike number/sec. of surface EMG (128 spikes/division)
- 3: Integrated value of intramuscular EMG (10 V/division)
- 4: Integrated value of surface EMG (10 V/division)
- 5: Load on hand (1 Kg Weight/division)
- 6: Angle of elbow joint (30°/division)
 - Time (1 second/division)

Data are read out from magnetic tape electrically and are wrought into magnetic cards

1. 実験方法

実験対象は,健康な青年男女各5名の計10名で あり,年齢は18歳から24歳,平均19.4歳であっ た。

実験に先き立ち,各被験者の身長,体重および 上腕,前腕,手の長さを測り,これらの値から Contini⁶⁾の方法に準じ,前腕,手の質量,重心お よびモーメントを求めた。ついで,上腕を固定 し,肘関節角度を変えて,肘関節側面のレントゲ ン多重撮影を行い,橈骨長軸の交点を肘関節屈伸 の回転軸の位置とした(Fig.1-A)。また,肘関節 側面のレントゲン軟線撮影を行い,上腕二頭筋腱 の陰影の軸を延長し,橈骨骨皮質との交点を,上 腕二頭筋遠位附着部とした(Fig.1-B)。

測定装置は,水平な作業台,柄に張力計を組み 込んだハンドル,滑車装置からなり,ハンドルの 柄の長さ,軸の位置は、被験者に合わせて調節した(Fig. 2)。軸に直結した角度計は、無接触型回転抵抗器を利用し、5 $V/90^\circ$ の割り合いで電圧に変換して記録した。張力計は、ハンドルの柄の中間に青銅板をはさみ、その表裏に各2枚のストレインゲージを貼り、ハンドルの握りの部分に垂直に1kg重の力を加えた時、1Vの出力を得るように調節した。

表面電極は、2個の直径 5mm の皿型電極を使 用し、上腕二頭筋筋腹中央の皮膚上に、長軸にそって間隔 1cm で固定した。筋内電極は、Basmajian¹⁾の釣針型電極に準じ、気泡法により絶縁を確 認した2本の直径 30µm のエナメル線を使用し、 先端の絶縁を1mm 剣離し、先端を間隔 5mm 離 して接着したのち、23G 注射針で表面電極間ほぼ 中央に約1.5cm の深さに埋め込んだ。

被験者は椅子に腰掛け,上腕を水平に台に置

205

Table 1	Average of EMG indices after classified in fourty				
	levels according to their corresonding muscle force				
	values calculated by dynamics.				

	values cure					
Force (Newton)	Number of Data	Is (V)	Fs (Spikes/sec)	Iw (V)	Fw (Spikes/sec)	
0~1	11	2.4	15	3.6	60	
1~ 2	12	2.8	20	4.0	80	
$2\sim 3$	13	3.0	28 .	4.2	98	
3~ 4	19	3.1	37	4.3	118	
4~ 5	20	3.2	34	4.5	122	
5~ 6	24	3.3	37	4.6	142	
6~ 7	25	3.5	39	4.8	145	
7~ 8	26	3.6	41	5.0	146	
8~ 9	28	4.7	45	5.9	173	
9~10	29	4.2	50	6.9	178	
$10 \sim 11$	32	5.3	55	6.3	179	
$11 \sim 12$	35	4.7	58	7.1	187	
$12 \sim 13$	34	5.3	61	7.4	193	
13~14	37	5.7	64	7.8	197	
$14 \sim 15$	32	6.4	67	8.0	202	
$15 \sim 16$	33	6.2	71	8.4	206	
$16 \sim 17$	35	6.0	73	8.3	218	
$17 \sim 18$	32	7.0	76	8.7	222	
18~19	37	6.8	80	9.3	241	
$19 \sim 20$	38	6.5	81	9.2	251	
20~21	35	7.8	82	10.7	252	
$21 \sim 22$	36	8.3	85	11.5	253	
$22 \sim 23$	38	8.2	83	11.1	261	
23~24	37	8.7	84	11.4	268	
$24 \sim 25$	33	8.1	81	11.8	270	
$25 \sim 26$	28	8.2	84	11.9	272	EMG indices are as follows:
26~27	39	10.4	86	12.0	273	Is: Integrated value of surface
$27 \sim 28$	34	10.1	87	12.2	287	EMG
28~29	28	10.0	83	12.5	289	Fs: Spike number/sec. of surface
29~30	24	9.6	85	12.6	295	EMG
30~-31	20	11.7	83	12.7	296	Iw: Integrated value of intra-
$31 \sim 32$	18	13.3	88	13.5	297	muscular EMG
$32 \sim 33$	17	14.0	90	15.9	300	Fw: Spike number/sec. of intra-
33~34	15	15.3	93	17.3	307	muscular EMG
$34 \sim 35$	13	15.0	96	15.8	295	Is and Iw are shown by unit
35~36	8	15.0	93	17.1	310	values of V, measured by an
36~37	7	17.5	94	16.3	311	EMG integrator which is adjust-
37~38	10	15.7	99	17.8	312	ed to give 5V when square
38~39	11	17.0	103	18.9	311	pulses (1mV, 1msec) are fed
39<	7	22.0	108	28.0	319	at a ratio of 100/sec.

