

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

岡山大学医学部第1外科教室 (指導: 陣内教授)

奥 村 修 三

(昭和32年1月11日受稿)

第1章 緒言ならびに文献

人体においてはじめて筋肉の動作電流を誘導し、記録したのは Piper をもつて嚆矢とするが、彼によつて記載されたものは、皮膚表面より誘導した記録について数十サイクル(以下サイクルを C. と略す)の波が存在するという程度の古典的なものにすぎず、臨床的な目的への応用にはかなりの距離があつた。その後になり Adrian & Bronk により同心円型針電極 (coaxial needle electrode) が考案され、この型の電極を使用して皮膚を通してえられる単一の運動単位 (Sherrington 等による motor unit) の放電波形に関する生理学的解釈の進展にともなつて、この同心円型針電極による筋電図の臨床面への応用がいちじるしく長足の進歩をとげてきた。ことに最初は単に筋運動単位の興奮の電気的表現として理解され、その臨床面への応用も末梢神経筋単位、すなわち脊髄前角運動性節細胞以下の末梢神経筋系の疾患にのみ主として利用されていたものが、次第にその背後的動因として存在するところのそれより上位の中樞神経系の興奮活動の表示としても理解されるにいたつたのである。その具体的な事実として、時実等は筋の一定強度の収縮時における同心円電極筋電図、すなわち個々の筋運動単位の放電について、その波形によらず放電間隔の平均ならびにその標準偏差との関係より筋の運動単位を2つの種類に区別した。そしてこの2つの運動単位のそれぞれを postural adjustment を司る tonic neuromuscular unit と kinetic movement を司る kinetic neuromuscular unit として区別出来ることを明かにしている。このことはさらに中樞神経

生理の立場より postural adjustment は主として錐体外路系に支配され、kinetic movement は錐体路系に支配されていることより上にのべた tonic neuromuscular unit は錐体外路系に、また kinetic neuromuscular unit は錐体路系に関係があると想像できる。この点に関しては沼本の実験、山谷ならびに著者の臨床的研究によつてもその推定の正しいことが認められている。

現在の神経系機能研究の面でもつとも重要な課題の1つは運動性支配の研究であり、Sherrington 以来脊髄前角細胞以下の筋系、神経系についてはすでに相当の研究があるが、中枢神経系の筋支配についての研究は従来あまり行われておらず、ごく最近の課題である。この研究に対しては現在その方法のとぼしさを歎ぜざるを得ない現状のなかで筋電図はこれに対する一つの大きな武器となりうるものであると思う。

しかしながら上述した様な同心円電極筋電図によつて個々の筋運動単位の活動状況を知り、それによつてさらにそれを支配する中枢神経系の状態を知らんとする方法は一定の筋活動状況、換言すれば2種類の筋運動単位ならびにそれを支配する中枢神経系の状態が短時間(時実によればすくなくとも数秒程度)であるにもせよ定常状態にあることが必要であり、そのいずれかが非定常な状態にあると考えられる場合には当然困難を生じてくる。

この点に関する解決として、上述した2種類の運動単位をその活動電位の大小、またはその放電の持続時間の長短等より区別せんとする試みもある。しかしこれらの方法でたとえ非定常状態においても両者の区別が可能となりその背後の神経系の活動状況を推測し得

るとしても、やはり同心円電極による筋電図というものは、あくまで脊髄のただ1つの前角細胞を通して表現されるものであり、その1つの前角細胞が中枢神経系の忠実な表示であるとの仮定を承認しなければならないことになる。もちろんこれらの難点は同時に多数の運動単位から誘導したり、実験をくりかえすことによりおぎないうるのであるが、一歩しりぞいて単に筋の活動状況のみを論ずる場合においても同心円電極は誘導の対象があまりにも限局され筋全体の活動を論ずることの困難な場合の存することは周知のごとくである。換言すれば同心円電極による筋電図は定性的なものであつて、一般に定量的と考えることができないということである。わたくしはこの欠点をおぎない、現在の筋電図学の盲点である錐体路系および錐体外路系の筋運動の動的支配の様子をあきらかにしうる有力な手段となりおぎないかと考え、同心円電極の発達とともに臨床的応用からおきわすられた表面電極筋電図をとりあげた次第である。

表面電極筋電図を観察するには振巾、周波数の2つがもつとも普通の要素である。振巾に関しては近藤は正常な場合には筋電図の振巾の平方根に対し振巾の頻度は正視分布をしめすことをのべている。また Kendall は病的状態においてこの振巾の分布が正常の場合と異なることをのべ、この相違より麻痺が神経性のものか、筋性のものであるかが判定できることを示唆している。

一方周波数に関しては上述のごとく Piper は50 c. のものが一般に有力であるが、疲労により 20 c. 位のものが有力になるとし、Wachholder は筋電図の最高周波数は 180 c. とのべ、Hoefler & Putnam は最高周波数は 300 c. と記載している。しかしこれらはいずれも直視的な観察及び一般的な電気的周波数分析装置によるものである。

