ミニコンピュータの導入による腰痛症筋電図の研究

とくに振幅分析を中心として

三田 繁義

日本医科大学整形外科教室 (主任: 伊藤忠厚教授)

緒言

臨床的应用による筋電図の検索は、第2次世界大戦後、飛躍的に進歩をとげてきた。わが国においても、昭和24~25年頃より、臨床的筋電図研究が報告されており、整形外科的应用もしいだになされるようになってきた^{1~3)}。

本教室においても腰痛疾患々々に関する筋電図学的研究を中心として、多くの発表を行っており、吉田⁴⁾、白井⁵⁾の表面電極法による kinesiology 的検索、渡辺⁶⁾の埋没型電極法による筋機能の分析などが、腰痛疾患の筋電図学的研究の近年の研究成果である。

本研究は、その研究の一環として、ミニコンピュータの導入による、motor units 波形の分析、とくにその振幅ヒストグラムおよび放電間隔変動図に関し、正常例と腰痛疾患例とを比較検討した。

従来、一芯同心型針電極法により求められた単一 motor units の振幅は、その変動が大きいために、振幅をもってその被検筋の機能・筋力は、特別の例を除いては、分析不能であるといわれているが、本研究では、数個の motor units 群の振幅ヒストグラムおよび放電間隔図を、正常例を標準とし、腰痛疾患例と比較検討したさい、ある程度、被検筋の機能を推察しうるものであり、そのヒストグラムの型から、motor units の振幅も1つの指標として臨床的应用が可能であり、腰痛疾患々々の複雑な疼痛状態の解明への一歩となりうるものと考えられる。

さらにミニコンピュータの解析能力を考慮して、筋放電を35mmフィルムに記録し、波型の分類を検討し、ミニコンピュータの長所と欠点を指摘し、計

測的に誤差はあるが、筋機能の分析に十分、ミニコンピュータが応用できうることを証明しえた。

実験材料および方法

(1) 実験材料

1) 検査対象

腰痛を主訴とする患者、男性41例、女性2例の計43例と、その比較対照例としての男性健康正常者13例の合計56例である。

年令別には、腰痛疾患例では、19才より64才であり、正常例では22才より65才である。

腰痛疾患患者は、いわゆる腰痛症17例、根症状のある椎間板ヘルニア14例、変形性脊椎症10例および脊椎分離症2例の計43例である。

2) 被検筋および姿勢

両側軀幹直立筋群下部、両側の大殿筋および中殿筋を、立位軽度前屈位で検索した。軀幹直立筋群は両側腸骨稜を結ぶ線上約2cmで、大殿筋はほぼ中央部で、中殿筋は大転子上約7cmの部位とした。

(2) 実験方法

1) 振幅測定

三栄測器製の筋電計を使用して、上記諸筋に一芯同心型針電極を刺入して、各筋の motor units の最大振幅のえられた部位で電極を固定する。一筋につき300個の motor units を無作為に抽出してえられた筋放電を、三栄測器製のシグナルプロセッサー7S06型情報処理器(ミニコンピュータ)に直結して、振幅ヒストグラムを作製した。振幅測定にあたって、基線の動揺、交流波を除外するために、閾値を20~40 μ Vに設定し、この閾値を越えた motor units の peak to peak の振幅を測定した。

2) 放電間隔変動図

上述のようにミニコンピュータに計測される motor units は、閾値を越える波形はすべて含まれる

MITA, SHIGEYOSHI: Computer analysis of electromyogram in patients with low back pain. With special reference to the amplitude histogram of motor units.

ため、1 個の連続する motor units ではない。

数個の motor units 群が、どのような頻度で放電に参加して、ある一定の筋力の維持に関与するものなのか、さらに振幅ヒストグラムとの相関を知り、かつ振幅ヒストグラムの有意性を知るために放電間隔変動図を求めた。

振幅測定の場合と同一筋肉を用い、同一刺入部位、同一姿勢で 200 個の motor units を抽出して、ミニコンピューターを放電間隔処理動作にセットして、同一閾値を越える波形の放電間隔変動図を作製した。

この放電間隔変動図は、単一 motor units のそれと多少趣を異にし、仮に変動が小さいとすれば、単一時間内に多くの motor units の放電が参加していることを示すものである。