き,回外位でハンドルを握り,重錘により加えら れる負荷に抗して,肘関節を伸展位から最大屈曲 位まで屈曲させた。関係式を導く実験では,角度 90°を時間10,5,2,1秒で各々屈曲する角速度を 指示し,0,1,2,3kgの重錘で負荷を加えた。各被 験者は適当な休憩をはさみながら,角速度,負荷

を種々に組み合せた条件下で,128回の屈曲運動 を行った。 角速度 90°/10秒, 負荷 0kg の運動は スムーズに行い得るもっとも弱い運動に 近く, 90°/1秒,3kg の運動はもっとも強い運動に近か った。筋電図から筋力の値を求める実験では,複 雑な運動として任意の角速度で大きさの変化する

Table 2Relations between indices of EMG and muscular force.Equations in the columns express relations. Two figures
on the top in each column show coefficients of equa-
tions (a, b), and figure on the bottom shows coefficient
of correlation (r).

Case Name		Age	Is	Iw	Fw	Fs	
No.	Weight	Sex	Is=ae ^{bT} r	Iw=ae ^{bT} r	$Fw = aT^b$ r	$Fs = aT^b$ r	
1	K. Y	20	2.60 0.050	3.93 0.042	59.6 0.46	15.4 0.52	
	73kg	Μ	0. 990	0. 982	0.997	0. 989	
2 H. I 174 74	H. I 174	21	2.04 0.058	4.01 0.041	58.1 0.46	16.3 0.51	
	74	Μ	0.992	0. 979	0.992	0.972	
3 T. T 3 171 63	T. T	18	2.43 0.050	4.14 0.036	65.8 0.45	18.7 0.47	
	63	М	0. 981	0.973	0. 981	0.984	
4 T. S 4 168 55	T. S	24	2.78 0.045	3.82 0.046	48.2 0.51	15.7 0.52	
	55	M	0.967	0.961	0.995	0.938	
5 M	M. K	21	3.01 0.049	3.95 0.041	45.9 0.52	17.3 0.50	
	58	М	0.974	0.965	0. 989	0.963	
6	S.S 158 48	18	2.32 0.048	3.80 0.037	70.8 0.41	20.6 0.44	
		F	0.972	0.962	0.984	0.971	
7	T. H	18	2.08 0.053	3.71 0.039	51.2 0.46	21.0 4.49	
	56	F	0.984	0.973	0.972	0.967	
8	M. A 158 50	18	2.54 0.041	3.35 0.040	48.1 0.42	22.8 0.44	
		F	0.991	0.983	0. 993	0.981	
9	K. K 157 47	19	2.32 0.049	3.57 0.043	70.7 0.40	24.3 0.41	
		F	0.951	0.932	0.996	0.992	
10	A. T	19	2.28 0.048	3.84 0.035	63.3 0.44	20.8 0.46	
	51	F	0.993	0.980	0.995	0.987	