わたくしは表面電極筋電図をその周波数スペクトルの面より研究せんとして、まずそのスペクトルの分布に関して数学的解析により基礎的研究をおこなわんとした。

第2章 実験方法

第1節 筋電図およびその周波数スペクトルに対する数学的考察

任意の振動現象を単振動の合成としてあらわしうることは、数学的に Fourier の定理として証明されているところである。さてこの筋電図のような複雑な現象を要素的なものに分解する方法としては唯一ではなく、たとえば Taylor の定理によつて冪級数に展開することも可能である。また一方筋電図においてもその構成要素が単振動であるとの証拠もいまのところないわけである。したがつて筋電図を成分単振動に分解した周波数スペクトルがはたしてなにを意味するかについても一応議論の存するところとなる。しかしながらわれわれが筋電図とよぶものは筋活動電位そのものではなく、かならず増巾器、記録器を経ており、さらに後述するように生体の各組織や電極等のインピーダンスといったものがわれわれの相手とする「筋電図」のなかに必然的に混入しているのである。そしてそれらの性質は物理学的に単振動に関するものとして表示され、かつそれらの性質が重畳の原理にしたがうと考えられるものである。したがつて表面電極筋電図を観察するにあたり、周波数スペクトルを取りあげるのは最も妥当な方法の1つと考えられるのである。

次の問題はある函数の調和解析をおこなうにあたり、この函数が完全に同一の波形を無限にわたつて繰り返すものであれば、その任意の周期（基本周期）をえらんでこれについて調和解析をおこなえば、基本周期に相当する振動数の整数倍の振動数をもつ多くの単振動（調和振動）に分解することができるわけである。これが周波数分析の最も理想的な単純な場合である。筋電図の場合は多少立場がことなつている。すなわち現実における筋電図は単純な時間函数でないのであつて、厳密な意味の基本周期の決定は困難なのである。このような場合は Fourier の積分定理によらなければならないこととなるが、この積分

も実際の計算上の制限により近似加算法によらざるを得ない。この近似法による誤差を小とするためには、目的とする成分振動数に対して十分長い周期をとつて調和解析をおこなわなければならないのである。そしてその上この方法による場合には、

1) 基本周期 T が有限であることにより振動数に対して $\Delta\nu=1/T$ の不確定性のともなうこと。

2) 積分を加算で代用するため、計算された最高次数の調和項より高い次数のものによる誤差の混入すること。

の2点もまたさげ得られない欠点である。したがつて後述するように結果の判定を下す場合にこれらの誤差に十分の注意をはらう必要がある。

Fourier の積分定理によれば、偶函数は cosine 積分、奇函数は sine 積分であらわされることとなる。筋電図の周波数スペクトルを論ずる場合、その時間の原点を論ずるのは一般的には不必要であるから、本編では power spectrum として論ずる立場をとつた。

第2節 周波数分析を適用する場合の筋電図の時間的定常に関する問題

前節で周波数分析を適用する場合の函数論的考慮について述べ、"筋電図の周波数"との言葉を無批判に使用した。しかしながら周波数 F を認めることはその現象がすくなくとも $1/F$ の時間において定常であることを前提とするのである。筋電図の場合その定常と見做しうる時間はいくらであるか、すなわち周波数スペクトルの基本周波数をいくらとするかについては十分の考慮を必要とする。前節において誤差の立場よりできるだけ長い時間をとつて調和解析をおこなうべきことを論じたが、定常時間に関しての考慮よりすれば全く逆の立場をとらざるを得ない。この定常とみなすべき時間は筋の活動状況等それぞれの場合によつて全くこととなると想像され、決して一律には論ぜられない。本研究においてもこの点に注意をはらい、常に統計的立場より

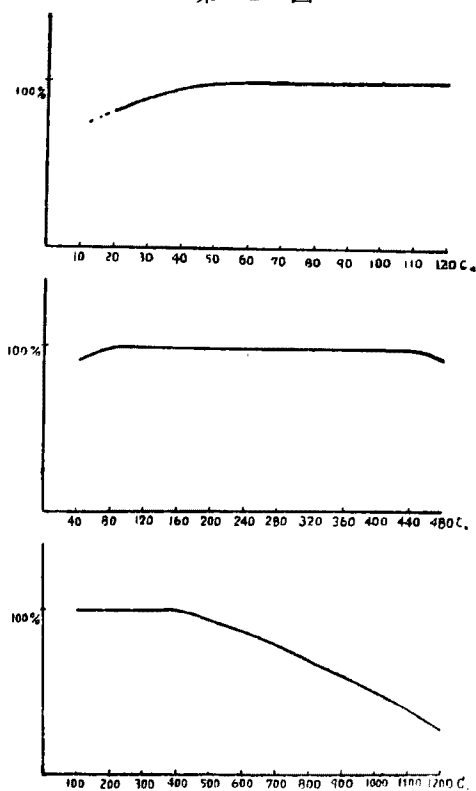
その結果を検討した。その詳細については第3章においてのべる。

第3節 実験対象および実験方法

本研究の対象としたのは一般健康人、および各種疾患患者について、種々の筋活動状況において皮膚表面より誘導した筋電図である。電極としては直径 7 mm の銀円板電極を使用し、食塩、石灰酸をくわえた澱粉糊をもちいて皮膚に貼布し、ゴムバンドをもつて固定した。電極間直流抵抗は $10^4 \sim 10^5$ オーム程度であつた。電極固定部位について各筋の解剖学的な起始部、終止部、筋腹部に相当する皮膚面およびその他の位置を種々組合せて使用した。