3) フィルム記録による波形分類

ミニコンピューターの性質上、波形が閾値を越えた時点より計測を開始する。ミニコンピューターは、波形の initial deflection によっては正確な振幅測定を行っているとは限らない。

⊕ 20~40 μV に閾値を設定すれば、initial deflection が ⊖ 側にあれば、基線を越えて、⊕ 側に戻り、かつ閾値を越えなければ、計測不可能である。

その誤差の出現頻度を知り、ミニコンピューターの欠点を補う目的で、同一筋肉、同一刺入部位、同一姿勢で、えられた筋電図波形を 35 mm フィルムに連続記録し、その波形をルーペを使用して、その一つ一つの型を分析して分類した。このさい 40 μV 以下の波形はノイズとして処理した。

実験結果

1. 振幅ヒストグラム

1) 健康正常例

被検例各ヒストグラムの形から、その形を推定してみると、軀幹直立筋群は約 80 μV の所に、大殿筋は約 65 μV の所に、また中殿筋は約 60 μV の所に、それぞれヒストグラムのピークがある。各筋ともにヒストグラムの上行脚は急峻でそのピークに達し、また下行脚もかなり急峻で、200~250 μV の所で基線に戻っている。

写真 1 は健康正常例の motor units 振幅ヒストグラムの 1 例である。

ヒストグラムのスケールは横軸に振幅の μV を示し、1 目盛は 100 μV であり、縦横に motor units の出現頻度を個数で示し、1 目盛は 8 個である。

写真 1 健康正常例の振幅ヒストグラム

表 1 に被検例の筋群、対象例数、解析された motor units の数、および振幅ヒストグラムのピークの存在部位およびその型式を示す。

正常例では全例が一峰性の急峻な山型のヒストグラムを示し、そのピークの存在部位の平均値は軀幹直立筋群で 76.3 μV 、大殿筋で 80.6 μV 、中殿筋で 85.9 μV であった。

2) 腰痛疾患例

腰痛疾患例では、振幅ヒストグラムの変動域は 40 μV ~1 mV または、それ以上の広範囲にわたって存在する。また、そのヒストグラムのピークも、ピークが 1 つの一峰型ヒストグラムのもの、ピークが 2 つまたは 3 つ存在する多峰型ヒストグラムのもの、著明なピークラシキものの存在しない無峰型ヒストグラムのものと、3 型のヒストグラムに分類することができた。各筋群とヒストグラムのピークの数との関係は表 1 に示すごとくである。

i) 一峰型ヒストグラム：一峰型ヒストグラムでは、そのピークは 75~200 μV に存在し、正常例の

表 1 正常例および腰痛疾患例の被検筋、例数、振幅ヒストグラムのピークの存在部位（平均値）およびヒストグラムの形式

			number of the analyzed M.U.A.P	amplitude histogram		
				one peak form (peak)	two or more peak form	non peak form
normal case	m. erectoris spinae	24 muscles	300	24 (76.3 μ V)	—	—
	m. gluteus max.	22 "	300	22 (80.6 μ V)	—	—
	m. gluteus med.	16 "	300	16 (85.9 μ V)	—	—
low back pain	m. erectoris spinae	79 "	300	63 (117.4 μ V)	8	8
	m. gluteus max.	68 "	300	58 (96.7 μ V)	4	6
	m. gluteus med.	66 "	300	47 (104.7 μ V)	10	9

ピークが 60~100 μ V に存在するのに比較して、かなり右に偏位している。また、その形は、正常例のヒストグラムに比較して、上行脚、下行脚ともになだらかで、800 μ V 前後で基線に戻っている。総体的に正常例のヒストグラムに比較して、頂上の低い、すその長い山型を呈する。

一峰型ヒストグラムの発生頻度およびピークの存在する平均値は、軀幹直立筋群では、79 筋中 63 筋

(79.9%)、大殿筋では 68 筋中 58 筋 (84.4%)、中殿筋では 66 筋中 47 筋 (71.2%) であり、そのピークの平均値は、軀幹直立筋群で 117.4 μ V、大殿筋で 96.7 μ V、中殿筋で 104.7 μ V であり、正常例に比較して明らかに大きい (表 1)。