負荷に抗して肘関節を屈曲する運動を12回行った。

記録は、表面および筋内筋電図、肘関節角度, 負荷について行い、筋電図から単位時間当りの積 分値と同じく単位時間当りの棘波数(以下、単に 積分値、棘波数という)を測定し、関係式を導く 実験では一動作の所用時間を10等分した各時点、 筋電図から筋力の値を求める実験では任意の12の 時点で、上記の諸値を求めて磁気カードに記録し た(Fig. 3-A,-B)。筋電計は、日本光電K.K.の VC-7Aを使用し、時定数0.03秒、感度ブラウン

管上 1mV/cm とした。 積分計は MEC の定時 放電型を使用し,時定 数 0.03 秒, 放電間隔 0.03秒, 感度は波高 1mV, 持続時間 1m 秒 の矩形波を100回/秒で 入力時, 0.5V の出力 を得るよう調節した。 棘波数は 三栄測器 K. K. の シグナルプロセ ッサーで,筋電図波形 が 0.1V の基準電圧を 上向性に横切るのを計 数した。モニターには 電磁オシログラフを, 記録には 12ch データ ーコーダーと撮影装置 を使用した。

筋力計算値(T)は, 筋力ベクトルの前腕に 垂直なベクトル成分 が,重力(G)の影響を 受けながら,負荷(W) に抗して,モーメント (I)を持つ前腕・手を 角加速度(α)で回転さ せるとして計算され る。すなわち,前腕・ 手の質量を(M),肘関 節の屈曲軸から重心,

負荷の作用点,上腕二頭筋の遠位,近位附着まで の距離をそれぞれ, (Rf),(Rh),(Rb),(Ru),水 平からの角度を(θ)とすれば,

 $T = (I \cdot \alpha + M \cdot G \cdot Cos\theta \cdot Rf + W \cdot Rh) \cdot$

 $\sqrt{Rb^2+Ru^2+2Rb\cdot Ru\cdot Cos\theta/Rb\cdot Ru\cdot Sin\theta}$ で計算される。各時点における筋力計算値も,各 測定値とあわせて磁気カードに記録した。

- 01- 安静(1 - 1 - 1 - 20- X - 1



0 -

Fig. 4 A: Ratios of spike number contained in intramuscular EMG to muscle force (Fw/T) and ratios of integrated values of surface EMG to muscle force (Is/T) are plotted against angles of elbow joint. Both of them change hardly between 30° and 120° B: Ratios (Fw/T, Is/T) are plotted against magnitude of angular velocity of elbow

flexion. Both of them change hardly between 20°/sec. and 120°/sec. Either angle of elbow joint or angular velocity of elbow flexion has little influence on relation between indices of EMG and muscle force.

Fig. 5 Integrated values of surface EMG (Is) and of intramuscular EMG (Iw), and spike numbers contained in intramuscular EMG (Fw) and in surface EMG (Fs) are plotted against muscle force calculated from angle of elbow joint and load on hand by dynamics. Curve in each graph is obtained by least squares method. Equation in left under each graph stands for relation between indices of EMG and muscle force values. The r in right under each graph is coefficient of correlation.

2. 結 果

1) 筋電図積分値 および 棘波数と筋力計算値と の相関関係

筋力計算値を 0~40Newton の範囲で 40 レベル に分け,同レベルの筋力計算値を示した時点の表 面筋電図の積分値 (Is), 棘波数 (Fs), 筋内筋電図 の積分値 (Iw), 棘波数 (Fw) を各レベルごとに 集計し, 平均値を求めた (Table 1)。Table 1 の例 について, 筋力計算値と筋電図成分との相関係数 を求めると, Is では 0.990, Iw では 0.982, Fs では 0.989, Fw では 0.997 といずれの場合も強





- and calculated by dynamics. A: Muscle force values are estimated by electromyographic method using integrated value of surface EMG as an index.
- B: Muscle force values are estimated by electromyographic method using spike number contained in intramuscular EMG as an index.