増巾器は入力抵抗 2×10^5 オーム、抵抗容量結合 2 段、直接結合 3 段の全差動増巾器で、同相信号抑制回路を有し、弁別比 10^3 以上である。最終記録は 120 mm 陰極線オツシログラフの写真撮影により総増巾利得は螢光面

第 1 図



上の輝点の移動 30 mm に対し入力 1 mV ~ 50 μ V 程度として使用した。

この装置の総合周波数特性は第1図の如くである。本編ではすべて周波数特性ならびに記録の直線性を校正より計算で補正したものをしめしている。本装置の内部雑音平均出力は入力換算約 7 μ V である。

得られた記録波形の調和解析は数学的計算によることとした。調和解析の計算項数は前章にのべたごとき理由で、多いほどのぞましいが、記録の精度よりの制限があるので、Terebesi による24項調和解析法を準用した。この近似的加算法によつて得た系数は、対応する調和項の cosine 項および sine 項のそれぞれの2乗の和すなわち power spectrum の値の平方根をもつて相当項の値とした。

第4章 実験成績および考按

第1節 周波数スペクトル値の信頼の限界ならびに誤差に関する成績およびその考按

前章において、筋電図の数学的調和解析において生じうる種々の誤差についてのべ、得られた解析結果を常に統計的な立場で検討する必要をのべた。本節ではこれに関する実際の値をしめし、それに対して考按をくわえることとする。

第1表は健康人右上膊二頭筋の筋電図の解

析結果である。これは右前膊に最大収縮力の約 $1/2$ (本例では11kg) の負荷をあたえ、肘関節は直角位にたもさせ、筋腹部の皮膚表面に筋の方向に約 5 cm の距離においた2つの電極より誘導したものである。そして負荷開始約10秒後の1秒間の連続記録について、その $1/10$ 秒間ごとに24項の調和解析をおこなつて得た 10c. より120c. に至る間の値である。同表下段はこれらの各項の平均値Mおよびその標準偏差 σ の値である。

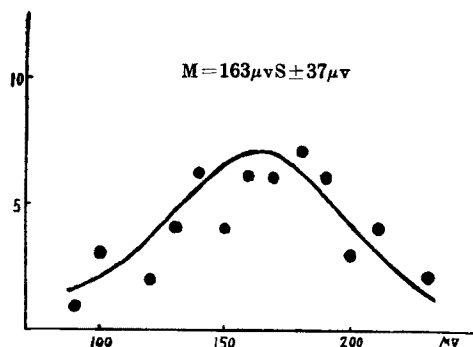
筋の特定の活動状況と、それらの筋電図とは1対1に対応するという仮定、すなわちさきに第2章においてのべた“定常”の範囲内では同一の筋活動状況の場合の筋電図は常に同一であり、逆に同一の筋電図をしめす筋活動状況はまた同一であるという仮定は、筋電図の臨床的応用の根本に存在する重大な仮説である。現在この仮説は多数の臨床的経験より一般に承認されている。したがつて第1表にしめした一連の周波数スペクトル値の変動は、筋電図の誘導、記録上のかたより、すなわち数学的表現によればこれらの誤差としてあつかうことができる。この誤差のさらにくわしい性質を知るために得たのが第2図である。

第2図は第1表と同じ条件で $1/10$ 秒ごとの40 c. の勢力をしめしたもので、負荷収縮開始約10秒後における1秒間の記録を十分な休息をおきながら6回くりかえして得た記録か

第 1 表

No.	c.	10 c	20 c	30 c	40 c	50 c	60 c	70 c	80 c	90 c	100 c	110 c	120 c
I		108	83	157	225	142	192	158	117	42	58	133	33
II		167	58	125	200	117	133	325	200	125	58	167	50
III		150	75	142	125	200	150	300	316	75	183	150	117
IV		75	75	58	133	175	183	292	67	92	75	133	58
V		33	125	134	216	250	242	142	200	316	133	92	41
VI		108	84	158	208	150	208	150	133	42	100	218	58
VII		200	75	50	125	150	175	217	108	17	75	258	25
VIII		208	192	75	117	225	142	200	117	215	92	108	67
IX		142	142	33	142	183	83	183	292	192	208	258	42
X		150	118	108	167	142	158	316	200	83	133	133	82
M		134	103	104	166	173	167	228	175	121	112	165	53
σ		52	49	46	43	42	44	73	77	91	50	57	25