写真 2 に一峰型ヒストグラムの 1 例を示した。

ii) 多峰型ヒストグラム：多峰型ヒストグラムでは、二峰型が大部分で、三峰型またはそれ以上のピー

a. 軀幹直立筋群

a. 軀幹直立筋群 (二峰型)

b. 大殿筋

b. 中殿筋 (二峰型)

c. 中殿筋

c. 中殿筋 (三峰型)

写真 2 腰痛疾患例の振幅ヒストグラム (一峰型)

写真 3 腰痛疾患例の振幅ヒストグラム (多峰型)

クのあるものは少ない。多峰型ヒストグラムの場合、その第1峰はピークが $75\sim 200\ \mu\text{V}$ に存在し、形は腰痛疾患例の一峰型(写真 2)と類似しているが、その下行脚がより急峻である点異なる。

その第2峰以下のピークは $500\ \mu\text{V}$ 以内に存在し、上行脚も下行脚も、第1峰のそれよりも幾分なだからである。下行脚は、なだらかに流れて、 $800\sim 900\ \mu\text{V}$ の所で基線に戻っている例が多い。その発生頻度は表 1 に示すごとく、軀幹直立筋群で 79 筋中 8 筋 (10.0%)、大殿筋で 68 筋中 4 筋 (5.9%)、中殿筋では、66 筋中 10 筋 (15.2%) である。

写真 3 は多峰型ヒストグラムの 1 例である。

iii) 無峰型ヒストグラム：無峰型ヒストグラムでは、著明なピークが存在せず、全体的に $75\sim 100\ \mu\text{V}$ の所より、ゆるやかに上行脚となって上行し、その後均等に拡がって、上行脚より下行脚に移行し、徐々に下行して $900\ \mu\text{V}$ 前後で基線に戻る型のものである。その発生頻度は、表 1 に示すごとく、軀幹直立筋群では 79 筋中 8 筋 (10.0%)、大殿筋では 68 筋中 6 筋 (8.8%)、中殿筋では 66 筋中 9 筋 (13.6%) である。

写真 4 に無峰型ヒストグラムの 1 例を示す。

2. 放電間隔変動図

数個の motor units から成る、 $20\sim 40\ \mu\text{V}$ 以上の振幅を有するスパイクの放電間隔図から、その変動幅を検索してみた。正常例では変動幅は比較的大きく、軀幹直立筋群で $93\sim 142\ \text{msec}$ 、大殿筋で $98\sim 150\ \text{msec}$ 、中殿筋で $96\sim 146\ \text{msec}$ で、それぞれの変動域は、軀幹直立筋群で $49\ \text{msec}$ 、大殿筋で $52\ \text{msec}$ 、中殿筋で $50\ \text{msec}$ であり、変動幅の平均値は軀幹直立筋群で $112.4\ \text{msec}$ 、大殿筋で $122.0\ \text{msec}$ 、中殿筋で $127.2\ \text{msec}$ であった。

これに対して腰痛疾患例では、放電間隔の変動幅は正常例に比較してかなり小さい。変動幅は軀幹直立筋

写真 4 腰痛疾患例の振幅ヒストグラム(無峰型)

群で $30\sim 140\ \text{msec}$ 、その変動域 $110\ \text{msec}$ 、大殿筋では $40\sim 140\ \text{msec}$ 、 $100\ \text{msec}$ 、中殿筋では $50\sim 142\ \text{msec}$ 、 $92\ \text{msec}$ であり、変動幅の平均値は軀幹直立筋群で $68.2\ \text{msec}$ 、大殿筋で $80.6\ \text{msec}$ 、中殿筋で $96.2\ \text{msec}$ である(表 2)。

さらに各例の変動幅を、横軸に変動 msec 、縦軸に症例をとったヒストグラムを作製し、検索した(図 1)。正常例では変動域の狭い、 $110\sim 120\ \text{msec}$ にピークのあるヒストグラムができる。一方、腰痛疾患例では、変動域の幅広い $80\sim 100\ \text{msec}$ にピークがあり、全体