There are strong correlations between both values and mean error of both arc small.

い相関を示した。これを全例についてまとめると, Table 2 の各欄の下段に示す数字が相関係数となり, Is では 0.992~0.951, 平均 0.980, Iw

では 0.983~0.932, 平均 0.969, Fw では 0.996 ~0.972, 平均 0.989, Fs では 0.992~0.938, 平 均 0.974 と全例とも強い相関を示し,いずれの筋 電図成分も筋力計算値の指標と成りうる。

相関係数の平均値の各指標間の差は, Is と Iw, Fw と Iw の間で危険率1%で有意であり, Fw と Fs の間では危険率5%で有意であった。したが って,積分値を指標とする場合には表面電極を, 棘波数の場合には筋内電極を使用すべきである。 また,筋内電極を使用する場合は棘波数を指標と すべきであるが,表面電極を使用する場合には, 積分値,棘波数のいずれを指標としても,相関係 数の平均には有意の差を認めなかった。

2)筋肉長,筋収縮速度が筋電図成分と筋力計 算値との相関関係に及ぼす影響

一般に筋肉の発生する張力は,筋肉の長さによ って異なるとされている。したがって同一の筋電 図指標に対しても,筋肉の長さにより対応する筋 力の値が変化する可能性がある。もし,筋肉長が 異なることにより筋電図指標と筋力の値との定量 的関係が大きく変化するならば,筋電図を指標と して筋力の値を求め得ない。

そこで, 肩関節を固定すれば上腕二頭筋の長さ は肘関節角度のみにより決定されるので, 各筋電 図成分と筋力計算値の比が, 肘関節角度の変化に より, どの様に変化するかを調べた。その結果, Fig. 4-A に示すごとく,筋内筋電図の棘波数 (Fw) と筋力計算値 (T)の比 (Fw/T),表面筋電図の積 分値 (Is)と筋力計算値 (T)の比 (Is/T)のいず れも, 肘関節角度 30°~120°の範囲でほぼ一定で あり変化しなかった。これは, 肘関節角度 30°~ 120°の範囲では, 筋肉長が筋電図成分と筋力計算 値との定量的関係に及ぼす影響は少ないことを意 味する。

また、ごく強い収縮での筋力と収縮速度は、た がいに反比例するとされており、生理的な運動に おいても収縮速度の変化により、筋電図成分と筋 力計算値との定量的関係に影響を及ぼす可能性が あるので、筋肉長の場合と同じように、肘関節角 速度の変化による影響を調べた。その結果、Fig. 4-B に示すごとく、Fw/T、Is/T のいずれも、肘 関節角速度 20°~120°/秒 の範囲において、ほぼ 一定であり変化しなかった。これ は、肘関節角速度20°~120°/秒の 範囲で、筋収縮速度が、筋電図成 分と筋力計算値との定量的関係に 及ぼす影響の少ないことを意味す る。

以上の結果は,表面筋電図の棘 波数 (Fs),筋内筋電図の積分値 (Iw) に関しても同様であった。

3)筋電図成分と筋力計算値の
関係式

前述のごとく, 各筋電図成分と 筋力計算値は強い相関を示し,筋 肉長,筋収縮速度も本実験の範囲 では、両者の関係にあまり影響し ないことが解った。そこで、筋電 図成分を単一の指標として筋力の 値を求めるために、両者の関係式 を導いた。Fig.5は Table1に 示した実験例の各筋電図成分と筋 力計算値との関係をグラフに示し たもので, グラフ中の曲線は最小 二乗法で求めた最適合曲線であ り、グラフ下の式は、曲線を表わ す関数であり,両者の関係式を示 す。Table 2 は全実験例について 表示しており,最上段の式は,関 係式の一般式を、各欄上段の数字 は, 左が一般式におけるパラメー ター(a),右が(b)を示す。最適 合曲線および関係式を求めるため に,片対数,両対数グラフを作製 して傾向を調べるとともに,一次