第 2 図



ら得たものである。この分布をみれば、概略的に Gauss の標準型の分布をしめしているとみとめられる。したがって Gauss がかの誤差函数の導出に使用した仮定が適用できる。したがって上にのべた筋電図の誘導、記録上の誤差は、多数の小さい根源誤差とも称すべきものの無作為の組みあわせによるものであり、これらの根源誤差ともよぶべきものは近似的に等大であると推定することができる。この根源誤差とよんだものは、或は個々の筋運動単位の活動状態の時間的かたよりや、筋のなかで活動している運動単位のインピーダンスの変化による電場の状況の変動等がこれに相当するものと推定される。

いずれにせよ一連の筋電図の周波数スペクトルの各調和項の値の分散は、その標本とした時間が適当であれば正規分布をしめすこと

があきらかにされた。したがってこれらの値はできるだけ多数のものの平均値をもつて論ずべきである。したがって以下本編ではすべて平均値をもつて論ずることとする。

また統計学のしめすところによれば、正規分布をしめす母集団の真の値は実際の測定値の $M \pm 2\sigma$ (M は平均値, σ 標準偏差) の範囲に存在すべきである。この立場よりすれば第 1 表においても 40 c., 50 c., 60 c. および 70 c. の項は他の項に比してあきらかに優勢であるとみとめられるが、この成績では 40c. と 50 c., 或は 60 c. と 70 c. の大小を論ずるには不適當と見做さなければならない。

第 2 表は第 1 表のものと同じ状態であるが負荷開始後 2 分のものであり、第 3 表は同じく 3 分 30 秒後のものである。これらの表を見れば同じ平均値 M をしめす場合でもその標準偏差 σ は相異なる場合があり一概に論じえないことがあきらかである。したがって筋電図の周波数スペクトルを論ずる場合は絶えずこの点に注目し統計学的な立場よりその成績を検討しなければならない。

第 2 節 周波数スペクトルの分布範囲に関する成績およびその考按

第 3 図, 第 4 図および第 5 図はそれぞれ健康人の上膊二頭筋, 腓腹筋及びひらめ筋, ならびに前膊伸筋群(総指伸筋を主とする)にそれぞれの最大収縮力の約 1/5 の負荷をあた

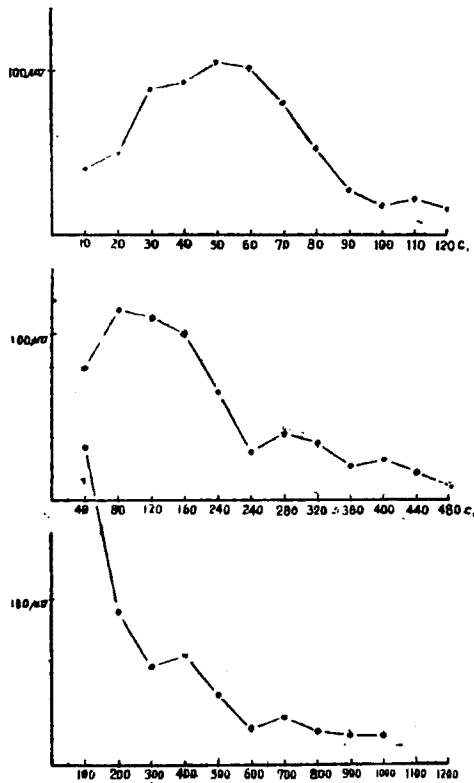
第 2 表

No.	c	10 c	20 c	30 c	40 c	50 c	60 c	70 c	80 c	90 c	100 c	110 c	120 c
I		284	358	167	175	92	92	75	150	33	50	92	58
II		117	92	133	175	20	133	108	92	125	33	58	42
III		133	158	142	225	208	125	67	157	92	75	58	100
IV		75	225	133	367	159	183	108	17	33	108	33	25
V		183	158	308	397	184	242	183	50	25	158	108	100
VI		200	234	167	184	184	334	234	117	58	125	33	58
VII		92	108	50	300	108	67	117	67	58	25	25	8
VIII		50	75	275	342	375	108	67	50	100	92	58	0
IX		100	175	75	200	284	167	125	150	83	58	17	41
X		92	216	275	200	158	50	158	58	108	75	75	50
M		132	180	172	254	195	150	124	92	72	80	47	48
σ		70	83	87	80	82	86	54	52	35	42	30	33

