

脳性小児麻痺児童の特性

— 脳波，筋電図を中心としての一考察 —

小 田 豊

最近来，肢体不自由児研究は，脳性マヒ (Cerebral Palsy) を中心に展開されようとする傾向にある。それには，一つは背髄性小児マヒ (Poliomyelitis) の予防が成功し，その出現がほとんどなくなり，肢体不自由児における脳性マヒ児の比率が増大したことであり，今一つは，脳性マヒ自体の根本的問題として，その固有な身体障害が，学習において他の肢体不自由児よりも，はるかに困難な事態を生起させていることである。

つまり，脳性マヒ児は中枢の脳組織に異常を生じ，身体の部分と症状がまちまちの様相を呈し，正常なコントロールを示すことができないのである。更に，これが学習面において問題となるのは，程度の差にかかわらず四肢および体幹の障害が，それぞれ，手や言語に著しい影響を与えているためである。フェルプス (W. M. Phelps) やホプキンス (T. W. Hopkins) は，この学習上の問題が，すべて身体的欠陥にもとづくものであることを指摘して，身体的，運動的機能に関する考察の必要を強調している。ところが，それにもかかわらず，従来，学習の観点に立った，この方面の実証的研究は少なく，整形外科医学の立場から機能回復の方法や内容等が検討されていたにすぎない。そこで，本稿は，学習の立場を充分に考慮しながら，脳波計，筋電計により，脳性マヒ児の身体的，運動的機能と，その特性を考察するものである。

なお，被験者は脳性小児麻痺収容施設，若草園福山分園の男子生徒五名で，被験者は医学的にみても，可成り難解な所見を呈しており，本研究の主旨からは，少しく逸脱しているが，このような研究においては避けることの出来ない現実であった。

I 簡単な条件設定に対する脳波分析値の変動

療性小児麻痺の行動において一般的に著しい特徴とされるパターンの構成成分は姿勢、動作の著しい偏倚、言語障害、知能の劣等性等である。そこでかかる行動を対象としたテストの性格は一般的に単純な、すなわち、正常人的行動に統合さるべき行動の基礎的な単位を結合統合関係の中から選択されねばならない。従って簡単な条件設定ということは客観的な変量として把えうるモデルであるべきである。この場合、被験者の中で比較的 I. Qが上位を占める者について簡単な加算及びその解答の言語的表現を条件として規定し、分析値の変動を把えようとした。

表1 加算、珠かぞえと分析値の変動（前頭部）

	δ	θ	α	β_1	β_2
対 照	12	10	13	13	11
加 算	6	9	8	10	14
珠かぞえ	7	9	12	11	12

条件差 F^- 、脳波分析値 F^-

表1は一位の加算を主とするテストと言語通信系を介した珠かぞえをさせた時の前頭部誘導時の脳波分析値の変動である。級間変動は、安静時、加算、珠かぞえを条件とするもので級間変動としては各周波帯域の積分値を変量とするものである。すなわち、Fテストでは有意性を認めない。

表2 加算、珠かぞえと分析値の変動（運動領部）

	δ	θ	α	β_1	β_2
対 照	13	22	20	15	5
加 算	3	7	4	2	1
珠かぞえ	10	23	13	11	5

条件差 F^{++} 、脳波分析値 F^{++}

しかるに運動領誘導においては表2に示される如く級間級内ともに変動の有意差を認める。対照値自体のパターンも問題に関する教示によりかなり偏倚しているのが注目された。これは教示の内容する刺激が身体動揺ということの形式で表現され、その範囲内で筋活動があり、分析値の水準が全体的に挙上していることが判る。換言すれば、ストレスのかかった状態であるといえる。それが加算を始めると其の電位水準は下り、すなわち抑制され、珠かぞえという言語運動に移行させると再び電位水準が上昇することになる。これをtテストにより平均対の有意差を示すと表3のようになる。

表3 各平均対間の有意差

	対 照	加 算	珠かぞえ
対 照		+	-
加 算			+
珠かぞえ			

	δ	θ	α	β_1	β_2
δ		+	-	-	+
θ			+	+	+
α				-	+
β_1					+
β_2					

即ち、 θ 帯域と β_2 帯域の特性が注目される。 β_2 帯域の活動は誘導部位が運動領に限局しているとすれば、閉鎖路系から証明されたことであり、グローブに一般知覚運動系発現を導出しているとすれば、いわゆる有意的運動の発現が大体25CPS~50CPSという普通の筋活動発現の準備状態を構築していることになる。なぜならば運動単位放電における最短放電間隔及びパイパー波の放電頻度と相似であるからである。

表4 加算, 珠かぞえと分析値の変動 (側頭部)