関数 (a+bT), 指数関数 (ae^{bT}), 対数関数 (a+b lnT), ベキ数関数 (aT^b) について検討し, もっ とも相関係数の大きい関数を選んだ。その結果, パラメーター (a), (b) は異なるが, 全例におい て, 積分値を指標とする場合は, 指数関数, 棘波 数の場合には, ベキ数関数の実験式となった。

4) 筋電図成分を指標とした筋力測定値の 信頼 性

前述の単純な運動で実験式を導いたのち、任意

Table 3 Relations between values of muscular force measured by electromyographic method and by dynamics method. Numerical values in each column show coefficient of correlation, average of errors (Newton) and also relative errors (%), respectively. Each one in parenthesis shows standard deviation.

Case No.	Is	Iw	Fw	Fs
1	0.990	0.981	0.986	0.980
	1.29(0.94)	1.69(1.24)	1.31(1.73)	1.56(2.04)
	9.47(8.80)	12.35(11.44)	9.14(12.29)	10.91(14.65)
2	0.991	0.977	0.984	0.962
	1.26(0.92)	1.85(1.38)	1.39(.1.82)	2.33(3.17)
	9.18(8.52)	13.65(12.66)	9.71(3.11)	16.36(21.96)
3	0.984	0.972	0.976	0.975
	1.55(1.13)	2.07(1.57)	1.72(2.29)	1.77(2.36)
	11.40(10.54)	15.20(14.07)	12.03(16.45)	12.40(16.83)
4	0.966	0.960	0.984	0.932
	2.34(1.72)	2.61(1.88)	1.38(1.86)	3.63(4.87)
	17.11(15.83)	19.05(17.68)	9.69(13.21)	25.43(34.36)
5	0.972	0.963	0.986	0.959
	2.07(1.53)	2.47(1.82)	1.30(1.71)	2.48(3.16)
	15.19(14.21)	18.08(16.70)	9.10(12.32)	17.31(23.04)
6	0.971	0.960	0.981	0.964
	2.12(1.54)	2.59(1.92)	1.52(1.99)	2.24(3.01)
	15.52(14.36)	18.95(17.64)	10.62(14.35)	15.71(21.03)
7	0.985	0.969	0.968	0.960
	1.51(1.12)	2.20(1.65)	2.09(2.71)	2.44(3.18)
	11.06(10.30)	16.11(14.98)	14.64(19.29)	17.38(22.71)
8	0.988	0.981	0.983	0.974
	1.40(1.03)	1.68(1.26)	1.42(1.96)	1.83(2.32)
	10.15(9.37)	12.36(11.42)	10.00(13.62)	12.63(17.41)
9	0.954	0. 936	0. 983	0. 982
	2.86(2.10)	3. 62(2. 68)	1. 44(1. 78)	1. 48(1. 85)
	20.99(19.32)	26. 20(24. 84)	10. 21(13. 72)	10. 39(13. 76)
10	0.990	0.979	0.982	0.979
	1.31(0.92)	1.79(1.28)	1.53(1.89)	1.59(2.23)
	9.54(8.74)	13.02(12.01)	10.67(14.31)	11.01(15.35)
Average	0. 979	0. 968	0. 981	0. 967
	1. 77	2. 26	1. 51	2. 14
	12. 96	16. 50	10. 58	14. 95