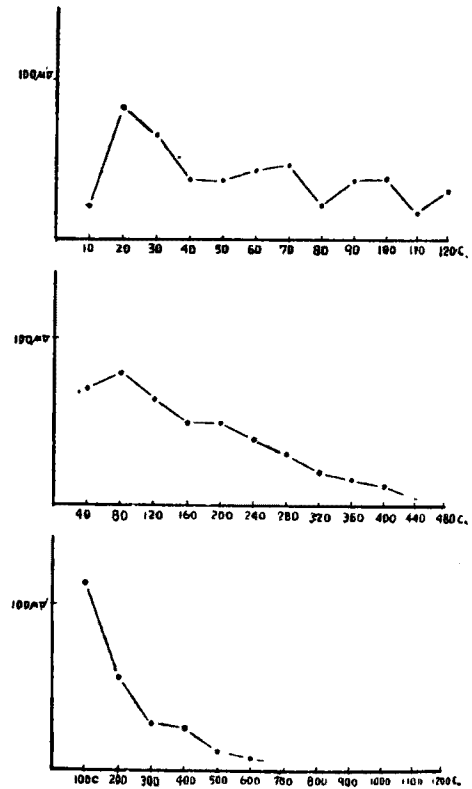
第 3 表

No.	c	10 c	20 c	30 c	40 c	50 c	60 c	70 c	80 c	90 c	100 c	110 c	120 c
I		175	216	208	242	234	75	225	150	25	108	75	25
II		158	92	192	358	292	217	200	100	50	125	100	58
III		200	133	284	408	133	133	125	75	192	108	133	25
IV		67	25	108	158	225	133	250	175	92	33	33	100
V		83	58	292	100	142	142	108	175	200	133	92	25
VI		142	33	375	92	183	292	83	33	133	250	142	17
VII		92	133	167	233	225	175	317	225	125	58	108	92
VIII		33	183	167	175	67	100	92	58	133	58	175	17
IX		100	92	200	208	117	108	142	125	108	42	142	8
X		284	233	167	250	92	275	267	175	242	167	117	58
M		133	120	216	222	171	165	181	129	122	108	117	43
σ		74	73	78	102	72	74	82	62	68	67	40	33

第 3 図



第 4 図



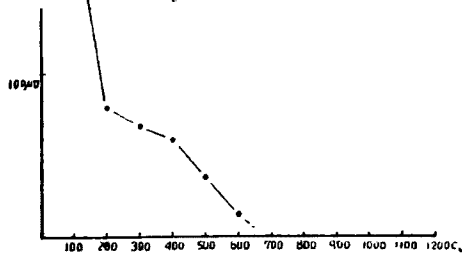
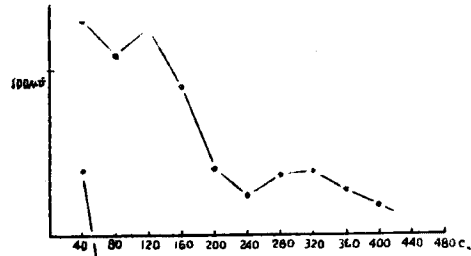
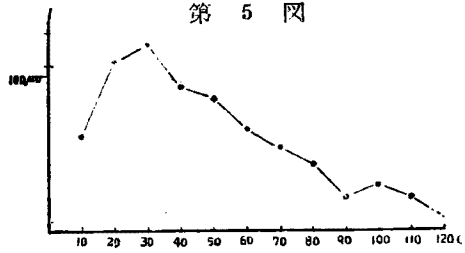
え、等尺収縮を開始せしめて数秒後のもので、筋腹部に筋の線維方向に約 5 cm へだてておいた一組の表面電極より誘導した筋電図の周波数スペクトルである。

第 6 図、第 7 図および第 8 図はそれぞれ第

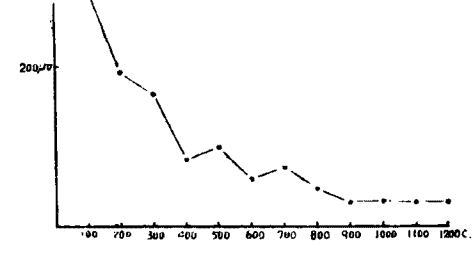
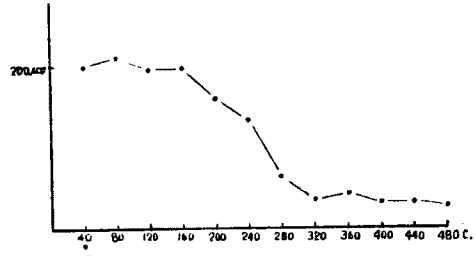
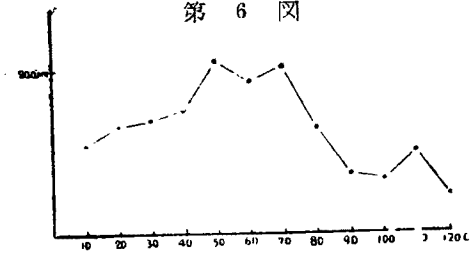
3、4 および第 5 図に対応し、同じ筋のさらに収縮を強くした状態、すなわち最大収縮力の約 $1/2$ の負荷をあたえた場合の等尺収縮開始後数秒のものである。