表 2 放電間隔変動図の分析

		number of cases	maximum values of the interval time in each spikes	minimum values of the interval time in each spikes	valuation of the interval time	mean values of the valuation
normal case	m. erectoris spinae	10	142 msec	93 msec	49 msec	112.4 msec
	m. gluteus max.	10	150	98	52	122.0
	m. gluteus med.	10	146	96	50	127.2
low back pain	m. erectoris spinae	43	140	30	110	68.2
	m. gluteus max.	43	140	40	100	80.6
	m. gluteus med.	43	142	50	92	96.2

a: 正常例軀幹直立筋群, b: 正常例大殿筋, c: 正常例中殿筋, d: 腰痛疾患例軀幹直立筋群.
e: 腰痛疾患例大殿筋, f: 腰痛疾患例中殿筋

図 1 放電間隔変動幅のヒストグラム

的に小さい方に偏位したヒストグラムができる。

正常例の放電間隔変動図の 1 例を写真 5 に、腰痛疾患例の 1 例を写真 6 に示す。横軸に放電番号 0~200 を、縦軸に放電間隔変動幅を示し 1 目盛 64 msec である。

3. フィルム記録による波形の分類

正常例および腰痛疾患例の被検筋各筋につき 10 筋の波形を分析し分類した (表 3)。

正常例、腰痛疾患例ともに 1 相性、2 相性、3 相性の波形が 75~85% をしめ、4 相性以上の多相性は少ない。

ミニコンピュータの性格上、振幅分析に関して万能ではなく、設定した閾値線を上行するスパイクはすべてその振幅を計測するが、この条件に満たないスパイクは計測されないか、または誤った値として計測する。

コンピュータの計測能力に応じて、図 2 のごとく波形を 3 型に分類した。

波形 (1) は、ミニコンピュータを用いて正確にその振幅を計測できうるもの。

波形 (2) は、initial positive deflection が閾値に達しないために、ミニコンピュータでは計測不可能なるもの。

波形 (3) は、ミニコンピューターを用いて計測するさいに、1 個のスパイクを、より小さな振幅として 1 個または 2 個以上のスパイクに分割して計測してしまうもの。すなわち、(a) は 2 相性のスパイクを 1 相性のスパイクとして計測する。(b), (d), (e) は 3 相性、多相性のスパイクを 2 個以上のスパイクに分割してそれぞれの振幅を計測する。(c) は 3 相性のスパイクを 2 相性として、しかも小さい振幅として計測する。

る。

この方法にしたがって波形の分類をおこなった結果を表 4 に示した。

正常例、腰痛疾患例とも、3 型に属するものが 45 ~70% をしめた。

考察

筋電図の波形分析を行うにあたり、近年しだいにコ

表 3 フィルム記録による波形の頻度 (1)

phase	normal case			low back pain		
	m. erector spinae	m. gluteus max.	m. gluteus med.	m. erector spinae	m. gluteus max.	m. gluteus med.
1	350 (27.5)	558 (41.1)	290 (23.8)	390 (23.3)	460 (24.6)	219 (21.5)
2	477 (37.5)	420 (30.9)	588 (48.2)	550 (32.8)	649 (34.7)	279 (27.4)
3	189 (14.9)	259 (19.1)	274 (22.2)	486 (29.0)	336 (18.1)	379 (37.2)
4	99 (7.8)	60 (4.4)	24 (2.0)	109 (6.5)	149 (8.0)	70 (6.8)
5	63 (5.0)	20 (2.2)	23 (1.9)	80 (4.8)	84 (4.5)	49 (4.9)
6 or more	95 (7.0)	43 (2.3)	23 (1.9)	60 3.6	189 (10.1)	22 (2.2)
total	1273 (100.0)	1360 (100.0)	1222 (100.0)	1675 (100.0)	1867 (100.0)	1018 100.0

数値は M.U.A.P. の数 (10 筋). ( ) 内はその % を示す。

表 4 フィルム記録による波形の頻度 (2)

wave form	normal case			low back pain		
	m. erector spinae	m. gluteus max.	m. gluteus med.	m. erector spinae	m. gluteus max.	m. gluteus med.
1	421 (33.1)	709 (52.2)	291 (23.8)	631 (37.7)	705 (37.9)	208 (20.5)
2	90 (7.1)	50 (3.7)	79 (6.5)	132 (7.9)	75 (3.8)	50 (5.0)
3	762 (59.8)	601 (44.1)	852 (69.7)	912 (54.4)	1087 (58.3)	760 (74.5)
total	1273 (100.0)	1360 (100.0)	1222 (100.0)	1675 (100.0)	1867 (100.0)	1018 (100.0)

数値は M. U. A. P. の数 (10 筋). ( ) 内はその % を示す.