の角速度で、変化する負荷に抗して肘関節を屈曲 する複雑な運動において、任意の時点において筋 電図成分の値を測定し、関係式にその値を代入し て、筋力の値を計算した。また、同時点における 肘関節角度、手に加わる負荷の大きさを測定し、 筋力計算値を求め、筋電図成分を指標として求め た値と比較し、両者の相関係数、差を求めて信頼 性について検討した。Fig. 6-A は、Table 1 に示 した例で、表面筋電図積分値(Is)を指標とし、単 純な運動で 導かれた 関係式 Is=2.60e^{0.050T} を用 い,同一例,同一筋,電極および測定装置は同一 状態として,直後に行った12回の複雑な運動で の任意の140時点において求めた値と,同時点に おいて力学方程式から求めた値とを比較した結果 を示す。両者間の相関係数は0.990で,強い相関 を示し,両者の差を誤差とすれば,その平均は 1.29 Newton (S.D. 0.94),誤差の筋力計算値に 対する百分率を相対誤差とすればその平均は9.47 % (S. D. 8.80)であった。

Fig. 6-B は,同一例で,筋内筋電図棘波数(Fw) を指標とし,関係式 Fw=59.6T^{0.46} をもちいた, 12回の運動中の 144 時点における結果であり,相 関係数は 0.986 と表面筋電図積分値の場合と同様 に強い相関を示し, 誤差の平均は 1.31 Newton (S. D. 1.73), 相対誤差の平均は 9.14%(S. D. 12.29)であった。

以上の比較を Fs, Iw の場合についても行い, 全実験例に ついて まとめた結果を Table 3 に示 す。表面筋電図積分値 (Is) を指標とした時, 相 関係数の全例の平均は 0.979, 平均誤差の平均は 1.77 Newton, 平均相対誤差の平均は 12.96% で あった。筋内筋電図積分値 (Iw) の場合は, それ ぞれ, 0.968, 2.26 Newton, 16.50%, 筋内筋電 図棘波数 (Fw) の場合は, 0.981, 1.51 Newton, 10.58%,表面筋電図棘波数 (Fs)の場合は, 0.967, 2.14 Newton, 14.95%であった。

平均誤差の全実験例の平均値の間に, Is と Iw, Fw と Iw 間で危険率1%で, Fw と Fs 間で危険 率5%で有意の差を認めた。

● 種々の肘関節角度,角速度を示す各時点において、筋電図成分のみを変数とした関係式を用いて求めた筋力の値が,筋力計算値と強く相関し,誤差も比較的小さい事が解った。これは、単純な運動において導いた関係式が、直後に行った測定においても適用できることを示す。したがって、測定直前にパラメーターを決定すれば、種々の制約があるが、筋電図成分を単一の指標として、力学方程式による値と同様の信頼性を持って、筋力の値を定量的に測定しうることがわかった。

3. 考案

1) 筋電図成分と筋力の関係

本実験では,非等尺・非等張運動において筋電 図積分値と筋力の関係が,関節角度,角速度にあ まり関係せず,表面,筋内電極のいずれの場合に も強い相関を示し, I=ae^{bT} という非直線関係に あることを明らかにした。

非等尺・非等張運動における筋電図積分値と筋 力との関係を明らかにした実験の報告はないが, Zuniga¹²⁾, Lindström¹⁰⁾は, 等尺運動において実 験し,表面筋電図積分値と筋力とは非直線的関係 にあると報告している。しかし, Bayer²⁾, Bigland and Lippold³⁾, Inman⁹⁾, Millner-Brown¹¹⁾ 5/t, 同じ等尺運動において,表面筋電図積分値と筋力 は直線的関係にあると報告している。 このよう に、いずれの報告も、両者の相関は認めている が,その関係式の形は異なっている。これは,各 報告により,実験した筋肉,測定した筋力の範 囲,使用した電極,導出しえた範囲が各々異なるの で判断に迷うが,一般に筋力を増加していく時, 筋活動電位の数と大きさの増え方は並行でないと されているので, 非直線的関係の方が理解しやす 10

Hof⁸⁾ らは, 等尺運動で表面筋電図積分値とト ルクの関係が直線的であると報告しているが, 等 尺運動では筋の附着角度が一定なので, 筋力ベク トルの回転に有効なベクトル成分の割合も一定と なり, トルクは筋力に比例するので, 前述の報告 と変りはない。