	δ	θ	α	β_1	β_2
対 照	22	17	27	19	34
加 算	20	17	26	23	47
珠かぞえ	16	16	21	13	26

条件差 F⁺ 脳波分析値 F^{II}

表4は側頭部における条件設定時の分析値変動を示す。ここで注目されるのは、加算時の電位水準が前者に比べて高いことである。その高さは対照値や珠かぞえよりも高い。 α, β_1, β_2 の各帯域が比較的高いことは筋電図の混信があることで明らかであるが、たとえ混信があったとしても、この条件下では、各々一定であるから変動の比較それ自体は有意義である。Fテストでは級間級内ともに変動の有意差を示すから各平均対を t テストにより検定すると表5ようになる。

表5 各平均対間の有意差

	対照	加算	珠かぞえ
対 照		-	-
加 算			+
珠かぞえ			

	δ	θ	α	β_1	β_2
δ		-	-	-	+
θ			+	-	+
α				-	+
β_1					+
β_2					

すなわち、加算と珠かぞえの間に有意差があり、級内変動では β_2 帯域が他の周波帯域と有意の差を示すから、これは Penfield のいう判断という抽象概念がその基礎にある。このことは脳性小児麻痺後遺症においても学習の構成が不可能でないことを示す。

表6 加算, 珠かぞえと分析値の変動(後頭部)

	δ	θ	α	β_1	β_2
対 照	5	15	18	8	6
加 算	5	14	10	7	7
珠かぞえ	4	17	12	9	10

条件差 F^{***} 脳波分析値 F^{***}

後頭部誘導脳波では表6のように電位水準に関しては前頭部誘導とほぼ同様な経過を示した。しかし、ここでは級間変動に有意差なく級内変動にのみ有意差を示す。

表7 各平均対の有意差

	δ	θ	α	β_1	β_2
δ		+	+	-	-
θ			-	+	+
α				+	+
β_1					-
β_2					

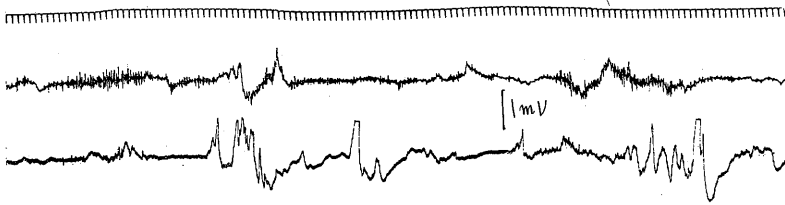
表7は、その分析値のtテスト表であるが各周波帯域変動は多様である。すなわち、 α 帯域を主成分とする分析値のパターンが一方では θ 帯域へ、他方では、 β_1, β_2 の、比較的高周波帯域への二次元的分割が行われており、これは健康児における結果と一致している。これが視覚的学習時の特徴とするには、もっと多数標本に関する検定を必要とするからここでは省略することとする。

Ⅱ 筋 電 図

1) 脳性小児麻痺における働作筋の作業様式

前述のように被験者の運動様式はかなり限定されていると同時に、その障害度が著明なので筋電図学的解析は著しく制限される。ここでは、若干の運動様式に筋電図出現の有無を表示することにした。

図1 指の対向運動時の筋電図



上段：時標（0.1秒），中段：尺側手根屈筋の筋電図

下段：総指伸筋の筋電図

目的とする運動の困難さから基線の動揺が著しく、其の振動する基線に不規則な筋電図が重なって出ている。

図1は尺側手根屈筋の誘導で、肘関節より約6cmすなわち、前腕長の近心部 $\frac{1}{3}$ の所に陽極、陰極誘導銀盤を筋の走向に一致させて、その間隔は約1cmにおき、一方総指伸筋のは肘関節より5cm遠心部に上述屈筋と同様に誘導電極をおいて無関電極を更に2cm位離れた近心部に設置して誘導した時の筋電図である。図のように表面電極誘導によっても、そのパターンは健康者のそれと異ならないが、電位の棘波高は著しく低い。これは筋の外観的変形が存在するに拘らず神経筋単位としては、機能していることを示すと同時に、その筋力発現の低さは、神経機能に基づくのではないかを疑わしめ、又筋活動の訓練不足を立証する。しかし、一方全く筋力もなければ筋放電も消失するという事実があるから、痙性小児麻痺の後遺が、神経筋単位にも及んでいることは容易に推定される。

表8 手の運動と筋電図 (尺側手根屈筋と総指伸筋)

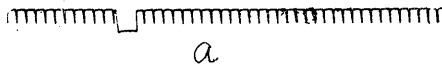
	右		左	
	屈筋	伸筋	屈筋	伸筋
指向	+	-	-	+
屈曲	+	-	-	-
伸展	-	-	-	+
外旋	+	-	±	-
内旋	不能	不能	-	-