図 2 波形の分類

ンピューターが導入されてきている。

コンピューターを用いて病的状態を十分に分析でき、かつ時間とエネルギーの節約となるが⁷⁾、生理学的正確さを犠牲にしなければ、motor units の計測の完全な自動化は不可能である⁸⁾。

一芯同心型針電極によりえられる筋放電の振幅は、

その大きさが異なるために、振幅をもって筋の活動状況を判定するには、特殊な例を除いては、あまりその有意性は認められていなかった。しかし、本研究で振幅ヒストグラムの pattern から、正常例と腰痛疾患例とに差が認められた結果から、筋の活動状況に何らかの変化が存在していることを推察しうる。

筋放電の振幅は、筋細胞内の酸素量、温度、筋線維の太さとその密度および電極と活動線維との距離などの要因に左右される⁹⁾。

本実験にさいしては、筋細胞内の酸素量、温度、筋線維の太さとその密度などは厳密に測定すれば理想的であろうが、一応考慮の対象外とした。電極と活動線維との距離に関しては、電極の刺入を数回試みて、1 個の motor unit の最大振幅のえられた所で測定を行ったため、電極と活動線維との距離は全例において、ほぼ同等のものであったと考えられる。元来筋放電は同一 motor units に属する筋線維群の活動の総和を細胞外より電極で観察したものであり、motor units の大きさは、下肢では 7~10 mm、上肢では 5~7 mm の直径の円形の拡がりをもつものであるといわれ、各 motor units は 50~100 個の subunits を持ち、また各 subunits は 20~30 の筋線維からなるといわれている。一芯同心型針電極が関与する 0.5 mm 位の円形の範囲内には同一の motor units に属する 1~3 個の subunits が存在し、各 subunits の間隔は 0.7 mm 位であり、その間にも 10~20 個の他の motor units に属する subunits が混入して組織学的には互に over lap しているという¹⁰⁻¹²⁾。

被検筋に関しては、躯幹直立筋群、大殿筋および中殿筋は、従来より腰部、骨盤、股関節部の姿勢保持お

よび抗重力筋であることが知られている^{4,5,13-16)}。

立位軽度前屈位の姿勢は、これらの筋群に対して抗重力的に弱収縮の筋活動をうながすこととなる。

以上のごとき背景のもとに、被検筋の弱収縮状態を考えると、1～3個の subunits からの放電は、割合大きい振幅として観察されるが、その他の subunits からの放電は小さい振幅として観察されることとなる¹⁷⁾。それ故 300 個の motor units のスパイクは閾値ぎりぎりの 20～40 μV の振幅の波から 1 mV またはそれ以上の振幅の波まで、広範囲にわたって観察される。

本来は数 μV の波も計測すべきであろうが、ミニコンピュターの性質上、ノイズを除外するために、20～40 μV の所に閾値を設定し、閾値を越えるスパイクに関して、その peak to peak の振幅ヒストグラムを検討した。

閾値の設定に関しては、それぞれの研究目的により考慮しており、筋放電のない時のノイズは 5 μV 以下であるが、実際の計測のさいには 35 μV に閾値を置くという報告¹⁸⁾、40 μV 以上に置くと述べている者¹⁹⁾、あるいは $\pm 100 \mu\text{V}$ に閾値を置き、離れた motor units からの low amplitude potentials も含めしてしまうという報告もある¹⁹⁾。

ミニコンピュターは、この閾値線を上行性に通過するスパイクはすべて振幅を計測するが、この条件に満たないスパイクは計測されないか、または誤った値として計測される (図 2)。

波形 (1) に示すごときものは、正確に計測される。波形 (2) のごときものは initial negative deflection が閾値に達しないために計測されない。しかし、このような波形が多数出現する時は、筋電計モニターで観察しえるので、スパイクの上下を反転すれば計測可能となる。