Bouisset⁴⁾は、表面筋電図積分値と筋内筋電図 積分値との間に直線的関係を報告しており、本実 験において筋内筋電図積分値が筋力と、表面筋電 図積分値と同様に強い相関を示し、同じ関係式で 表わされた事を支持する。

本実験において,筋電図棘波数は筋力と強い相関を示し,F=aTbという非直線的関係にあった。 Close⁵⁾は,等尺運動と等張運動において,筋 電図棘波数と筋力との間に,非直線的関係を報告 しており,本実験の結果と一致する。

筋内筋電図棘波数と表面筋電図積分値の関係について、Close⁵⁾は等尺運動で、Bouisset⁴⁾は非等

速度運動において,いずれも直線的であると報告 しており,筋電図棘波数も筋電図と同様に筋力の 指標となりうると思われる。

2) 筋電図積分値と仕事量の関係

本実験では,種々の関節角度,角速度に対応す る筋電図成分を,筋力計算値のみと対応させて分 類して相関を求めても,強い相関を示し,関節角 度,角速度が筋電図成分と筋力計算値との比にあ まり影響しないことから,筋電図成分と筋力は一 義的な関係にあるとして,筋電図成分を筋力の単 一の指標として筋力の値を求めた。

しかし、Gans⁷⁾は非等尺・非等張運動におい て、筋電図の積分値は仕事量と力積の和に比例す ると報告している。すなわち、単位時間あたりの 筋電図の積分値は、筋力と速度の積と筋力との和 に比例することになり、筋力とのみ比例するとし た本実験の結果に反する。

Gans は、非等尺・非等張運動において実際に 実験はしておらず、等尺・等張運動、等尺・非等 張運動での実験結果と、引用した Bigland and Lippold の非等尺・等速度運動, Bouisset4)の非等 尺・等加速度運動での実験結果から、非等尺・非 等張運動について推論しているに過ぎない。Gans 自身が実験した等尺運動では、当然、機械的仕事 量は0となり、 Gans の推論とは関係がない。 Bigland and Lippold の非等尺・等速度運動の報 告においても、Gans の引用においても、 筋電図 積分値は,外部からの負荷と姿勢保持に必要な筋 力に比例するとしており, 仕事量の入る余地はな い。Bouisset は、肘関節の非等尺・等加速度運動 において,最大速度を得るまでの筋電図の全積分 値は、最高速度の二乗に比例すると報告し、Gans はこれを引用し, 式を変形して仕事量と筋力の和 と比例するとしている。しかし、Bouisset の実験 は肘関節角度90°を中心とする30°の狭い範囲で 運動を開始し、最大速度を得たのち停止するの で,如何なる値の最高速度を得る場合も,その時 点の肘関節角度は90°付近の一定な角度となる傾 向がある。

この場合の仕事量は,モーメントと角加速度の 積を,移動した角度で積分したもので,等角加速 度運動の場合は,モーメント,角加速度,移動角 度の積の1/2となる。したがって、移動角度が一 定なので、トルクに比例することになり、狭い角 度の範囲では上腕二頭筋腱の附着角度があまり変 化せず、トルクは筋力と比例する。

以上の結果より Bouisset の実験は,狭い角度 の範囲で最高角速度を得るため移動角度が一定と なり,仕事量が筋力と比例することから,筋電図 積分値が仕事量と比例したのであり, Gans の提 唱する仮説は根拠を失う。

3) 筋電図成分を指標とした筋力測定

前述したごとく, 筋電図成分と筋力が強い相関 を持つので、筋電図成分と筋力が一義的な関係に あるとして、この関係を使って筋力を実測する代 りに、筋電図成分を測定し、筋力を推定しえた。 しかし、両者の関係が、一義的であるためには、 多くの前提を必要とする。まず, 個体, 筋肉, 電 極、測定装置、導出範囲など筋電図波形に関与す る因子をなるべく変化させないために、測定直前 に関係式のパラメーターを決定し、測定はなるべ く短時間に終了する必要がある。また,筋肉長, 筋収縮速度の影響を最小とするため,関係式を導 くための運動は、予想される関節角度、角速度を 含む必要があり、これは、外部よりの負荷に関し ても同様である。 Bigland and Lippold³⁾ が, 短 縮時と伸展時では,同じ張力に対して筋電図積分 値が異なると報告していることから、伸展時の筋 力を測定する場合は、別に関係式を求める必要が ある。