表8は一被験者の手の運動と筋電図所見を示したものである。此の症例は右手の内旋が不能であり、指の対向運動、手の屈曲運動、外旋運動が筋電図で逆位に機能していることが判る。これは全く奇異な所見であるが麻痺の程度により筋の作動様式が異っており、それは左右間の運動的転移性のなさの特異な適応形態が成立していることをものがたる。しかし、屈筋と伸筋の機能的相反作用は認められるから中枢制御の存在は確認できる。従って働筋における積分機構は分裂しているが、積分性の存在自体は否定できないから訓練様式の体系化が必要とされる。

2) 筋力と筋電図

別の被験者では、握力計による筋力測定が可能である。図2は、その筋電図であるが、この時の握力は12kg (右手) の数値を示した。

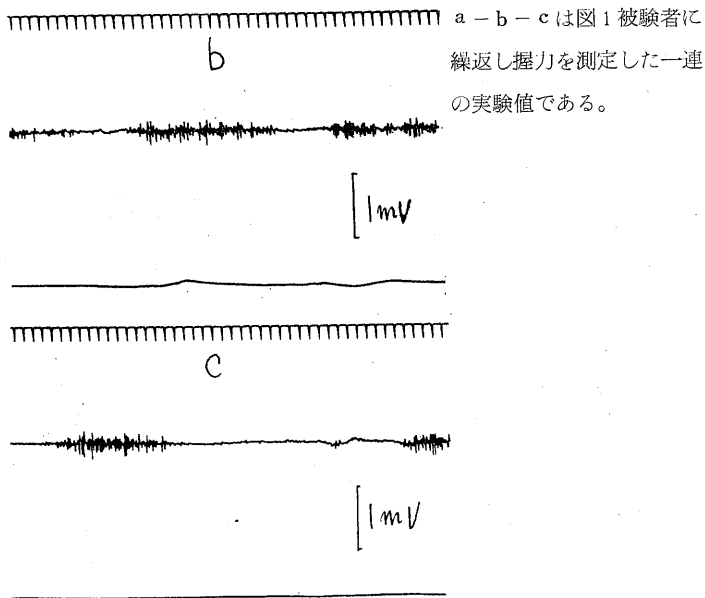
図2 握力と筋電図



各図は上段より時標 (0.1秒) 総指伸筋, 尺側手根屈筋の筋電図を示す。

1 mV

aは9kg, bは5kg, cは3kgの握力値を示した。



この時の棘波高は $200\mu\text{V}$ の群放電が伸筋で見られ、屈筋では $100\sim 150\mu\text{V}$ の群放電を示している。健康人の筋電図棘波高はこの程度の握力では $100\mu\text{V}$ 以下の棘波高で、明らかに電位の水準が異っている。しかも、此の棘波高は繰返して握力計を動かしはじめると出力が直ちに減少することから非常に疲労しやすいことが証明されるゆえに、学習量の差と障害程度に大きく依存していることが判る。又、左手の筋電図は同一被験者であるにもかかわらず、伸筋にのみ放電があり（握力 7kg ）屈筋には放電が認められない。2回目の試行では 4kg に下り、1回目の試行と近似の握力を示すのには休憩時間が少くとも15分以上を要する。しかも左手の握力を測定するときには、右手では認められぬ変形的な握方を示す。すなわち、前述のように麻痺の程度により運動に対する作動様式、又は適応様式が異なる。

この様な握り方は、今一つの被験者の場合は握力値 7kg で伸筋、屈筋ともに $100\mu\text{V}$ 程度の棘波高を示すが、そのパイパー波の発現時期が異って

いる。これは運動路系の結合部位に遅れがあるか、又は運動発現の場と考えられる運動領野における促進抑制の拮抗的機能における制御の乱れに原因するものであろう。したがって、このような簡単な運動においても、その系列における障害の程度が場所的、時間的に阻害されていることになる。

3) 抗重力筋における筋電図について

痙性小児麻痺後遺症は完全に両脚が麻痺している場合もあるが、この場合は少なくとも跛行をも含めて独立した歩行様式が習得されている者についてのみ記録した。一般的に麻痺度と筋放電は比例関係を示すようである。