問題は波形 (3) のものである。a は実際の振幅より小さな振幅として計測し、b, d, e は 3 相性、多相性の波を 2 個以上の波に分割し、一部小さな振幅の波として計測している。問題の多い波形の中で、誤差の生じ易いのは、initial negative deflection の波形と多相性の波形である。

Buchthal²⁰⁾ によれば initial negative deflection は電極が potentials の発生源に近すぎるさいに生ずると述べている。検索中に電極を動かすことにより、電極を活動線維から、ある距離まで離すことで、initial negative deflection をある程度避けうと考

える。

波形の相に関しては、2 相性、3 相性の波形の出現頻度は、正常で 80%^{9,20)}、4 相性以上の多相性の波形は、前脛骨筋で 3%、短指伸筋で 6～12% といわれている¹⁷⁾。Noris²¹⁾ は 4 相性以上の波形を bizarre potentials と呼び、正常では 10% 以下の頻度で出現するといっている。広瀬ら²²⁻²⁴⁾ の報告によると、やはり多相性の波形は 10% 以下である。

本実験のフィルム計測の結果は表 3 に示すごとくであった。すなわち、多相性の波形は正常者軀幹直立筋群で 19.8%、大殿筋で 8.9%、中殿筋で 5.8% にみられ、諸家の報告と大差はない。

しかし、本研究では、波形の相の出現頻度よりも、計測誤差という点から考慮すべきであり、図 2 の波形 (3) に属する波形の出現頻度が問題となる。これらの波形は正確にその振幅を計測することは不可能であり、一部小さな振幅として計測される。

表 4 によると波形 (3) に属する波形の出現頻度は、正常者軀幹直立筋群で 59.8%、大殿筋で 44.1%、中殿筋で 69.7%、腰痛疾患例軀幹直立筋群で 54.4%、大殿筋で 58.3%、中殿筋で 74.5% である。これらの高い頻度で波形 (3) の波形が出現するため、本研究のヒストグラムは Buchthal¹⁹⁾ が示したヒストグラムよりそのピークが左に偏位するものと考ええる。

正常者の軀幹直立筋群、大殿筋、中殿筋の振幅ヒストグラムの pattern を一応標準として、腰痛疾患患者の振幅ヒストグラムと比較すると、腰痛疾患例では、ヒストグラムが一峰型、多峰型、無峰型と 3 型を示すが、いずれにしても、そのピークは正常例より大きい方に偏位し、全体的に、だらだらの山型で、正常例のごとき急峻さがない。

振幅ヒストグラムのピークが大きい方へ偏位することは、前屈姿勢で体位を保持するために活動する motor units の数が増加し、その一部が互に同期し、territory 内で放電するために、ヒストグラムの右偏が生じたものと考えられる。

これは横軸に motor units の放電番号を縦軸に、motor units の放電変動幅 msec をとった放電間隔変動図を作ってみた結果からも明らかである (写真 5, 6)。ただし、この変動図は、振幅ヒストグラムを求めた部位で 20～40 μV の閾値以上の振幅を示す motor units の 200 個に対して作ったもので、単一 motor units の放電間隔図とは異なったものである。

この放電間隔変動図で、正常例は変化に富み、その

変動幅の平均値は、軀幹直立筋群で 112.4 msec, 大殿筋で 122.0 msec, 中殿筋で 127.2 msec, であり、腰痛疾患例では、軀幹直立筋群で 68.2 msec, 大殿筋で 80.6 msec, 中殿筋で 96.2 msec で、正常例に比較し小さい。

このことは、motor units の放電参加が増加し、数多くの motor units が出現していることを示している³⁾。

腰痛という疼痛因子のために、腰痛疾患例では、ある運動を強いられると、疼痛回避姿勢をとり、腰部、骨盤部のリズムの異常が生じ⁵⁾、筋性固定が要求される。そのために電極 territory 内に多くの motor units が互に同期し、伝達されてくるために、正常者の振幅よりも大きい振幅の電位を数多く観察しえたものと考ええる。