これらの図より筋電図の周波数スペクトル

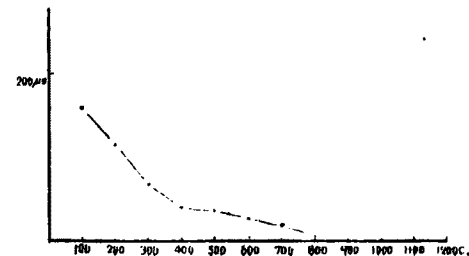
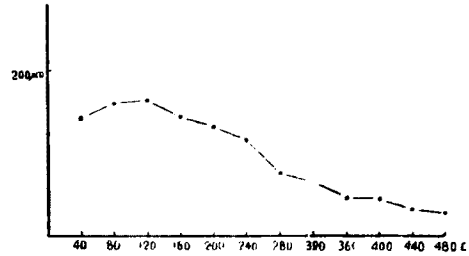
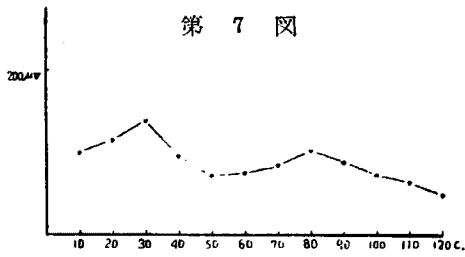
第 5 図



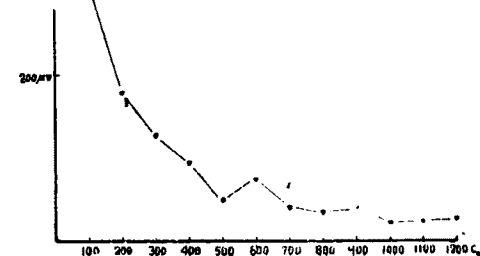
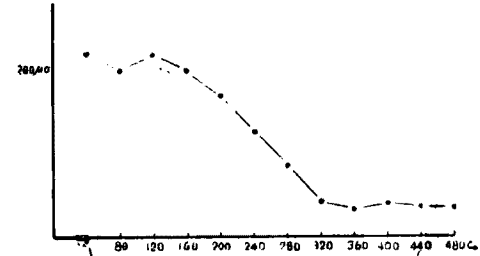
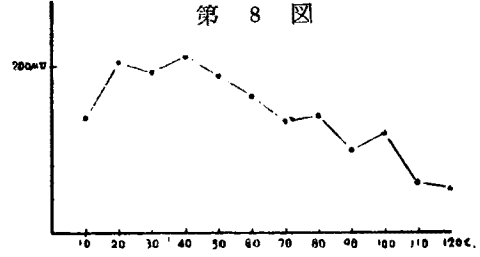
第 6 図



第 7 図



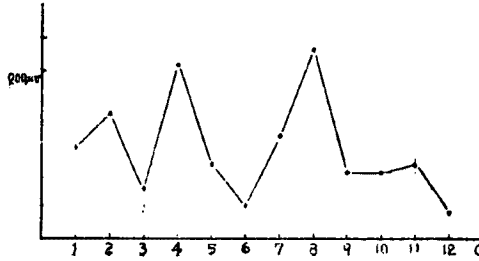
第 8 図



分布範囲をみれば、その勢力の大部分は10 c.より 600 c. 附近までに分布している。さらにそのうちでも勢力の主要な部分は 20 c. より 70 c. の範囲に存在している。第3図では61%、第4図59%、第5図75%、第6図83%、第7図66%、第8図85%と平均約70%程度がこの 20 c. ~70 c. の範囲に分布している。

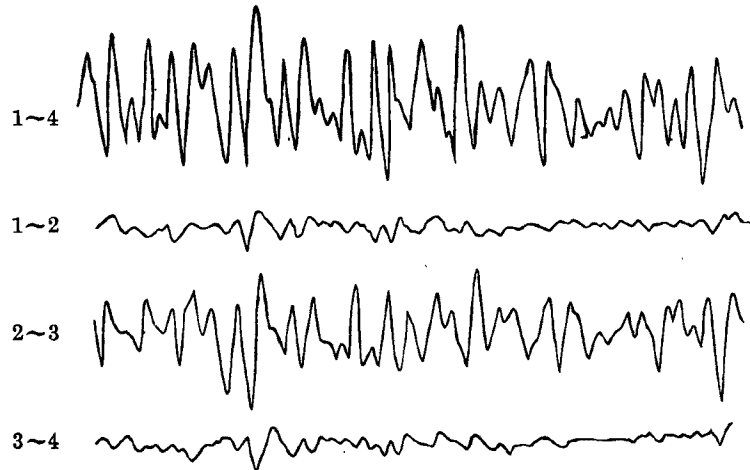
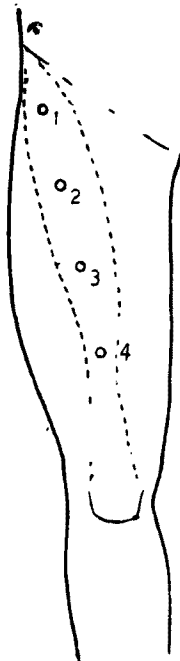
第9図はパーキンソニスムス患者で安静時