図3 歩行と筋電図

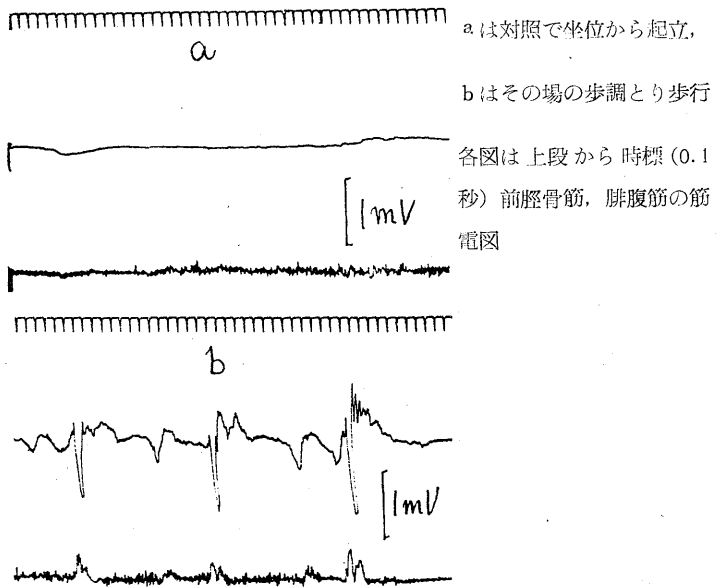


図3は起立時及び歩行時の筋電図で図中上段が前脛骨筋, 腓腹筋中央部で誘導したものである。この被験者は、歩行が可能で片脚が麻痺している

という所見はない。前脛骨筋、腓腹筋ともに100 μ V位の棘波高であるが、前者の放電期間が短かく、後者ではパイパー波が2—3相に分割しているのが特徴である。但し、一定時間間隔における歩調取りは乱れ、それに対応するemgも棘波高が対応して消長してる。下腿の筋に対して大腿の筋は殆んど筋放電を認めず臀部、腰部の表在筋においても同様の所見が認められる。これは、不完全ながらも立位姿勢並びに、ゆがんだ歩行運動様式を構成している点から考えて、良い歩行に関する基本的な体育的又は治療体操的訓練がないことを示す。しかし、片脚の麻痺、片脚の機能がある場合には、大腿諸筋に微弱ながら筋放電が認められた。この事実も適切な訓練の必要性を説く根拠となる。

Ⅲ 総 括

脳性小児麻痺後遺症の複雑な運動様式は各症例について適確な資料を把握し、事例研究の積重ねを通して、標本の分割を図り、かかる層化標本に基づいて、教育計画、カリキュラムがなされねばならぬことは自明であるが、以上2つの実験結果並びに考察でも明らかな如く、適確な資料を整える以前の段階である。したがって、かかる事例研究の累積が緊急の課題であるが、これらの僅かな症例からも医学と体育学又は心理学の相補的な機能を通して、これらに関する若干の特性、方策が想定される。すなわち、1)形態的要因については医学的処方に基づく栄養指導並びに栄養との関連における医学的体育（リングの治療体操）と人間工学的な運動機能に対する体育的訓練が必要である。2)この形態的劣位に基づく機能の遅れは立位、歩行といった基礎的運動能力に対するアフターケアと連鎖する条件づけ学習が創意工夫されねばならない。3)又簡単な条件設定のもとでの脳波所見では、健康人と同様な脳波構成因子の変動様式を示すこと。4)筋活動の作動様式は、筋電図学的所見からすれば、積分機構の分裂状態を示すにかかわらずその運動方式を指導すれば矯正の可能性があることなどから訓練の可能性を示している。

但しこの可能性は、1)知覚運動系の、びまん性深在性の障害及び2)誘導部位の大半において優勢なθ帯域の運動に対する部位的抵抗又は結合、統合の遮断性という所見による制限性によって拘束される。少なくとも、かかる制限性の中での学習の場の構成は現在の所「適切な」という用語のもとに至適の条件設定が必要であることは間違いない。このことは将来の研究にまたねばならない。

IV 結 語

脳性小児麻痺後遺症に関する概括的接近として、脳波、筋電計を利用しての事例研究がなされた所、複雑な実態が推定されたが以下のような所見及び特性が認められた。

1)簡単な条件設定のもとに行われた学習実験における脳波の対応関係は適切な要求水準において健康人と同様な分析値の変動様式を示す。

2)筋の活動様式は神経筋単位の麻痺度によって異り、其の基準内で偏倚した作動方式を示し、身体制御における積分機構は正常人のそれに比して分裂しているが、その反射要素の存在は失われてはいない。

以上のような知見が証明されたにかかわらず実態の複雑さは依然と存在しているゆえにかかる事例研究の積重ねが重要であると思われる。

V 参 考 文 献

1. W. M. Phelps, T. W. Hopkins
The Cerebral Palsiedchild 1958
2. Gibbs, F. A and Gibbs, E. L
Atlas of Electroencephalography 1950
3. 萩原 仁
筋力の筋電図的分析について
広島大学教育学部紀要 第3巻 1965

-
4. Schwab R. S (東大脳研究所訳)
臨床脳波学 1955
 5. 坪内和夫
人間工学 1964
 6. Wells. K. F
Kineciology 1961
 7. Ichimiya shunichi
A study on Properties of Cerebral Palsied Children
 8. 小田 豊
脳性小児麻痺児童の運動診断 1966
梅光女学院短大紀要 IV