結論

1) 正常例 13 例、腰痛疾患例 43 例の計 56 例の motor units を、ミニコンピューターを使用して振幅ヒストグラムおよび放電間隔変動図を製作し、その型を検討した。さらにフィルム記録による筋電図波型の分類を行い、ミニコンピューターの解析能力につき検討した。

2) 正常例の振幅ヒストグラムは、ピークが1つの一峰型ヒストグラムであり、そのピークは、軀幹直立筋群で約 80 μ V, 大殿筋で約 65 μ V, 中殿筋で約 60 μ V である。各筋ともにヒストグラムの上行脚は急峻で、そのピークに達し、また下行脚もかなり急峻で、200~250 μ V で基線に戻る。

3) 腰痛疾患例の振幅ヒストグラムは、ピークが1つの一峰型、2つまたは3つ存在する多峰型、なだらかな山型を示す無峰型の3型がある。一峰型ヒストグラムのピークは 75~200 μ V に存在し、正常例のそれに比較して、かなり右に偏位している。また、その形も正常例に比較して上行脚、下行脚ともになだらかで、800 μ V 前後で基線に戻る。多峰型ヒストグラムは、二峰型が大部分で、その第1峰は、ピークが 75~200 μ V に存在し、その型は腰痛疾患例の一峰型と類似するが、その下行脚がより急峻である点が異なる。その第2峰以下のピークは 500 μ V 以内に存在し、上行脚も下行脚も第1峰のそれよりも幾分かである。下行脚は 800~900 μ V で基線に戻る。無峰型ヒストグラムでは、著明なピークが存在せず、全体的に 75~100 μ V の所より、ゆるやかに上行脚とな

って上行し、その後均等に広がって上行脚より下行脚に移行し、徐々に下行して 900 μ V 前後で基線に戻る。

4) 腰痛疾患例の振幅ヒストグラムは、そのピークおよび山型が、全体的に正常例より大きい振幅の側、すなわち右側に偏位している。これは数多くの motor units の参加があり、互に同期しているためと考えられる。

5) 振幅ヒストグラムで正常型は1峰型でかつ、比較的小さい振幅の所にピークがあり、腰痛疾患例では、前述のごとく3型を呈するが、これらの振幅ヒストグラムを示す motor units の活動状況を知る意味で、数個の motor units の放電間隔変動図を製作した。その結果、正常例ではその変動幅は大きく、軀幹直立筋群で 93~142 msec, 大殿筋で 98~150 msec, 中殿筋で 96~146 msec, であった。一方腰痛疾患例では、その変動幅は正常例に比較して小さく、軀幹直立筋群で 30~140 msec, 大殿筋で 40~140 msec, 中殿筋で 50~142 msec であった。これは腰痛疾患例では motor units の放電参加が増加して、単位時間内に数多くの motor units が出現していることを示している。

6) ミニコンピューターによる motor units 波形の分析に関して、その能力の限界を知り、解析の誤差を知る目的で 35 mm フィルムに記録した筋電図波形をルーペにて拡大して1つ1つの波型を分析し分類した。その結果、ミニコンピューターの正確な数値的解析能力を越える波形が、正常者軀幹直立筋群で 59.8%, 大殿筋で 44.1%, 中殿筋で 69.7% あり、腰痛疾患例の軀幹直立筋群で 54.4%, 大殿筋で 58.3%, 中殿筋で 74.5% あり、これらはすべて数値的に実測より小さな値として計測されるが、正常例の振幅ヒストグラムのパターンを標準に設定すれば、筋機能の解析に大きな障害とはならず、ミニコンピューターが、臨床的应用に可能であると思われる。

7) 腰痛疾患例の腰背殿筋群は、数多くの motor units が、活動することによって、筋性に姿勢を保持していることが、ミニコンピューターを用いて製作した筋電図振幅ヒストグラムから解析可能であり、筋電図振幅分析は腰痛疾患解明のための1つの指標に十分なりうるものと思われる。

稿を終るにあたり、ご校閲を賜りました本学第2生理学、藤田安一郎教授に、深謝致します。また、直接ご指導下さいました白井康正講師および終始ご協力いただいた整形外科教室筋電図班の各位に感謝の意を表します。

(本論文の要旨は、第3回脳波筋電図学会で報告した。)