第 9 図



振顫のある前膊伸側の筋群より誘導した筋電図の周波数スペクトルである。ここにみられる強い5 c. の成分は安静時振顫の周波数に一致するものである。一般の場合には 10 c. 以下の成分はあまりみとめられない上に、この程度の周波数を対象とする場合は、電極の動

第 10 図



揺、電極の分極、精神電流現象等の他の現象の排除が困難であり、記録、誘導の方法がいわれる筋電図の範囲を脱するので、とくにこれらの低い周波数については論じない。

第3節 周波数スペクトル値の変化の要因に関する成績およびその考按

表面電極筋電図の周波数スペクトル値に変化をもたらす要因としては多くのものが考えられるが、以下各項にわけてのべる。

(1) 誘導される筋と誘導電極相互の位置的関係

第10図および第11図は筋と誘導電極の相互的位置関係により波形の変化する様子をしめしたもので、第12図はそれぞれの周波数スペクトルである。電極間の距離が大となるとともに全体の波形の振巾が大となり高調波成分が減少する。しかし同一筋においても電極の距離と振巾は直線的な比例はしめさず、電極間距離の単位長さ当りに誘導される電圧は筋腹部が最大である。

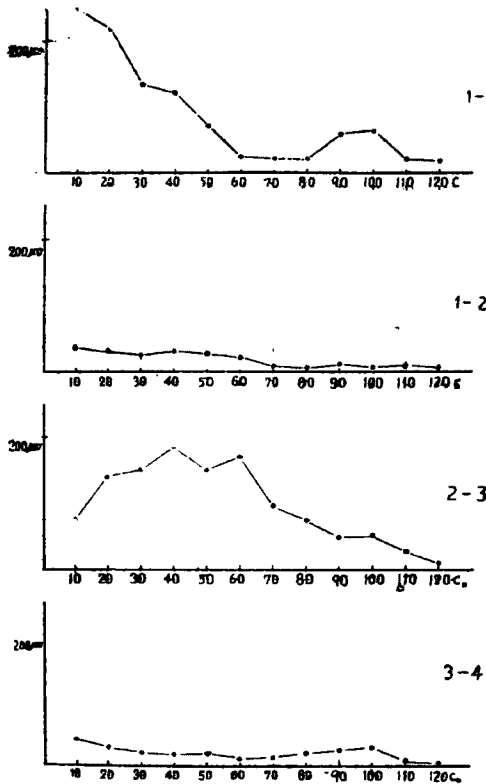
(2) 筋の活動状態による変化

第1表、第2表および第3表は上述の如く

第 11 図

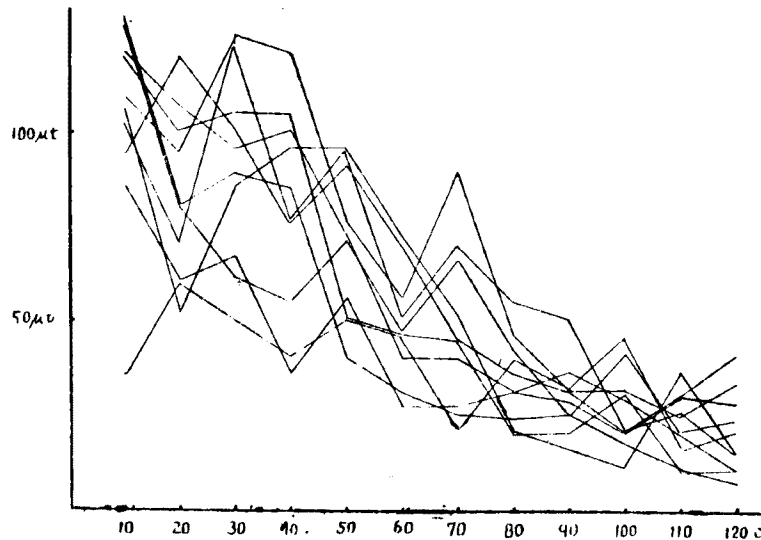
健康人の右上膊二頭筋の最大収縮力の約 1/2 の負荷をあたえて等尺収縮を開始せしめ、それぞれ10秒後、2分後および3分30秒後の筋電図の周波数スペクトル値をしめしたものである。これによると収縮開始時の周波数スペ

第 12 図



クトルでは 60 c. ~ 70 c. 附近が優勢であつたものが、次第に 30 c. ~ 40 c. 附近のものが優勢となり、高い周波数成分が減じているのが

第 13 図



みとめられる。

また第 2 節にしめた第 3 図と第 6 図、第 4 図と第 7 図、第 5 図と第 8 図とそれぞれ比較すると、筋にあたえられた負荷の大小によつてもその周波数スペクトルは変化することがみとめられる。

(3) 各筋の特異性

おなじく第 3, 4, 5 図ならびに第 6, 7, 8 図を比較すれば、最大収縮力に対して同程度の負荷をあたえ、同じ時間を経た場合の筋電図でも、各筋によりその周波数スペクトルは大きく変化していることがみとめられる。