精度については,測定のつど,関係式を決める ため比較の対象となる筋力の値を実測するのは不 可能であり,筋力計算値で代用せざるをえないの で,筋力計算値の精度より悪い。

以上の欠点を持ちながらも, 筋電図を利用する 利点は大きく, とくに, 筋力計算値を求めるのが 困難な, 重力下における多関節運動である歩行, 姿勢の変換, 手指による操作などにおいても, 単 一の計測で筋力を推定しうる。これは, 整形外科 における運動障害の解明, 手術法や人工関節の開 発に役立つものと期待される。

まとめ

筋電図を指標として筋力の値を定量的に測定す

るために、10名の被験者について、角速度を指示 し、一定の重錘の負荷を加えた肘関節屈曲運動に おいて、上腕二頭筋からの表面および筋内筋電図 と、関節角度、負荷を同時測定し、筋電図からそ の成分として単位時間あたりの積分値、棘波数 を、関節角度、負荷から力学方程式により筋力計 算値を求め、筋電図成分と筋力計算値との相関を 調べた。その結果、両者が強い相関を持ち、関節 角度とその角速度が両者の関係にあまり影響しな いことが明らかとなった。

以上の結果に基づき,両者の関係式を導き,任 意の角速度で変化する負荷に抗して行う運動の任 意の時点における筋電図成分の値を関係式に代入 し,ある程度の誤差内で筋力の値を測定し得た。

稿を終るに臨み,御指導をいただいた,池田亀夫教 授,泉田重雄教授,内西兼一郎講師に深謝いたしま す。また,御校閲をいただいた村上元彦教授,御援助 下さった日端基金に深く感謝いたします。なお,本研 究の一部は,第6回日本脳波・筋電図学会において発 表した。

汝 献

- Basmajian JV, Stecho GA: A new bipolar indwelling electrode for electromyograph. J Appl Physiol 17: 849, 1963.
- 2) Bayer H. Flechtenmacher C: Ermüdung und Aktionsstromspannung bei der isometrishen

Muskelkontraktion des Menshen. Arbeitsphysiol 14:261-270, 1960.

- Bigland B, Lippold OCJ: The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. J Physiol 123: 214-224, 1954.
- Bouisset S, Maton MS: Quantitative relationship between surface EMG and intramuscular electromyographic activity in voluntary movement. Amer J Phys Med 51: 285-294, 1972.
- Close JR, Nickel ED: Motor-unit action-potential Counts. JBJS 42-A : 1207-1222, 1960.
- Contini JR: Body Segment Parameters, Part I. Artificial Limbs 16: 1-19, 1972
- Gans B M, Noordergraaf A: Voluntary skeltal Muscles: Relationship of their Electrical and Mechanical Activities. Arch Phys Med Rehabil 56: 194-199, 1975.
- Hof A L, van den Berg J: Linearity between the weighted sum of the EMGs of the human triceps and total torque. J Biomech 10: 529-539, 1977.
- Inman VT, et al: Relation of human electromyogram to muscular tention. EEG Clin Neurophysiol 4: 187-194, 1954.
- Lindström, L et al: Muscle load influence on myoelectric signal characteristics. Scand J Rehab Med, Suppl 3: 127-148, 1974
- Milner-Brown HS, Stein RB: The relation between the surface electromyogram and muscular force. J Physiol 246: 549-569, 1974.
- 12) Zuniga EN, Simons DG: Non-linear relationship between averaged electromyogrm potential and muscle tention in normal subjects. Arch Phys Med Rehabil 50: 613-620, 1969.