文献

- 1) 宮崎淳弘, 田島稔弘, 米盛学: 腰痛症の治療と筋電図・老年病, **8**, 704~709, 1962.
- 2) 山路兼生, 加藤泰弘, 佐藤雅一, 小島俊二, 丹羽滋郎, 吉田久純, 世古口公宏, 田熊清彦, 江崎勤弥, 林英夫, 佐藤春彦: 腰痛患者の筋電図学的検索. 名市大医誌, **14**, 9~18, 1963.
- 3) 三木威勇治, 時実利彦: 筋電図入門. p. 98~111, 214~239, 南山堂, 東京, 1964.
- 4) 吉田恒丸: 腰痛患者の筋電図学的研究—とくに軀幹直立筋の筋機能に関する考察—. 日整会誌, **40**, 147, 1966.
- 5) 白井康正: 腰痛患者の骨盤傾斜に関する研究. 日医大誌, **34**, 21~33, 1967.
- 6) 渡辺誠: 腸腰筋の筋電図学的研究. 脳波と筋電図, **2**, 201~210, 1974.
- 7) Kopec, J., Hausmanowa-Petrusewicz, I., Rawski, M., and Wolynski, M.: Automatic analysis in electromyography and clinical neurophysiology. S. Karger, **2**, p. 476~481, Basel, München, Paris, London, New York, Sydney, 1973.
- 8) Bergmans, J.: Computer-assisted measurement of the parameters of single motor unit potentials in human electromyography. S. Karger, **2**, p. 482~488, Basel, München, Paris, London, New York, Sydney, 1973.
- 9) Buchthal, F.: An introduction to electromyography. p. 16, Scandinavian University Books, Copenhagen, 1957.
- 10) Buchthal, F.: The electromyogram. World Neurol., **3**, 16~34, 1962.
- 11) Buchthal, F., Erminio, F., and Rosenfack, P.: Motor unit territory in different human muscles. Acta Physiol. Scand., **45**, 72~87, 1959.
- 12) Buchthal, F.: The general concept of the motor unit. Res. Publ. Assoc. Res. Nerv. Ment. Dis., **38**, 3~30, 1961.
- 13) Floyd, W.F., and Silver, P.H.S.: The function of the erectores spinae muscles in certain movements and postures in man. J. Physiol., **128**, 184~203, 1955.
- 14) Wheatley, M.D., and Jahnke, W.D.: Electromyographic study of the superficial thigh and hip muscles in normal individuals. Arch. Physical Med., **32**, 508, 1951.
- 15) Joseph, J.: Electromyographic study of men's posture. Clin. Orthop., **25**, 92, 1962.
- 16) Joseph, J., and Eilliams, P.L.: Electromyography of certain hip muscles. J. Anat., **91**, 286, 1957.
- 17) Woolf, A.L.: The theoretical basis of clinical electromyography. Annals of Physical Medicine, **4**, 241~266, 1962.
- 18) Grieve, D.W., and Cavanagh, P.R.: The quantitative analysis of phasic electromyograms. New developments in electromyography and clinical neurophysiology. S. Karger, **2**, p. 489~496, Basel, München, Paris, London, New York, Sydney, 1973.
- 19) Lee, R.G., and White, D.G.: Computer analysis of motor unit action potentials in routine clinical electromyography. New developments in electromyography and clinical neurophysiology. S. Karger, **2**, p. 454~461, Basel, München, Paris, London, New York, Sydney, 1973.
- 20) Petersen, I., and Kugelberg, E.: Duration and form of action potential in the normal human muscle. J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry., **12**, 124, 1949.
- 21) Noris, F.H.: The E.M.G. a guide and atlas for practical electromyography. p. 45, Grune and Stratton, New York, 1963.
- 22) 広瀬和彦: 随意収縮時筋電図波形の分析. 臨床神経, **10**, 626~633, 1970.
- 23) 広瀬和彦, 祖父江逸郎: 健康者下肢筋における随意収縮時筋電図波形の分析. 臨床神経, **11**, 550~559, 1971.
- 24) 広瀬和彦: 随意収縮時における筋電図波形の分析. 臨床脳波, **15**, 137~144, 1973.

(受付: 1975年10月9日)