(4) 個人差

第 13 図は健康人男 8 名、女 3 名計 11 名についてそれぞれ右上膊二頭筋の最大収縮力の約 $\frac{1}{5}$ を負荷せしめて等尺収縮開始数秒後に記録した筋電図の周波数スペクトルである。電極はいずれも筋腹部に筋の線維方向に約 5cm へだて、固定してある。図にしめた値はいずれも数回の分析結果の平均値であるが、その標準偏差は各周波数とも平均値の $\frac{1}{3}$ ないし $\frac{1}{4}$ の程度である。したがつて同一筋、同程度の活動状況でも個人により差のあることがみとめられる。以上筋電図の周波数スペクトルは、筋電図の誘導方法、筋の活動状況、各筋の特異性、個人差等によりその分布範囲

はあまり変化しないが、その成分勢力は相当変動することをあきらかにした。この勢力の変動は筋のなかで活動電位を発生する運動単位の興奮の様式の変動によるものを第 1 に考えるのが当然であるが、この場合にもやはり電場をかたちづくる生体の電氣的諸性質の変動も考慮さるべきであるとする。その詳細は編をあら

ためて論ずる予定である。

第4章 結 論

わたくしは現在臨床面よりおきわすれた感のある皮膚表面電極による筋電図の臨床的応用を目的とし、先ずその筋電図の最も重要な要素である周波数スペクトルを数学的解析方法により研究した。

(1) 筋電図に対し函数論的考慮をはらつた上で、われわれが生体の電気現象として記録観察するものはその内部において発生する動作電位そのものではなく、生体という一つの volum conductor における電場の変化をさらに増巾器、記録器を経てとりあげた一つの情報であるとの立場から、わたくしは筋電図の

Fourier 解析による周波数スペクトルの意義を確立した。

(2) この周波数スペクトルは、筋電図の誘導方法、筋の活動状況、各筋の特異性、個人差等によりそれぞれ相当の変化をしめすことをあきらかにした。

(3) 筋電図の周波数スペクトルの分布は大体 10 c. より 600 c. の範囲であり、その主要な部分は 20 c. より 70 c. の範囲である。

稿を終るにあたり御指導、御校閲をいただいた陣内教授に深謝します。なお本研究は文部省科学試験研究費の補助をうけた。

本論文要旨は第8回筋電図学会総会において発表した。

文 献

- 1) Piper, Elektrophysiologie menschlicher Muskeln. 1912
- 2) Adrian & Bronk, J. Physiol., 67, 119, 1929
- 3) 時実, 津山: 筋電図の臨床, 協同医書出版社, 1954
- 4) 沼本: 岡山医学会雑誌, 64, 1609, 1952
- 5) 山谷: 岡山医学会雑誌, 67, 429, 1955
- 6) 奥村: 第9回日本筋電図学会口演集, 1956
- 7) 近藤: 人類学雑誌, 61, 131, 1951
- 8) Kendall, Arch. Phys. Med., 32, 755, 1951
- 9) Wachholder: Erg. Physiol., 26, 568, 1928
- 10) Hoefler: Arch. Neurol. (Am.), 42, 201, 1939
- 11) Terebesi: Rechenschablonen für harmonische Analyse und Synthese. Berlin, 1931—今堀: 音響分析, 小山書店, 1949より引用。

A STUDY ON THE FREQUENCY SPECTRUM OF ELECTRO MYOGRAM BY THE SKIN SURFACE ELECTRODE.

Basic study on the frequency spectrum of electro-myogram by the skin surface electrode.

By

Shuzo Okumura,

1st. Department of Surgery, (Director; Prof. D. Jinnai)
Medical School Okayama University.

In recent years, the clinical application of electromyogram has advanced extremely. But this clinical electromyogram is located principally on the single unit electromyogram by the co-axial needle electrode. Accordingly the author has undertaken a basic study in order to clarify the clinical value of the electromyogram by the skin surface electrode.

Then, for a portion of this study, the frequency spectrum of the surface electrode electromyogram had been examined by Fourier's integration analysis.

(1) The pattern of the surface electrode electromyogram had been examined by function theory, and explained its meaning of the frequency spectrum of the surface electrode electromyogram by Fourier's analysis from next stand point. Standing in this point, next theory should be recognized; the electromyogram can not mean the direct record of an action potential of a muscle fiber or a muscle fascicle, and electromyogram includes in it necessarily the variation of characteristics of the electrofield, viz. an organism (expressed as volume conductor), and the characteristics of amplifier and recorder. Those characteristics are expressed by number of coefficients by frequency.

(2) The frequency spectrum of the surface electrode electromyogram fluctuates by the method of pick-up, acting state of a muscle, individuality and etc.

(3) At standard state this frequency spectrum mainly distributes from 10c. (cycle per second) to 600c., and essential parts of this spectrum distributes from 20c. to 70c.

(4) The study on the origin of those fluctuation will be explained in the next part.
(author's abstract)
